

## **5.RESULTADOS EN EXPERIMENTACIÓN HUMANA**

## 5.1 RESULTADOS DENSITOMÉTRICOS

Se realizan mediciones densitométricas de cada muestra de estudio. En la Tabla VIII de resultados densitométricos se expresan la densidad mineral ósea de los fragmentos diafisarios proximales. Especificamos la lateralidad de la rodilla y el grupo de osteosíntesis a que pertenecen. Se expresan las mediciones obtenidas mediante la densitometría ántero-posterior ( AP ) y cráneo-caudal ( CC ) así como su valor medio.

Muestra	Grupo	Lado	Densito AP	Densito CC	Densito media
Hum-1	A	Izquierdo	0.246	0.458	0.352
Hum-2	B	Derecho	0.311	0.495	0.388
Hum-3	B	Izquierdo	0.954	0.742	0.848
Hum-4	C	Izquierdo	0.351	0.788	0.569
Hum-5	D	Derecho	0.294	0.814	0.554
Hum-6	D	Izquierdo	0.253	0.411	0.332
Hum-7	C	Izquierdo	0.411	0.459	0.435
Hum-8	A	Izquierdo	0.612	1.085	0.848
Hum-9	A	Derecho	0.313	0.611	0.462
Hum-10	B	Derecho	0.230	0.733	0.481
Hum-11	D	Derecho	0.209	0.468	0.338
Hum-12	C	Izquierdo	0.342	0.510	0.426
Hum-13	A	Derecho	0.374	0.626	0.500

**Tabla VIII.** Mediciones densitométricas de las muestras de estudio.

Los valores cráneo-caudales son uniformemente superiores a los ántero-posteriores excepto en dos muestras Hum-3 donde se invierte la proporción y en la Hum-7 donde son prácticamente equivalentes.

Decidimos usar a partir de ahora las mediciones obtenidas mediante la proyección cráneo-caudal que utilizaremos para la corrección de los valores obtenidos en los test mecánicos, concretamente del pico de fuerza máximo y de la rigidez. Concretamente usamos la media de las 13 determinaciones ( 0.638 ) como valor de referencia.

Respecto a los valores densitométricos cráneo-caudales no existen diferencias significativas entre los valores medios de los distintos grupos como se desarrolla en las tablas (Tabla VIIIa, Tabla VIIIb, Tabla VIIIc y Tabla VIId) expuestas a continuación.

Muestra	Grupo	Lado	Densito CC
Hum-1	A	Izquierdo	0.458
Hum-8	A	Izquierdo	1.085
Hum-9	A	Derecho	0.611
Hum-13	A	Derecho	0.626

Valor medio : 0.695

**Tabla VIIIa.** Valores densitométricos de los especímenes del grupo A

Muestra	Grupo	Lado	Densito CC
Hum-2	B	Derecho	0.495
Hum-3	B	Izquierdo	0.742
Hum-10	B	Derecho	0.733

Valor medio : 0.656

**Tabla VIIIb.** Valores densitométricos de los especímenes del grupo B

Muestra	Grupo	Lado	Densito CC
Hum-4	C	Izquierdo	0.788
Hum-7	C	Izquierdo	0.459
Hum-12	C	Izquierdo	0.510

Valor medio : 0.585

**Tabla VIIIc.** Valores densitométricos de los especímenes del grupo C

Muestra	Grupo	Lado	Densito CC
Hum-5	D	Derecho	0.814
Hum-6	D	Izquierdo	0.411
Hum-11	D	Derecho	0.468

Valor medio : 0.564

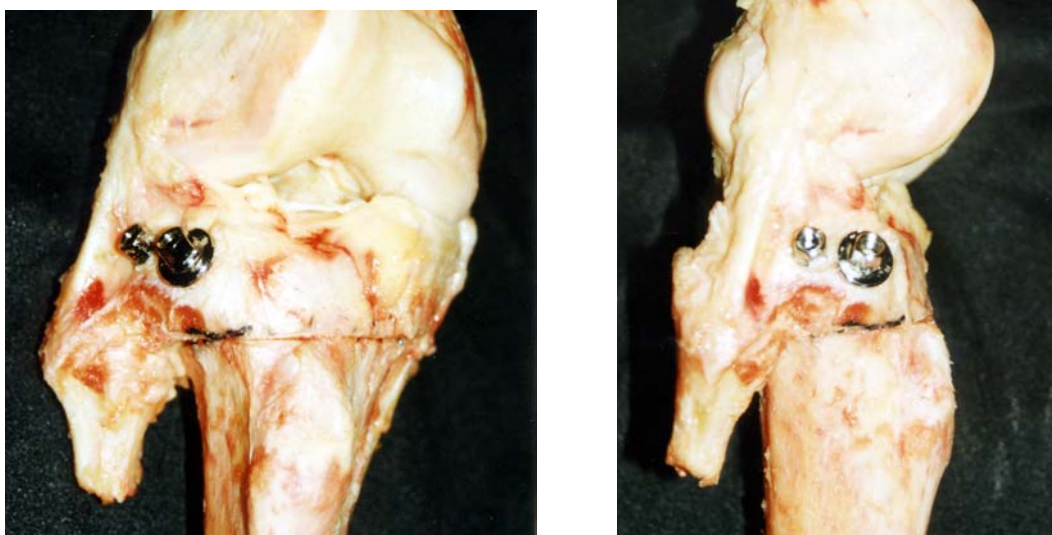
**Tabla VIII d.** Valores densitométricos de los especímenes del grupo D

## 5.2 REALIZACIÓN DE OSTEOTOMÍA VALGUIZANTE Y OSTEOSÍNTESIS

Se practica la osteotomía metafisaria según las características expuestas en Material y Métodos.

El corte proximal de la osteotomía se practica a 2 cm de la superficie articular en los grupos A, B ( tornillos canulados proximales y distales ) y D ( fijador externo) y a 3 cm de la superficie articular en el grupo C (lámina-placa).

En todos los casos se conserva el puente medial y las fibras más distales del ligamento lateral interno (Figura 55). Durante la aplicación de la osteosíntesis se fracturó el puente medial en 3 ocasiones, como queda reflejado más adelante en la gráfica de descripción del cierre de la osteotomía (Tabla X).



**Figura 55.** Cierre de la osteotomía, conservación del puente óseo medial y de las fibras del ligamento lateral interno. Detalle de cierre en perfil.

Se implantaron las osteosíntesis siguiendo el diseño de estudio preestablecido (Figura 56) sin embargo se amplió en 1 el número de muestras del grupo A ( tornillos canulados proximales ) debido a la falta de grabación de la curva de fuerza/desplazamiento por error técnico, incluyendo por tanto la muestra Hum-13.



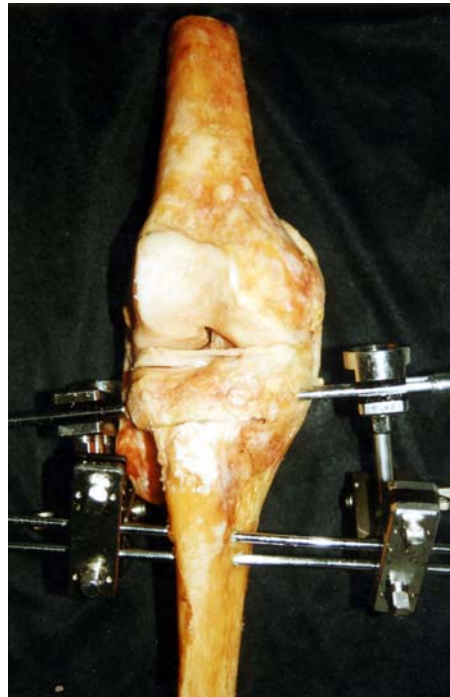
Tornillos canulados externos  
Grupo A



Tornillos canulados internos  
Grupo B



Lámina-placa  
Grupo C



Fijador externo  
Grupo D

**Figura 56.** Osteotomía y osteosíntesis con tornillos canulados externos (Grupo A), tornillos canulados internos (Grupo B), lámina-placa (Grupo C) y fijador externo (Grupo D).

### 5.3 RESULTADOS DEL ESTUDIO RADIOLÓGICO INICIAL

El estudio radiológico inicial pretende describir el valgismo obtenido en las piezas de estudio, pormenorizando el valgismo tibial mediante la medición del ángulo alfa ( $\alpha$ ) y beta ( $\beta$ ) así como las características del cierre de la osteotomía.

Respecto al ángulo-fémoro tibial consideramos valor de normoeje correspondiente a  $176^\circ$  ya que predeterminamos  $4^\circ$  de valgismo femoral. Valores inferiores a  $176^\circ$  indican valgismo de la muestra y mayores varismo.

Conseguimos valguizar todas las muestras ( valores  $< 176^\circ$  ) excepto una.

- ✓ La valguización obtenida es ideal (  $6^\circ$  o  $8^\circ$  de valgo ) en 7 muestras.
- ✓ Se obtienen valguizaciones moderadas ( de  $2^\circ$  o  $4^\circ$  de valgo ) en 4 muestras y
- ✓ en un 1 caso el valgismo conseguido es mayor al esperado (  $10^\circ$  de valgo )
- ✓ Hum-7 del grupo C es el único caso cuya alineación final se halla en varo (  $4^\circ$  de varismo ) y es debido al insuficiente cierre de la osteotomía.

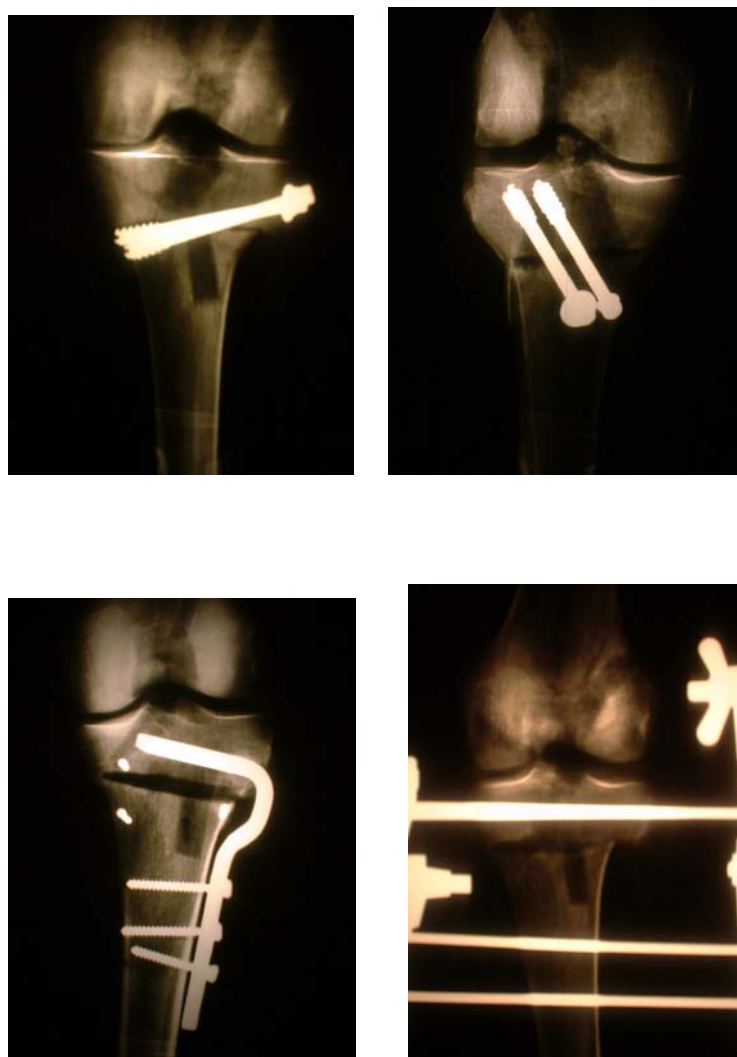
La Tabla IX muestra los valores angulares de las mediciones radiológicas practicadas en las muestras después de la osteotomía y osteosíntesis.

Muestras	Grupo	Distal fémur	Alfa	Beta	Fémoro-tibial	Alineación
Hum-1	A	80	86	94	170	VL de $6^\circ$
Hum-2	B	82	90	92	174	VL de $2^\circ$
Hum-3	B	80	80	96	168	VL de $8^\circ$
Hum-4	C	80	90	90	172	VL de $4^\circ$
Hum-5	D	80	90	90	172	VL de $4^\circ$
Hum-6	D	80	84	90	170	VL de $6^\circ$
Hum-7	C	82	96	84	180	VR de $4^\circ$
Hum-8	A	80	82	94	166	VL de $10^\circ$
Hum-9	A	82	83	94	168	VL de $8^\circ$
Hum-10	B	82	88	92	174	VL de $2^\circ$
Hum-11	D	80	88	92	168	VL de $8^\circ$
Hum-12	C	80	84	96	168	VL de $8^\circ$
Hum-13	A	84	82	98	168	VL de $8^\circ$

**Tabla IX.** Mediciones radiológicas de las muestras después de la osteotomía-osteosíntesis.

La posición de la osteosíntesis es correcta en todos los casos sin invadir la articulación ni provocar fracturas secundarias. En los grupos A y B se determina el ángulo de los tornillos canulados respecto de la superficie articular. En el grupo A oscilan entre 20 y 35° mientras que es discretamente superior en el grupo B ( 35°-45° ).

El cierre de la osteotomía (Tabla X) consigue un contacto correcto igual o superior al 80% de la superficie de la osteotomía en 11 casos (Figura 57); en el resto de los casos, la diastasis o separación de los bordes de la osteotomía nunca sobrepasa los 5 mm y aparece en la vertiente medial o lateral.



**Figura 57.** Cierre de la osteotomía igual o superior al 80%, con conservación del puente óseo medial.

Se conserva el puente óseo medial intacto en 10 casos. En tres ocasiones se produce la fractura del puente óseo medial durante la aplicación de la osteosíntesis.

En el grupo B aparece durante el cierre de la osteotomía y aplicación de los tornillos canulados.

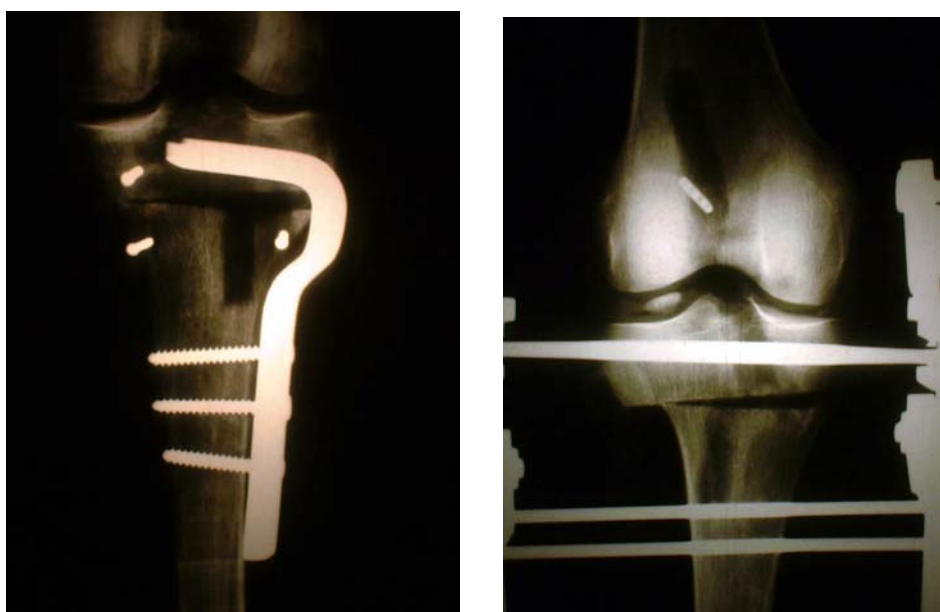
En el grupo C durante la preparación del trayecto de la lámina se fractura.

En el grupo D ocurre su fractura durante la inserción de los Steinmann debido a la compresión lateral aplicada.

Cuando el puente medial se conserva íntegro, en ocasiones produce una cierta diastasis en la vertiente medial de la osteotomía.

La medialización del segmento proximal se asocia a la fractura del puente óseo medial aunque nunca es superior a 5 mm. Aparece en 3 casos asociado a un cierre bueno o regular de la osteotomía.

Los peores cierres (Figura 58) aparecen en el grupo C y D. El cierre regular observado en Hum-4 con un 30% de superficie de contacto del grupo C (lámina-placa) se asocia a una fractura del puente medial ocurrida durante su implantación y a una medialización de 5 mm. En Hum-5 con un 20% de superficie de contacto del grupo D ( fijador externo ) también existe fractura del puente medial siendo la medialización sólo de 3 mm. En ambos casos la diastasis observada no supera los 5 mm.



**Figura 58.** Cierre regulares en los grupos C (lámina-placa) y D (fijador externo). ambos con fractura del puente óseo y medializaciones moderadas

Valorando todos los parámetros expuestos clasificamos el cierre de la osteotomía como óptimo cuando el contacto es hasta el 80% de la superficie, se conserva el puente óseo medial y no existe medialización. Cierre regular cuando el contacto es pobre ( inferior al 80% ), existe algún grado de diastasis y el puente medial se halla fracturado. Definimos como cierre bueno los dos casos que poseen características intermedias (Tabla X).



Muestra	Grupo	Posición canulados	Contacto OTV	Diastasis (mm)	Puente	Medialización (mm)	Cierre OTV
Hum-1	A	18-20°	100%	0	Íntegro	0	Óptimo
Hum-8	A	32-35°	100%	0	Íntegro	0	Óptimo
Hum-13	A	25-35°	100%	0	Íntegro	0	Óptimo
Hum-2	B	35-35°	100%	0	Íntegro	0	Óptimo
Hum-11	D		100%	0	Íntegro	0	Óptimo
Hum-9	A	20-25°	80%	Medial 4	Íntegro	0	Óptimo
Hum-3	B	45-45°	80%	Medial 4	Íntegro	0	Óptimo
Hum-12	C		80%	Medial 3	Íntegro	0	Óptimo
Hum-6	D		80%	Medial 5	Íntegro	0	Óptimo
Hum-10	B	38-40°	100%	0	Fracturado	3	Bueno
Hum-7	C		80%	Lateral 5	Íntegro	0	Bueno
Hum-4	C		30%	Lateral 5	Fracturado	5	Regular
Hum-5	D		20%	Medial 5	Fracturado	3	Regular

**Tabla X.** Descripción radiológica del cierre de la osteotomía.

En las proyecciones radiológicas de perfil se visualiza un contacto óseo o cierre de la osteotomía, en todos los casos superior al 80%. Respecto a la alineación de los extremos de la osteotomía, no aparece ninguna muestra con ante o recurvatum. Valorando el decalaje de la cortical anterior, en todos los casos existe un correcto contacto entre la cortical anterior del extremo proximal y distal de la osteotomía excepto en Hum-10 ( grupo B ) que presenta un decalaje de 3 mm (Figura 59).



**Figura 59.** Proyecciones radiológicas de perfil.

#### 5.4 REALIZACIÓN DEL TEST DE COMPRESIÓN AXIAL

Se aplica una fuerza compresiva axial pura hasta la aparición de fractura ósea o fallo del sistema.

Se obtienen curvas de fuerza ( Newton ) / desplazamiento ( mm ) de las que se pueden calcular los valores máximos de fuerza aplicada ( pico máximo de fuerza ), desplazamiento máximo en el pico de fuerza y cálculo de la rigidez por el cociente fuerza / desplazamiento en el tramo con pendiente uniforme de la Zona II que se exponen en la Tabla XI.

Muestra	Grupo	Pico fuerza ( Newton )	Desplazamiento máx. ( mm )	Rigidez ( N/mm )
Hum-1	A	916	22	238
Hum-2	B	2000	20	363
Hum-3	B	3840	24	253
Hum-4	C	2580	26.5	126
Hum-5	D	1900	34	95
Hum-6	D	1400	9.5	109
Hum-7	C	5800	23	371
Hum-8	A*	4000	10	
Hum-9	A	5600	9.5	480
Hum-10	B	4100	8.5	284
Hum-11	D	3500	15.5	317
Hum-12	C	2450	14.5	237
Hum-13	A	3500	20	496

**Tabla XI.** Valores mecánicos obtenidos de cada muestra de estudio

\*En Hum-8 por error técnico no se efectuó la grabación de la curva por lo que no podemos aportar la rigidez.

Ya hemos expuesto la valoración densitométrica de los especímenes. El valor medio de las determinaciones de densidad mineral ósea en nuestras muestras mediante la medición cráneo-caudal es de 0.638 g/cm<sup>2</sup>

Basándonos en la relación directa entre la densidad mineral ósea y las características de rigidez y pico máximo de fuerza. Realizamos la corrección de los valores obtenidos en el estudio mecánico respecto al valor medio de mineralización como se expone en la siguiente tabla (Tabla XII) que utilizaremos a partir de ahora para los posteriores análisis.

Muestra	Grupo	Densito CC	Pico fuerza registrado	Pico fuerza corregido	Rigidez registrada	Rigidez corregida
Hum-1	A	0.458→0.638	916	1276	238	331
Hum-2	B	0.495→0.638	2000	2577	363	467
Hum-3	B	0.742→0.638	3840	3301	253	217
Hum-4	C	0.788→0.638	2580	2088	126	102
Hum-5	D	0.814→0.638	1900	1489	95	74
Hum-6	D	0.411→0.638	1400	2173	109	169
Hum-7	C	0.459→0.638	5800	8061	371	515
Hum-8	A*	1.085→0.638	4000	2352		
Hum-9	A	0.611→0.638	5600	5847	480	501
Hum-10	B	0.733→0.638	4100	3568	284	247
Hum-11	D	0.468→0.638	3500	4771	317	432
Hum-12	C	0.510→0.638	2450	3064	237	296
Hum-13	A	0.729→0.638	3500	3063	496	434

**Tabla XII** .Valores mecánicos corregidos por el valor medio densitométrico.

Los valores mecánicos corregidos muestran una variabilidad importante en cada grupo de osteosíntesis (Tablas XIIa, XIIb, XIIc y XIId) :

Muestra	Grupo	Pico fuerza corregido	Rigidez Corregida
Hum-1	A	1276	331
Hum-9	A	5847	501
Hum-13	A	3063	434
Hum-8	A*	2352	

**Tabla XIIa.** Grupo A

Muestra	Grupo	Pico fuerza corregido	Rigidez Corregida
Hum-2	B	2577	467
Hum-3	B	3301	217
Hum-10	B	3568	247

**Tabla XIIb.** Grupo B

Muestra	Grupo	Pico fuerza corregido	Rigidez corregida
Hum-4	C	2088	102
Hum-7	C	8061	515
Hum-12	C	3064	296

**Tabla XIIc.** Grupo C

Muestra	Grupo	Pico fuerza corregido	Rigidez corregida
Hum-5	D	1489	74
Hum-6	D	2173	169
Hum-11	D	4771	432

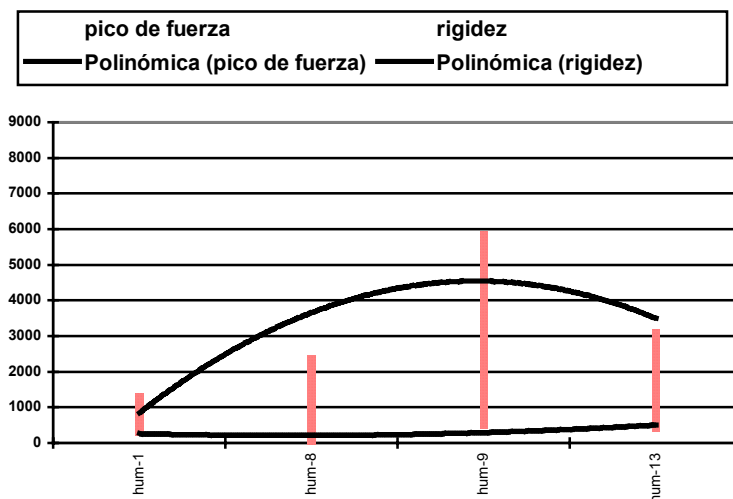
**Tabla XIId.** Grupo D

Respecto al pico de fuerza las mediciones oscilan entre 2000 y 3500 N. Sólo en dos casos son inferiores, en el grupo A ( Hum-1 ) y en el grupo D ( Hum-5 ). Por otra parte son cercanos o superiores a 5000 N en tres especímenes Hum-9 ( grupo A ) , Hum-7 ( grupo C ) y Hum-11 ( grupo –D ).

Los valores de rigidez más bajos aparecen en 2 casos ( Hum-4 y Hum-5 ) asociados a fractura del puente óseo medial y cierre regular de la osteotomía con bajo contacto en ambos casos. Exceptuando estas dos muestras los valores oscilan entre 169 y 515N/mm.

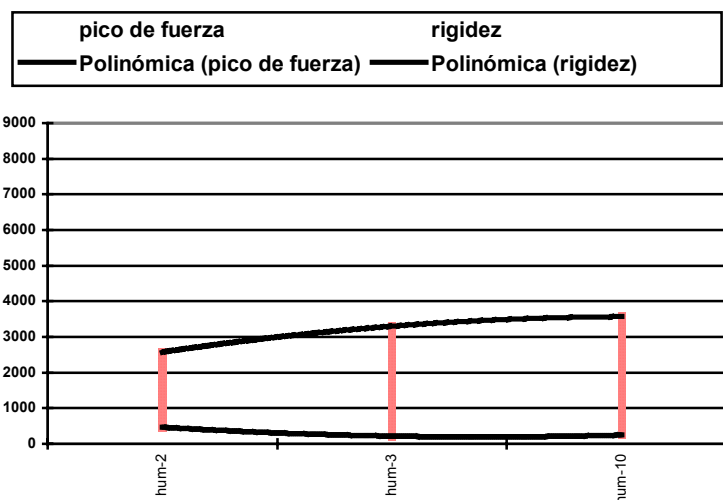
Los valores de pico de fuerza y rigidez corregidos por grupos se analizan en las siguientes gráficas donde se traza la línea de tendencia polinómica.

En el grupo A ( tornillos canulados proximales ) la línea de tendencia del pico de fuerza obtenido oscila entre 1000 y 4500, mientras que la rigidez presenta una oscilación entre 200 y 500. Los peores resultados aparecen en Hum-1 a pesar de un contacto correcto de la OTV e integridad del puente óseo con valgismo final de 6° que son las mismas características que exhibe Hum-9 y valgismo final de 8° en la que se registran mediciones superiores (Gráfica 1).



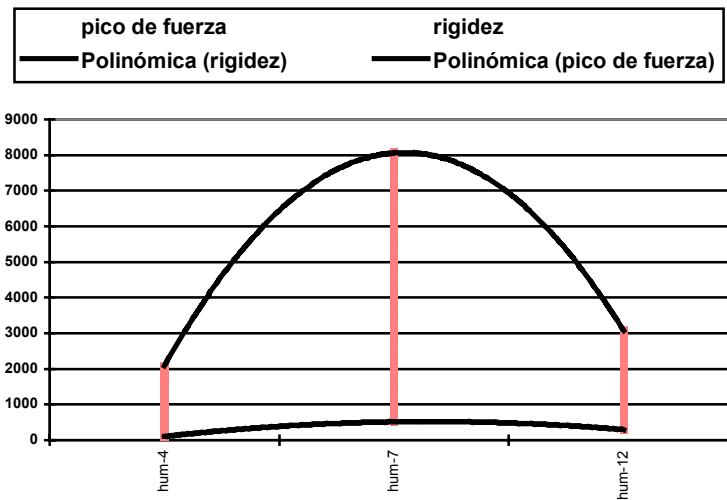
**Gráfica 1.** Línea de tendencia polinómica para pico de fuerza y rigidez del grupo A.

En el grupo B ( tornillos canulados distales ) la línea de tendencia del pico de fuerza oscila entre 2500 y 3500N mientras que la obtenida para los valores de rigidez tiene una oscilación entre 200 y 500N/mm (Gráfica 2). Es el grupo que presenta una mayor uniformidad de resultados entre las diferentes muestras de estudio. La muestra Hum-10 obtiene unos resultados mecánicos similares al resto del grupo a pesar de presentar una fractura del puente óseo medial.



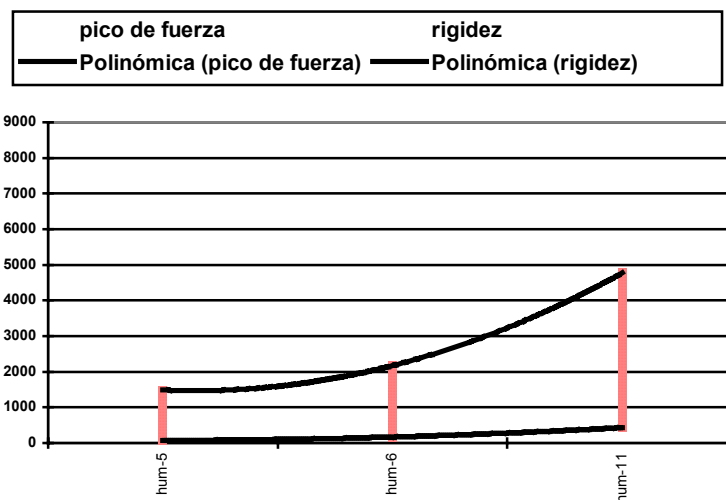
**Gráfica 2.** Línea de tendencia polinómica para pico de fuerza y rigidez del grupo B.

El grupo C ( lámina placa ) la línea de tendencia de los valores de carga máxima obtenida oscilan entre 2000 y 8000 N, con una rigidez entre 100 y 600N/mm. Es el grupo que presenta unas mediciones más elevadas aunque con una amplia variabilidad entre las distintas muestras (Gráfica 3). Los valores máximos corresponden al espécimen Hum-7 que posee la característica de varo residual con 4° de varo después del cierre de la osteotomía. Por otra parte la muestra Hum-4 que exhibe los valores mínimos se asocia a un cierre incorrecto de la osteotomía y a la fractura del puente óseo medial.



**Gráfica 3.** Línea de tendencia polinómica para pico de fuerza y rigidez del grupo C.

En el grupo D ( fijador externo ) la línea de tendencia polinómica presenta un oscilación entre 1500 y 5000N, mientras que la rigidez se acerca a los 500 en su valor máximo y el mínimo es inferior a 100N/mm. La muestra Hum-5 presentaba un cierre regular y una fractura del puente óseo medial situación que no se reprodujo en la muestra Hum-6 sin embargo ambos presentaron un comportamiento a la carga distinto de Hum-11 (Gráfica 4).



**Gráfica 4.** Línea de tendencia polinómica para pico de fuerza y rigidez del grupo D.

Existe una disminución de la rigidez asociada a la fractura del puente óseo medial y medialización del segmento proximal como hemos observado en los dos casos con cierre regular ya que las menores lecturas aparecen en esta situación.

Construimos una tabla (Tabla XIII) de la que hemos eliminado las muestras con cierre regular además de la muestra Hum-8 de la que no poseemos medición de rigidez. Observamos una cierta correlación entre las mediciones de pico máximo de fuerza y rigidez corregidas.

Muestra	Grupo	Rigidez corregida	Pico fuerza Corregido
Hum-6	D	169	2173
Hum-3	B	217	3301
Hum-10	B	247	3568
Hum-12	C	296	3064
Hum-1	A	331	1276
Hum-11	D	432	4771
Hum-13	A	434	3063
Hum-2	B	467	2577
Hum-9	A	501	5847
Hum-7	C	515	8061

**Tabla XIII.** Relación entre pico máximo de fuerza y rigidez ordenadas por orden creciente de rigidez.

Observamos que las lecturas de rigidez máxima se reparten entre los distintos grupos sin asociarse a un determinado tipo de síntesis.

## 5.5 RESULTADOS DEL ESTUDIO RADIOLÓGICO POSTERIOR AL TEST DE COMPRESIÓN

En esta fase se determinan las características radiológicas evaluadas anteriormente. Permite medir las modificaciones aparecidas a nivel de la pieza de estudio en cuanto a ángulos así como el patrón de fallo en cada caso y la descripción de las fracturas provocadas por el test mecánico.

Las mediciones angulares en las muestras sometidas al test de compresión axial se expresan en la siguiente tabla donde observamos que las modificaciones producidas por el test de compresión ocasionan la falta de intersección entre los ejes femoral y tibial durante la medición del ángulo fémoro-tibial (Tabla XIV).

Muestra	Grupo	Distal fémur	Alfa	Beta	Fémoro-tibial	Intersección
Hum-1	A	80°	110	76	182	No
Hum-2	B	82°	90	88	184	No
Hum-3	B	82°	80	86	183	No
Hum-4	C	80°	-	-	Apertura de foco	
Hum-5	D	80	76°	90	168	No
Hum-6	D	82	68	97	166	No
Hum-7	C	82	115	80	188	No
Hum-8	A	82	88	92	168	No
Hum-9	A	80	92	90	174	No
Hum-10	B	80	90	90	170	Sí
Hum-11	D	80	86	94	167	Sí
Hum-12	C	78	94	88	180	No
Hum-13	A	84	86	94	170	No

**Tabla XIV.** Mediciones radiológicas de las muestras después del test de compresión.

Pormenorizamos los resultados cada una de las mediciones angulares de los especímenes sometidos al test de compresión axial hasta la fractura ósea.

### 5.5.1 Ángulo distal del fémur

En el grupo de experimentación humana sólo aparece una fractura a nivel femoral que no ocasiona alteración del eje femoral concretamente en la muestra Hum-11 del grupo D (fijador externo) y es debida a la fijación extramedular del segmento femoral o cazoleta (Figura 60).



**Figura 60.** Fractura femoral debida a la fijación extramedular

Los valores obtenidos antes de la prueba de compresión oscilan entre 84°-80° siendo 80-82° los valores más frecuentes que aparecen en 12 de las muestras. Los valores posteriores al test mecánico son los mismos con una variación de  $\pm 2^\circ$  que atribuimos a factores proyeccionales.

### 5.5.2 Ángulo alfa

El ángulo alfa, medido en la vertiente externa de la tibia se modifica de forma muy importante después del test de compresión axial como se refleja en la Tabla XV, donde se determina el valor de variación.

Muestra	Grupo	Alfa antes del test	Alfa después del test	Variación
Hum-1	A	86	110	+24
Hum-2	B	90	90	0
Hum-3	B	80	80	0
Hum-4	C	90	-	-
Hum-5	D	90	76	-14
Hum-6	D	84	68	-18
Hum-7	C	96	115	+19
Hum-8	A	82	88	+6
Hum-9	A	83	92	+9
Hum-10	B	88	90	+2
Hum-11	D	88	86	-2
Hum-12	C	84	94	+10
Hum-13	A	82	86	+4

**Tabla XV.** Ángulo alfa  $\alpha$  antes y después de la prueba mecánica.



Antes del test de compresión todas las tibias presentan valgismo con valores inferiores a  $90^\circ$  excepto la muestra Hum-7 ( grupo C ) donde la lectura del ángulo alfa es de  $96^\circ$  debido al incompleto cierre de la osteotomía con una diastasis lateral de 5 mm. En el resto de las muestras los valores obtenidos oscilan entre  $85^\circ \pm 5^\circ$ .

Después del test mecánico la variación es muy importante. No puede realizarse su medición en caso por apertura completa del foco de osteotomía (Figura 61) como ocurre en la muestra Hum-4 del grupo C (lámina-placa).



**Figura 61.** Apertura completa del foco de osteotomía

El cálculo de la variación antes y después del test demuestra que en ocasiones no se modifica o se modifica poco ( $-2/+2$ ), aumenta o disminuye.

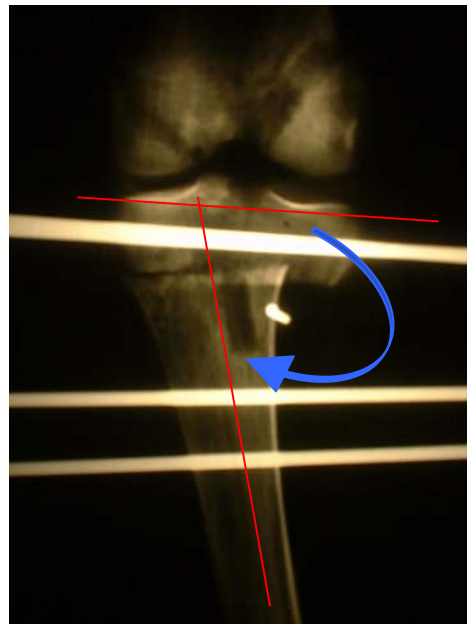
En los casos en que la medición del ángulo alfa aumenta después del test mecánico aparece una apertura parcial del foco de osteotomía que se observa en las muestras del grupo C ( Hum-7, Hum-11) o una varización de la diáfisis tibial por un colapso predominantemente medial que se detecta en las muestras del grupo A (Figura 62).

En el grupo C el aumento de las mediciones es mayor ya que se produce una fractura del platillo tibial externo mientras que el grupo A predomina la fractura por compresión del foco de osteotomía.



**Figura 62.** Aumento del ángulo alfa o varización de la muestra.

La situación contraria , es decir la pérdida de grados angulares del ángulo  $\alpha$  por la compresión mecánica indica una valguización tibial provocada por el colapso por compresión a nivel del platillo externo del foco de osteotomía. Esta situación aparece en dos especímenes del grupo D ( Hum-5, Hum-6 ) con pérdidas de lectura de más de  $10^\circ$  ( Figura 63).



**Figura 63.** Disminución del ángulo alfa o valguización de la muestra.

En los casos en que aparece inmodificado o con una variación de  $\pm 2^\circ$  expresa un colapso global del foco de osteotomía como se observa en todos los especímenes de grupo B ( Hum-2, Hum-3 y Hum-10 ) y 1 caso del grupo D ( Hum-11).

La tabla de variación del ángulo alfa  $\alpha$  antes y después del test de compresión se correlaciona bien con las modificaciones de la morfología tibial en cada grupo de osteosíntesis (Tabla XVI).

Muestra	Grupo	Variación	Comentarios
Hum-10	B	+2	colapso global
Hum-2	B	0	colapso global
Hum-3	B	0	colapso global-apertura parcial
Hum-11	D	-2	colapso global
Hum-6	D	-18	valguización tibial
Hum-5	D	-14	valguización tibial-apertura parcial
Hum-13	A	+4	varización tibial
Hum-8	A	+6	varización tibial
Hum-9	A	+9	varización tibial-apertura parcial
Hum-1	A	+24	varización tibial
Hum-7	C	+19	varización tibial-apertura completa
Hum-12	C	+10	varización tibial-apertura completa
Hum-4	C	>	Apertura de foco

Tabla XVI. Variación del ángulo alfa para cada grupo de osteosíntesis.

### 5.5.3 Ángulo beta

El ángulo  $\beta$  tibial informa del valguismo proximal de la tibia medido por su vertiente interna y utiliza en su trazado el centro de las espinas tibiales por lo que presenta un aspecto más anatómico sin reflejar tanto la traslación de la diáfisis tibial que aparece después del test de compresión (Figura 64).

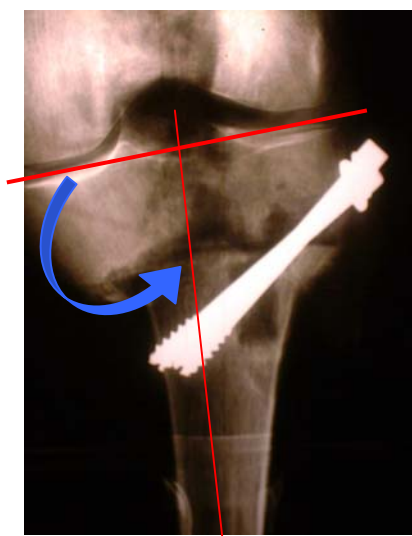


Figura 64. Trazado del ángulo beta en muestra sometida a compresión.

En la siguiente tabla se exponen las mediciones del ángulo beta ( $\beta$ ) obtenidas en las muestras antes y después de la prueba mecánica.

Muestra	Grupo	Beta antes del test	Beta después del test	Variación
Hum-1	A	94	76	-18
Hum-2	B	92	88	-4
Hum-3	B	96	86	-10
Hum-4	C	90	-	-
Hum-5	D	90	90	0
Hum-6	D	90	97	+7
Hum-7	C	84	80	-4
Hum-8	A	94	92	-2
Hum-9	A	94	90	-4
Hum-10	B	92	90	-2
Hum-11	D	92	94	+2
Hum-12	C	96	88	-8
Hum-13	A	98	94	-4

**Tabla XVII.** Ángulo beta  $\beta$  antes y después de la prueba mecánica.

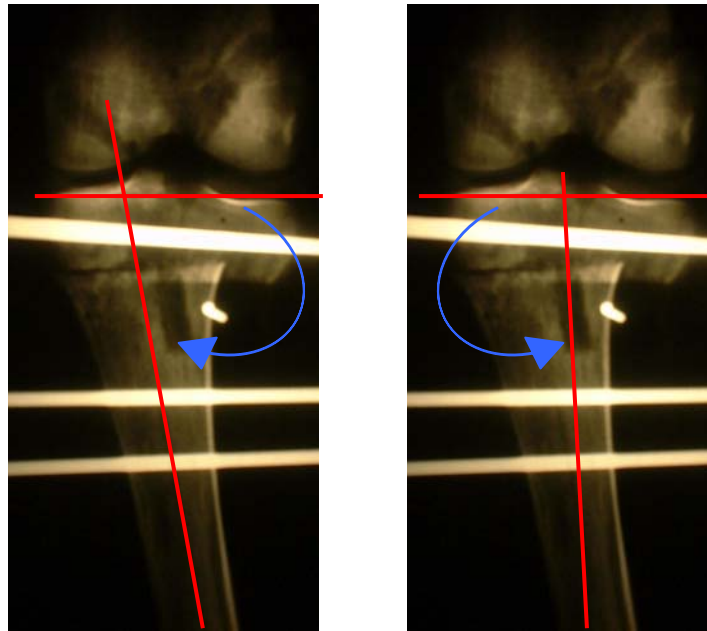
Los valores del ángulo  $\beta$  (beta) antes del test mecánico oscilan entre 84 y 96°. Sólo una muestra posee un valor inferior a 90° ( 84° ), el resto presentan valores iguales o superiores a 90° con un valor medio de 92°.

Después de la prueba de compresión los valores expresan importantes diferencias como habíamos observado en el análisis del ángulo alfa.

En Hum-4 del grupo C (lámina-placa) por apertura del foco no puede aplicarse la medición.

En 8 muestras son complementarios al ángulo alfa con una variación de  $\pm 2^\circ$ .

En 4 especímenes ( Hum-3 del grupo B; Hum-5 y Hum-6 del grupo D; Hum-7 del grupo C ) los valores obtenidos entre la medición del ángulo  $\alpha$  y  $\beta$  no son complementarios y existe una disociación franca. En estos casos la compresión del test mecánico provoca una impactación a nivel del foco de osteotomía que origina una traslación diafisaria secundaria que explica dicha disociación en las mediciones (Figura 65).



**Figura 65.** Mediciones del ángulo alfa y beta de la misma muestra.  
Disociación de las mediciones por desplazamiento diafisario.

#### 5.5.4 Ángulo fémoro-tibial

La medición del ángulo fémoro-tibial de las muestras se realiza tomando el eje femoral y el eje tibial  $\alpha$ . Las mediciones inferiores a  $176^\circ$  indican valguismo de la pieza y mayores varismo. Se reproduce en las muestras una vez sometidas a carga axial compresiva.

Después del test mecánico 6 muestras presentan varo partiendo de 12 muestras valguizadas mediante la osteotomía.

En todos los especímenes del grupo C (lámina-placa) aparece varismo o apertura del foco al final del estudio mecánico y también se varizan dos de las muestras del grupo B (Hum-2 y Hum-3) y una del grupo A (Hum-1).

Mantienen el valguismo conseguido todos los especímenes del grupo D (fijador externo), 3 de las 4 muestras del grupo A (tornillos canulados externos) y una del grupo B (tornillos canulados internos).

La variación de la medición fémoro-tibial antes y después del test mecánico se expone en la Tabla XVIII y puede ser menor o mayor.

En variaciones iguales o menores a  $6^\circ$  la consideramos menor y aparece en 7 casos (Hum-5, Hum-6 y Hum-11 del grupo D; Hum-8, Hum-9 y Hum-13 del grupo A; Hum-10 del grupo B) que son los mismos que mantienen el valgo después del test de compresión y corresponden básicamente a los grupos A y D.

Las variaciones mayores con pérdida de valguismo superior a 6° (rango 8-15°) se observan en el resto de los especímenes, especialmente en los grupos B y C asociándose a varismo después de la compresión.

Muestras	Grupo	FT pre	Valgo	FT post	Valgo	Variación
Hum-8	A	162	+14	168	+ 8	6
Hum-9	A	168	+ 8	174	+ 2	6
Hum-13	A	168	+ 8	170	+ 6	2
Hum-10	B	174	+ 2	170	+ 6	4
Hum-11	D	168	+ 8	167	+ 9	1
Hum-5	D	172	+ 4	168	+ 8	4
Hum-6	D	170	+ 6	166	+10	4
Hum-1	A	170	+ 6	182	- 6	12
Hum-2	B	174	+ 2	184	- 8	10
Hum-3	B	168	+ 8	183	- 7	15
Hum-7	C	180	- 4	188	-12	8
Hum-12	C	168	+ 8	180	- 4	12
Hum-4	C	172	+ 4	Apertura del foco	->15	

Valgo final  
Variación<6°

Varo final  
Variación>6°

**Tabla XVIII.** Mediciones del ángulo fémoro-tibial antes y después del test mecánico. Variaciones menores ( $\leq$  a 6°) y mayores ( $>$  a 6°)

Por otra parte el estudio radiológico contempla también parámetros descriptivos de la osteosíntesis y de la osteotomía ( cierre, puente óseo medial y medialización ) después del test de compresión así como la descripción de la localización y tipo de fracturas o colapsos aparecidos y el fracaso de la osteosíntesis.

### 5.5.5 Análisis de la posición de la osteosíntesis

El desplazamiento de cada síntesis es característico de grupo y el patrón de fractura asociado se halla directamente relacionado con el tipo de síntesis utilizado.

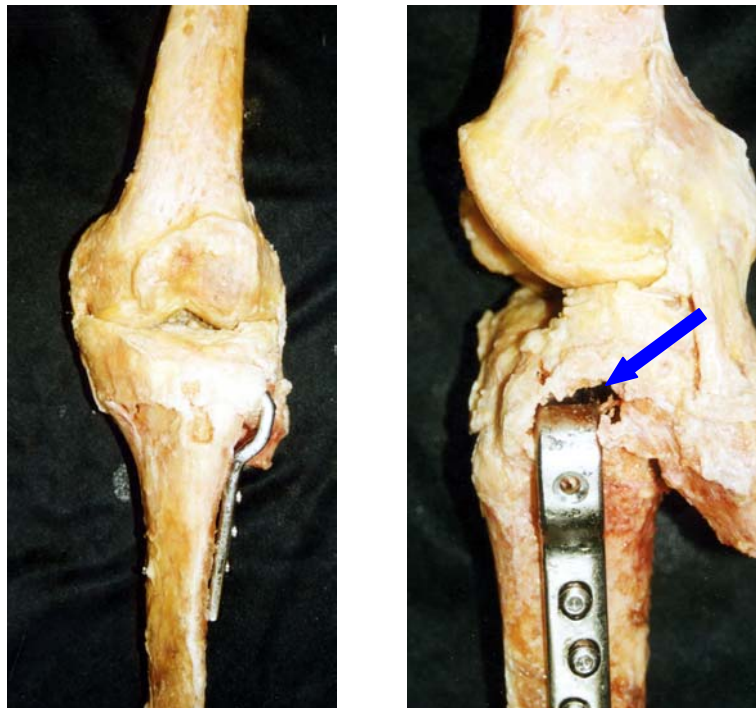
En ningún caso se observa deformación del implante.

Los tornillos canulados muestran una extrusión con retroceso en su trayecto, cambio de angulación respecto de la interlínea más marcado en el grupo A que en el B y en ocasiones fractura del punto de entrada metafisario ( Hum-8 y Hum-9 del grupo A ) que ocasiona penetración del tornillo canulado en el foco de osteotomía (Figura 66).



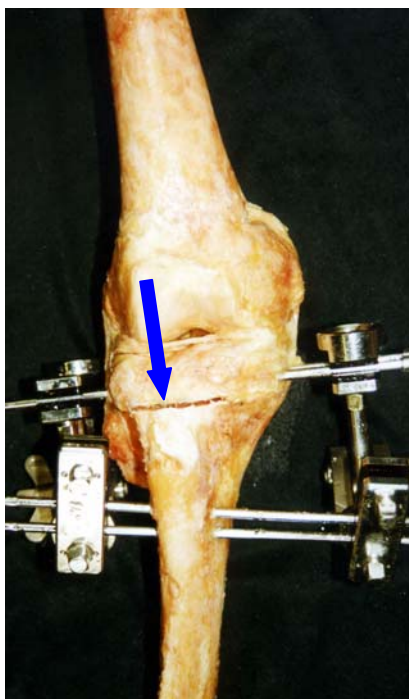
**Figura 66.** Extrusión de los tornillos

La lámina-placa conserva el anclaje diafisario indemne en todos los casos y las fracturas aparecen en la entrada y el trayecto de la lámina sin penetrar a articulación en ninguna ocasión después del test de compresión. El trazo de fractura se extiende desde el trayecto de la placa hacia el foco de osteotomía provocando una pérdida de anclaje de la misma (Figura 67).



**Figura 67.** Fractura del trayecto de la lámina-placa (flecha).

En el fijador externo ( grupo D ) no aparecen modificaciones ni fracturas a nivel de la entrada ni a lo largo del trayecto de los clavos de Steinmann que corresponden al anclaje óseo de este sistema, se detectan fracturas por compresión a nivel del foco de osteotomía (Figura 68).



**Figura 68.** Fijador externo después del test de compresión.  
Fractura a nivel del foco de la osteotomía (flecha).

### 5.5.6 Fracaso de la osteosíntesis

En 7 muestras al final del test se detecta un 100% de contacto a nivel de la osteotomía.

El fracaso de la osteosíntesis con apertura total ( $<75\%$ ) o parcial ( $50\%$ ) del foco de osteotomía aparece en 6 muestras y se acompaña de varización de la diáfisis tibial.

El fracaso o apertura completa se presenta uniformemente en el grupo C ( Hum-4, Hum-7-Hum-12 ) donde la fractura se inicia en el trayecto de la lámina y origina la pérdida de anclaje óseo. Este patrón de fractura es característico del grupo y aparece a pesar de mantener la integridad del puente medial ( Hum-7, Hum-12 ) y un correcto cierre externo ( Hum-12 ) previos al test mecánico (Figura 69).





**Figura 69.** Fracaso de la osteosíntesis en el grupo C (lámina-placa).

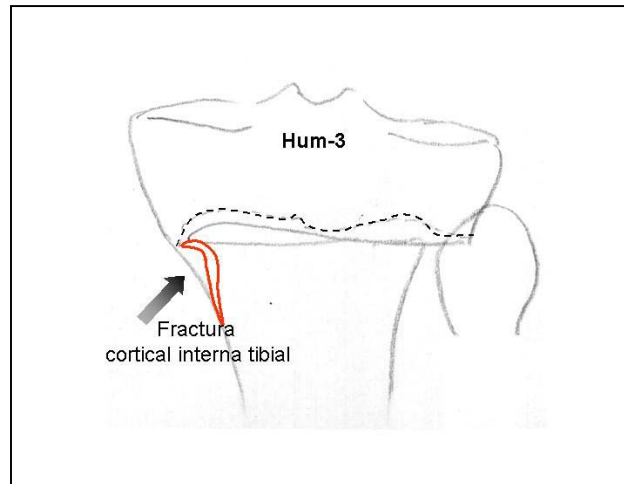
En cada uno de los grupos restantes aparece 1 caso de fallo de osteosíntesis caracterizado por una pérdida de contacto del 50 % después del test de compresión. La apertura del foco aparece en la vertiente externa de la osteotomía en los grupos A ( Hum-9 ) y B ( Hum-3 ) mientras que es interna en el grupo D ( Hum-5 ). En todos ellos se detecta un hundimiento metafisario que indica una transmisión de cargas a través de la osteotomía antes del fallo de la síntesis.

El fallo de síntesis del grupo A ( Hum-9 ) aparece en una muestra con correcto cierre y puente medial íntegro. Se asocia a la fractura en la entrada de uno de los tornillos metafisarios. Característicamente la muestra presenta un discreto hundimiento metafisario global y al apertura del 50 % de la superficie ósea del foco origina una lectura de varismo final (Figura 70).



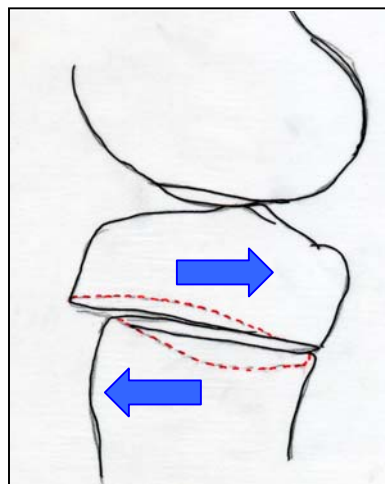
**Figura 70.** Fracaso de osteosíntesis en el grupo A ( tornillos canulados externos).

En el espécimen del grupo B ( Hum-3 ) el cierre fue correcto aunque se fracturó el puente medial que se mantuvo in situ y la apertura del 50 % del foco con varización fue debida a la aparición de una fractura de la cortical interna de la tibia (Figura 71).



**Figura 71.** Fallo de osteosíntesis en grupo B por fractura de la cortical interna.

En el grupo D ( Hum-5 ) el cierre inicial fue deficiente con bajo contacto antes de la compresión y pérdida absoluta del puente medial que origina la apertura en la vertiente interna del foco de osteotomía. Las zonas de contacto aumentan al final del test de compresión ( 50% ) y en ellas se detectan hundimientos metafisarios y diafisarios. Se observa un desplazamiento del segmento inferior a superior y posterior “resbalando” sobre el segmento proximal (Figura 72).



**Figura 72.** Fracaso de osteosíntesis en el grupo D; deslizamiento en el plano de perfil.

### 5.5.7 Puente óseo medial y medialización metáfiso-diafisaria

Los cambios aparecidos en el puente óseo medial y la medialización del segmento proximal respecto de la diafisis tibial después de test de compresión se desarrollan a continuación comparándolos con los valores previos a la prueba mecánica y con los picos máximos de fuerza y rigidez registrados.

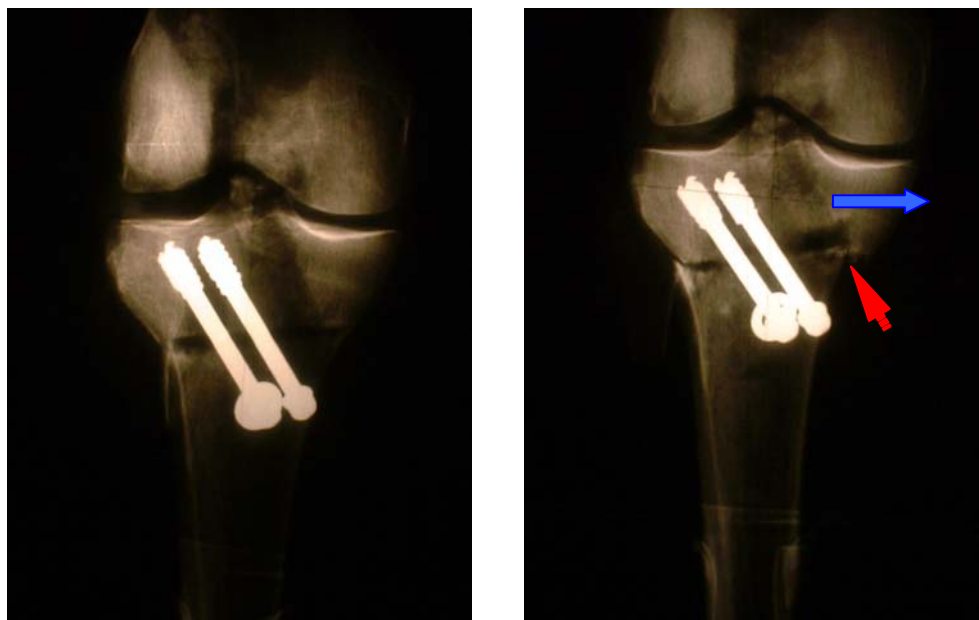
Aparece fractura del puente medial en todos los casos excepto en 2 ( Hum-9 y Hum-11).

La conservación del puente óseo y la ausencia de medialización después del test mecánico se asocian a los registros de picos de fuerza ( 5847 y 4771N) y rigidez ( 501 y 432N/mm) más elevados.

La mayoría de casos presentaron un puente óseo inicial indemne que se fracturó durante la prueba de compresión en muestras que se habían catalogado como óptimas respecto al cierre de la osteotomía (Figura 73).

La fractura del puente se asoció a medialización moderada ( de 2 a 6 mm ) en 7 de las 8 muestras.

Las lecturas de fuerza de este subgrupo fueron bastante homogéneas oscilando entre 2100 y 3300N con dos excepciones; una de ellas Hum-1 del grupo A ( cierre óptimo ) donde se registró una lectura muy baja ( 1276 ) aunque con lectura de rigidez correcta ( 331 ) y la correspondiente a Hum-7 con una lectura muy alta de fuerza ( 8061N ) y rigidez ( 515N/mm ) y caracterizada por la alineación fémoro-tibial después de la osteotomía en varo de 4° .



**Figura 73.** Fractura del puente óseo medial durante la compresión (flecha roja) y medialización secundaria (flecha azul).

Por otra parte las muestras con fractura del puente óseo medial antes del test de compresión no mostraron grandes medializaciones posteriores siendo las lecturas de fuerza variables.

En la siguiente tabla (Tabla XIX) se recogen la fractura del puente óseo medial y la medialización antes y después del test mecánico y su correlación con el cierre obtenido en la osteotomía y los valores mecánicos medidos (pico de fuerza y rigidez).

Muestra	Grupo	Puente Inicial	Medial. Inicial	Cierre OTV	Puente Final	Medial. final	Picode fuerza	Rigidez
Hum-9	A	Íntegro	0	Óptimo	Íntegro	0	5847	501
Hum-11	D	Íntegro	0	Óptimo	Íntegro	0	4771	432
Hum-1	A	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	12	1276	331
Hum-6	D	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	5	2173	169
Hum-8	A	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	2	2352	
Hum-2	B	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	6	2577	467
Hum-3	B	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	5	3301	217
Hum-12	C	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	3	3064	296
Hum-13	A	Íntegro	0	Óptimo	Fracturado	0	3063	434
Hum-7	C	Íntegro	0	Bueno	Fracturado	3	8061	515
Hum-5	D	fracturado	3	Regular	Fracturado	5	1489	74
Hum-4	C	fracturado	5	Regular	Fracturado	0	2088	102
Hum-10	B	fracturado	3	Bueno	Fracturado	3	3568	247

**Tabla XIX.** Fractura del puente óseo y medialización correlacionado con el cierre de la osteotomía y los valores mecánicos obtenidos.

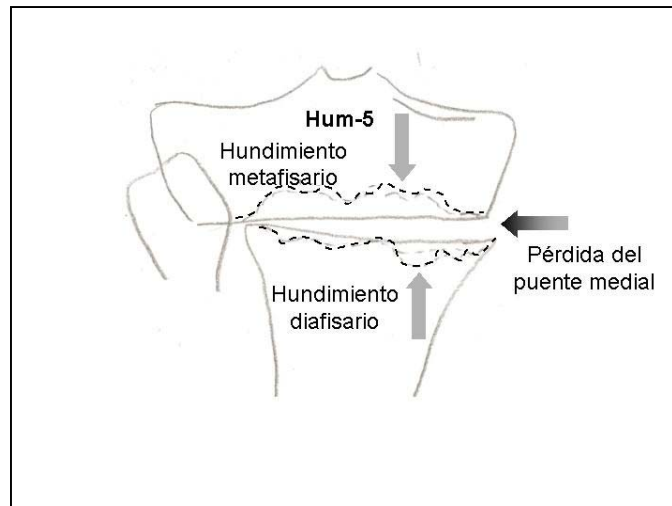
### 5.5.8 Fracturas secundarias al test de compresión axial

El test de compresión axial provoca fracturas a nivel de la tibia.

Sólo en 1 ocasión observamos una fractura en la cortical interna de la región metafisaria femoral provocada por la fijación extramedular del bastidor mecánico que no se acompaña de trazo a nivel supracondíleo y que no modifica la lectura del ángulo femoral distal.

En ningún caso aparecen fracturas provocadas por las fijaciones endomedulares o extramedulares a nivel de la tibia.

Las fracturas tibiales se detectan en el foco de osteotomía predominantemente en el segmento proximal o metafisarias y algunas veces a nivel distal o diafisarias (Figura 74).

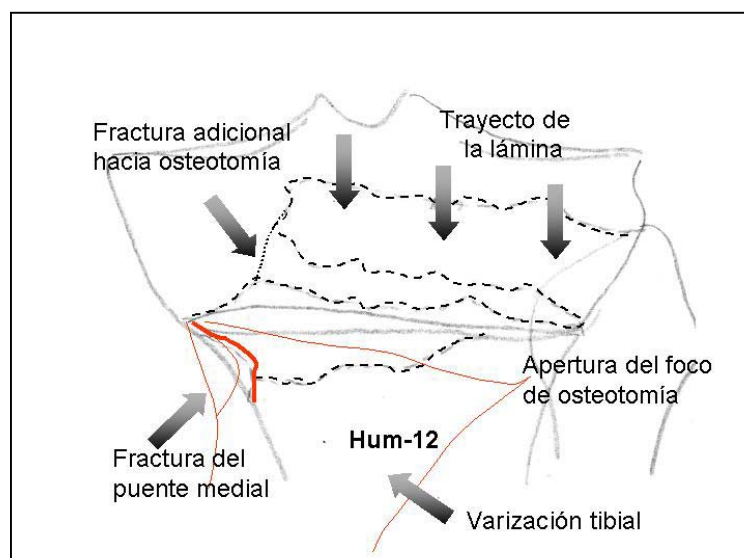


**Figura 74.** Fracturas en el foco de la osteotomía : proximales o metafisarias y distales o diafisarias.

Las fracturas metafisarias o proximales pueden ser de dos tipos que definimos como :

- ✓ fractura metafisaria completa, o
- ✓ hundimiento o colapso a nivel del foco de osteotomía.

Las fracturas metafisarias completas surgen en todos los especímenes del grupo C donde existe disrupción a través del trayecto de la lámina que se extiende hasta el foco de osteotomía creando un fragmento óseo libre con la subsiguiente pérdida de anclaje de la lámina y apertura de la OTV (Figura 75).

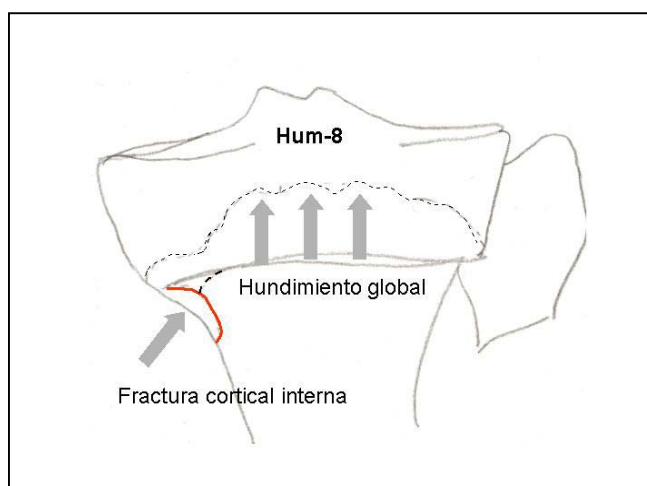


**Figura 75.** Fractura metafisaria completa

Los hundimientos o colapsos a nivel del foco pueden ser de toda la superficie de la osteotomía al que denominamos hundimiento global o de una parte que llamamos hundimiento parcial.

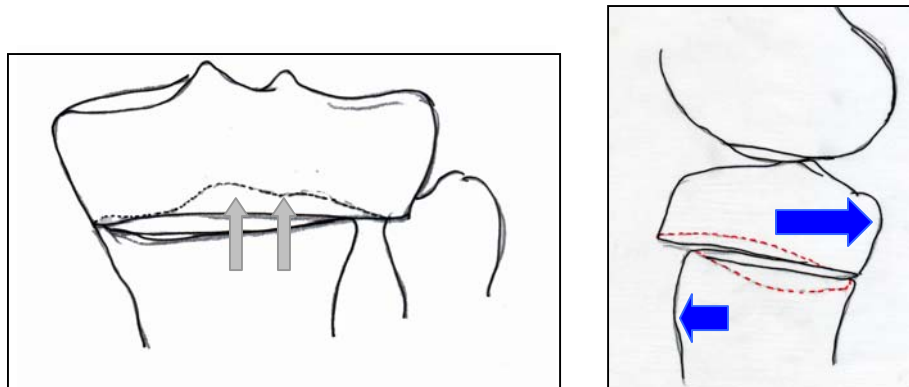
Las formas de hundimiento parcial pueden localizarse en la vertiente medial, lateral o central de la osteotomía. Expresamos el valor más elevado medido en milímetros en la gráfica final.

El colapso o hundimiento global parece característico de los grupos A ( Hum-1, Hum-8, Hum-9 ) y B ( Hum-3, Hum 10 ) aunque también aparece en una muestra del grupo C ( Hum-12 ) asociado a otras fracturas. Se acompaña de hundimientos diafisarios variables aunque aparece de forma constante la fractura a modo de lengüeta de la cortical interna diafisaria tibial inmediatamente adyacente al puente óseo medial (Figura 76). La única excepción la constituye la muestra Hum-9 del grupo A que no presenta fractura del puente medial ni de la cortical interna y se asocia a un hundimiento de sólo 4 mm.



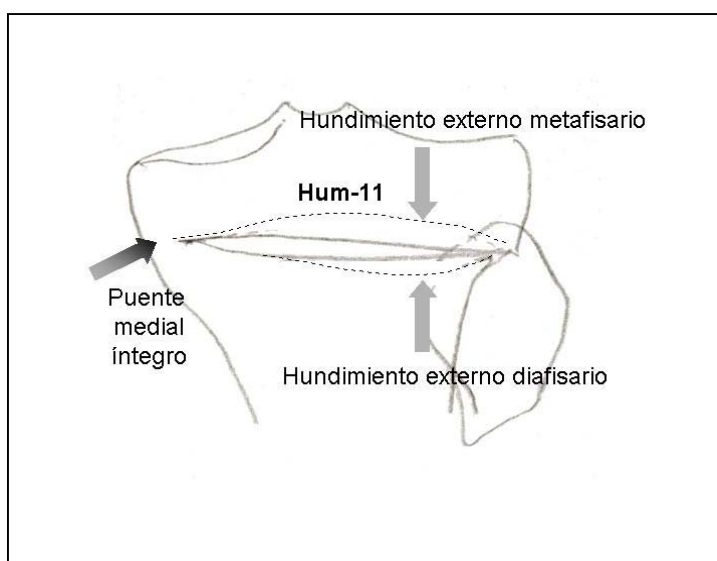
**Figura 76.** Hundimiento global asociado a fractura de la cortical interna tibial.

El hundimiento central exclusivo aparece en el grupo D ( Hum-5 y Hum-6 ). El segmento inferior muestra un ascenso y desplazamiento posterior resbalando sobre el segmento proximal de la osteotomía en el plano de perfil y provocando este tipo de hundimiento básicamente a nivel metafisario y poco a nivel diafisario (Figura 77).



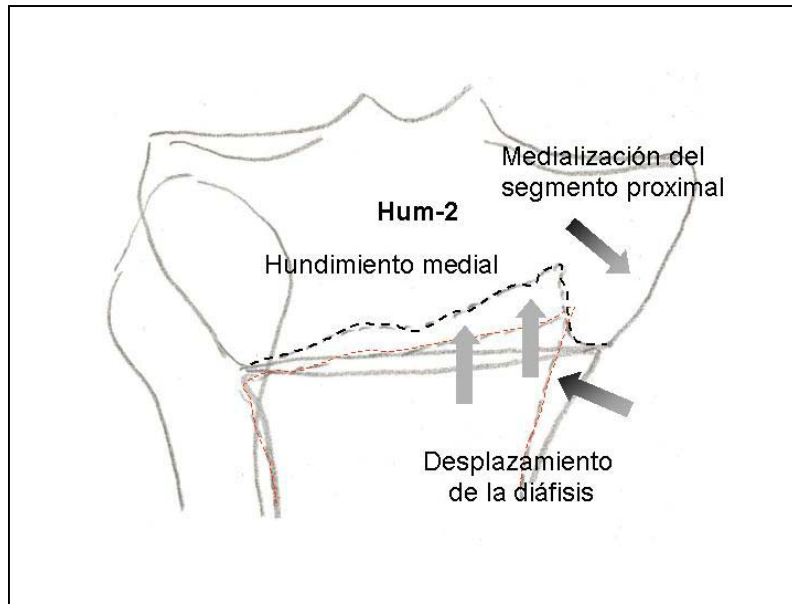
**Figura 77.** Hundimiento central exclusivo.

El aplastamiento parcial externo (Figura 78) se acompaña de valguización de la muestra apareciendo en los especímenes Hum-13 ( grupo A ) y Hum-11 ( grupo D ). Sólo en la segunda muestra aparece un hundimiento diafisario también externo y de poca importancia ( 2mm ) conservando íntegro el puente óseo medial. Ambos presentaron un comportamiento mecánico con elevados registros de carga ( 3063 y 4700N ) y rigidez similar ( 430 N/mm).



**Figura 78.** Hundimiento parcial externo.

El hundimiento parcial medial sin apertura del foco de osteotomía aparece sólo en la muestra Hum-2 ( grupo B ) provocando una importante varización de la muestra (Figura 79). Se caracteriza por un ascenso importante del segmento inferior que penetra en la metáfisis tibial interna y la medializa después de la fractura del puente óseo medial. El segundo caso de aplastamiento medial es Hum-4 ( grupo C) aunque se asocia a otras fracturas provocadas por la lámina-placa y apertura completa del foco de OTV.



**Figura 79.** Hundimiento parcial interno.

En la Tabla XX se comparan de hundimiento radiológico calculado en milímetros y desplazamiento registrado mediante los captadores de la máquina de ensayos y se contrastan con los valores reales densitométricos obtenidos por la proyección cráneo-caudal.

Muestra	G	Mediciones Radiológicas			Mecánicas		Variación	Apertura foco	Densito CC
		Metáfisis	Diáfisis	Total	Captador mm				
Hum-8	A	Global 13		13	10	-3	No	1.085	
Hum-10	B	Global 6	Central 2	8	8	0	No	0.733	
Hum-6	D	Central 6		6	9	3	No	0.411	
Hum-1	A	Global 0	Interno 9	19	22	3	No	0.458	
Hum-13	A	Externo 5		5	13	8	No	0.729	
Hum-2	B	Medial 2		12	20	8	No	0.495	
Hum-11	D	Externo 4	Externo 2	6	15	9	No	0.468	
Hum-9	A	Global 4		4	9	5	Sí	0.611	
Hum-7	C	Externo 2	Global 3	5	23	18	Sí	0.459	
Hum-3	B	Global 6		6	24	18	Sí	0.742	
Hum-4	C	Medial 7		7	26	19	Sí	0.788	
Hum-5	D	Global 6	Global 3	9	34	25	Sí	0.814	
Hum-12	C	Global 4	Medial 8	12	14	2	Sí	0.510	

**Tabla XX.** Medición de los hundimientos radiológico y mecánico contrastados con los valores densitométricos reales.



La medición del hundimiento radiológico es muy similar a las lecturas de desplazamiento obtenidas en el estudio mecánico en los casos que se mantiene contacto al final del test. Por otra parte, en los casos de fallo de la osteosíntesis se obtienen desplazamientos mayores en la máquina de ensayos que en la medición radiológica ya que parte del desplazamiento que se registra es por la fractura ósea.

Observamos que los hundimientos óseos más importantes se presentan en las muestras de los grupos A y B. Existe menor variación entre las dos mediciones en los casos que presentan una mayor mineralización. Respecto al hundimiento radiológico calculado oscila entre 5 y 19 mm en los grupos A y B.

## **6.DISCUSIÓN**

## **6.1 DISCUSIÓN METODOLÓGICA**

El objetivo de nuestro estudio es demostrar que una síntesis mínima ( tornillos canulados ) puede conferir una estabilidad igual o superior que otras osteosíntesis rígidas de aplicación interna ( lámina-placa ) o externa ( fijador externo ) a una osteotomía tibial valguizante de sustracción externa para permitir una movilización rápida y una recuperación precoz.

Para ello hemos diseñado un estudio experimental biomecánico en modelos humanos que utiliza parámetros de análisis radiológicos y densitométricos y que no se desarrollado con anterioridad. Este estudio está precedido por estudios pilotos preliminares desarrollados en modelos animales.

### **6.1.1 Discusión de las muestras utilizadas**

La aleatorización de las muestras humanas de estudio desarrollada en el estudio prospectivo es necesaria para evitar sesgos de aplicación de sistemas de síntesis. Se ha utilizado un sistema informático para atribuir cada muestra del estudio a un grupo determinado.

El estudio se desarrolla en rodillas humanas de cadáver. Los abundantes estudios clínicos previos aportan una ingente cantidad de información sobre el resultado de esta técnica a corto y largo plazo (Aglietti 1993, Antonescu 2000, Coventry 69-79-84, Hijazi al Susi 1994, Insall 82-84, Ivarson 1990, Khan 2000, Kitson 2001, Klinger 2001, Lootvoet 1993, Magyar 1999, Majima 2000, Maquet 1967, Martin-Ferrero 1991, Nagel 1996, Nakamura 2001, Naudie 1999, Odenbring 1990, Prodromos 1985, Rinonapoli 1998, Ruiz Manrique 1994, Terauchi 1995, Vainionpää 1981, Yasuda 1992, Wang 1990, Wada 1998, Weale 2001, Weideenhielm 1993) desde varios puntos de vista tanto clínicos como cinemáticos.

Existen también algunos estudios biomecánicos experimentales de OTV (Bholer 1999, Flamme 1999, Forst 1993, Riegger-Krugh 1998, Shaw 1996) en modelos cadavéricos. La característica común de estos últimos es el bajo número de muestras utilizadas que oscila entre 6 y 14 especímenes en cada estudio. Ello es debido a la dificultad de obtención de extremidades inferiores aptas para este tipo de ensayos.

Las fuentes disponibles para la obtención de las muestras son básicamente : las amputaciones practicadas por patología vascular por una parte o las extremidades cedidas por un centro Departamento de Anatomía Humana perteneciente al ámbito universitario.

Las muestras obtenidas por amputación isquémica presentan un grado de desmineralización muy elevado que las hace poco válidas para las pruebas mecánicas además de la variabilidad de su obtención y la disminución progresiva de este tipo de cirugía debido al incremento de prototización

vascular en isquemias crónicas y repermeabilización en formas agudas. En nuestro estudio sólo una muestra procedió de un paciente sometido a amputación por patología isquémica.

Para soslayar el inconveniente de la patología vascular previa acudimos a la Cátedra de Anatomía de la Universidad Central de Barcelona para la obtención de muestras para nuestro estudio y fueron cedidas gracias a la colaboración del Departamento de Anatomía Humana. Ello supuso que en algunas ocasiones no pudiésemos acceder a datos básicos del donante como su edad, sexo o peso. Por otra parte permitió la obtención de 12 extremidades inferiores humanas conservadas por congelación y sin secciones óseas previas.

La preparación del estudio requirió también del uso de modelos animales para desarrollar un conjunto de estudios pilotos previos y construir, desarrollar y perfeccionar los utillajes mecánicos adecuados.

Los modelos animales han sido ampliamente utilizados en experimentación biomecánica (Bonfield 1968, Gómez 1991, Lewandrowski 1998, Pelker 1983, Pope 1974, Reilly 1975, Roe 1988, Sedlin 1965).

La bibliografía consultada sobre experimentación mecánica en huesos de especies animales (Burstein 1971, Lang 1974, Reilly 1974-1975) demuestran un modelo de comportamiento elástico y a la compresión superponible en los tejidos óseos humanos y animales.

Se consultó con el Departamento de Cirugía de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Autónoma de Barcelona – UAB ( Bellaterra ) para una mayor orientación sobre el uso de muestras animales para el desarrollo de nuestro estudio. En Veterinaria se utilizan osteotomías valguizantes en las razas canina y equina para el tratamiento de deformidades angulares y de secuelas fracturarias. Los principios mecánicos de estas intervenciones son los mismos que los aplicados en humanos.

Para la selección de la raza animal a incluir en el estudio se analizaron varios aspectos:

- ✓ Accesibilidad de compra : La comercialización industrial de especies porcina, ovina y bovina las hacen asequibles a su utilización en estudios de experimentación. Se descartó la raza equina.
- ✓ Homogeneidad de la muestra : Posible en razas con comercialización industrial donde el sacrificio se realiza a una edad homogénea ( porcina, ovina y bovina ). Se descartó la raza canina.
- ✓ Aplicabilidad de la metodología de nuestro estudio. Se valoró el tamaño absoluto de las tibias para determinar la posibilidad del montaje de la

muestra en el bastidor mecánico. Con ello descartamos la raza bovina ( tamaño superior ) y ovina ( tamaño inferior ).

- ✓ Cargas soportadas en condiciones normales por el animal : En líneas generales la distribución mecánica en un animal cuadrúpedo es el 50 % del peso total, es decir, en un animal de 120 Kg. de peso las extremidades posteriores cargan aproximadamente 60 Kg.
- ✓ Esta situación se reproduce en la raza porcina ya que estos animales se sacrifican para su comercialización con un peso oscilante entre 100 y 150 Kg. ( carga de extremidades posteriores oscilante entre 50 y 75 Kg. ). En las demás razas expuestas el peso en el momento del sacrificio es mayor ( bovina ) o menor ( ovina ).
- ✓ Características anatómicas : Las características anatómicas de la rodilla del cerdo son similares a la especie humana. Hemos desarrollado un estudio específico para demostrar este punto, además de la revisión bibliográfica de la anatomía.

En la bibliografía ( Barone 1978, Popesko 1987 ,Sack 1982) consultada se pueden hallar extensas descripciones de la anatomía de la pierna trasera del cerdo. Sin embargo los tamaños en valores absolutos de longitudes y diámetros óseos no aparecen, probablemente por el bajo intervencionismo que se da en esta raza.

Mediante un estudio piloto preliminar realizamos una revisión anatómica comparativa basada en disecciones realizadas por nosotros demostrando que el volumen óseo metafisario de las tibias porcinas es parecido al humano. La longitud diafisaria es menor sin embargo las osteotomías practicadas pueden conservar 15 cm femorales y 16 cm tibiales para conseguir un tamaño parecido al de las muestras humanas.

La pierna trasera de cerdo presenta las mismas características básicas que la humana en cuanto a elementos óseo-musculares y ligamentosos y a su disposición.

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. 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 que no se hallan presentes en la anatomía humana. La cabeza del peroné asciende más que en los modelos humanos creando incluso en algunos casos una articulación directa con el cóndilo femoral externo. La tuberosidad tibial anterior es muy prominente en los animales y existe un gran desarrollo del tendón rotuliano y de la rótula.

A pesar de todo, las diferencias anatómicas señaladas no interfieren en la realización de nuestro estudio.

Finalmente se seleccionó la raza porcina ya que cumplía el mayor número de requisitos observados. Se consultó con el Comité Ético de Investigación Científica-IMAS y con el Comité Ético de Experimentación Animal - IMAS que supervisaron y aceptaron los términos de su uso ya que no suponía un incremento de sacrificio animal que se comercializa normalmente para la producción industrial de piensos y venta en establecimientos.

### **6.1.2 Discusión de las osteotomías utilizadas**

A las muestras de estudio se les practicó una osteotomía tibial valguizante de sustracción externa a nivel metafisario denominada usualmente como osteotomía de cierre o sustracción tipo Coventry. Se eligió este tipo de osteotomía de la extensa miríada de técnicas descritas por varios motivos.

En primer lugar, se trata de una técnica que posee una amplísima experiencia tanto en aplicación como en seguimiento (Billings 2000, Coventry 87-93, Garipey 1960, Gautier 1999, Goh 1993, Herbert 1967, Insall 1982-1984, Ivarson 1990, Khosino 1976, Korovesis 1999, Magyar 1999, Majima 2000, Mammi 1993, Martín-Ferrero 1991, Merle d'Aubigne 1961, Miniacci 1989, Nagel 1996, Naudie 1999, Odenbring 1990, Orozco 1988, Paley 1994, Prodoromos 1985, Rinonapoli 1998, Ruiz Manrique 1991, Vainionpää 1998, Wang 1990, Weale 2001, Weidenhielm 1993, Yasuda 1992).

Se la considera técnicamente sencilla y por tanto reproducible con facilidad en manos de diferentes cirujanos. Por otra parte en estudios de protézización de rodillas sometidas a OTV previa se considera que modifica en menor grado los resultados de la prótesis total (Sarasquete 1998).

La planificación de esta osteotomía se halla perfectamente estandarizada. Se han definido claramente el punto de realización de la sección ósea a nivel metafisario tibial (Bohler 1999, Coventry 1965, Engel 1981, Garipey 64, Insall 1976, Magyar 1999), la extensión de la osteotomía (Paley 1992) y la altura de la base de la cuña de sustracción para conseguir al corrección angular deseada (Bauer 1969, Bohler 1999, Coventry 65-69).

Se ha descrito la realización de la sección ósea proximal entre 1,5cm de la superficie articular ( Engel 1981, Insall 1976 ) hasta 2,5-3cm ( Bohler 1999, Magyar 1999) sin hallar diferencias significativas en estudios experimentales. En nuestro estudio se han realizado entre 2 y 3cm de la superficie articular. En los casos de adaptación de lámina-placa ( grupo C ) el corte proximal a 2 cm de la superficie articular suponía el riesgo de fractura por la implantación de la osteosíntesis por lo que se optó por realizarlo discretamente más alejado ( a 3

cm ) de la interlínea mientras que en el resto se practicó a 2 cm de la superficie articular .

Todos los autores que practican esta técnica confieren una gran importancia a la conservación de la cortical interna de la tibia conseguida por la sección de  $\frac{3}{4}$  partes de la metáfisis tibial. El fragmento óseo interno denominado puente óseo medial se rompe por compresión axial y valguizante suave para conseguir el cierre de la osteotomía; esta fractura controlada de la vertiente interna tibial es conocida como osteoclasia. Bholer demuestra en su estudio experimental cadavérico de OTV que la conservación de dicho puente es determinante de la estabilidad primaria de la osteotomía como también observa Flamme (1999). En nuestras muestras hemos practicado siempre la osteoclasia descrita y la conservación del puente óseo medial ha sido constante en la realización de la osteotomía así como la disección y conservación de las inserciones distales de las fibras del fascículo superficial del ligamento lateral interno. Sin embargo al tratarse de piezas esqueletizadas durante la aplicación del material de osteosíntesis en 3 ocasiones se ha fracturado dicho puente. Este evento ha sido especificado en la exposición y análisis de los resultados obtenidos.

El cálculo de la altura de la base de la cuña de sustracción está basado en un estudio radiológico previo. Se acepta universalmente que 1mm de base de la cuña ( Bauer 1969, Coventry 1969) provoca después del cierre de la osteotomía una corrección angular de  $1^\circ$  en la extremidad. En su aplicación clínica se han desarrollado varios mecanismos para efectuar este cálculo preoperatorio durante el acto quirúrgico, consistentes en líneas generales en el uso de goniómetros adaptados y agujas de Kirschner. Nosotros no dispusimos de dichos utensilios en nuestro estudio ni de imagen radiológica preoperatoria. Sin embargo el hecho de utilizar piezas a las que se les habían resecado las partes blandas permitió calcular la alineación de la muestra por medición directa con goniómetro aplicado en la superficie de las mismas. Con el ángulo fémoro-tibial obtenido calculamos la altura de la base de la cuña por la equivalencia expuesta anteriormente (  $1\text{mm}=1^\circ$  ). La realización de la osteotomía en la pieza de estudio se efectuó por la rotulación en la superficie de la misma de la base calculada en milímetros y el trazo de osteotomía definido.

Existe una gran divergencia entre los diversos autores respecto de la alineación definitiva de la extremidad una vez practicada al osteotomía valguizante. En primer lugar los autores divergen en el ángulo utilizado ya que algunos de ellos hacen referencia al fémoro-tibial anatómico y otros al fémoro-tibial mecánico lo que contribuye a un cierto confusionismo en el análisis de los datos presentados. Aunque existe un acuerdo en que la osteotomía valguizante debe conseguir eliminar el varismo de la extremidad y que los resultados de osteotomías con alineación final en varo o neutras no obtienen buenos resultados los autores consultados difieren en el valor absoluto de valguismo final. Por una parte, los estudios clínicos aconsejan una alineación fémoro-tibial

oscilante entre 2° y 18° de valgo (Akamasu 1997, Antonescu 2000, Coventry 1993, Engel 1981, Gautier 1999, Johnson 1980, Kettelkamp 1972, Magyar 1999, Maquet 1985, Ruiz Manrique 1991) aunque las correcciones moderadas de 6±2° son las más habituales. En los estudios experimentales ( Akamasu 1997, Naudie 1999, Riegger-Krugh 1998) los valores considerados ideales son uniformemente mayores a los expresados en las series clínicas, aunque la validez de estos estudios puede ser criticada por la falta de compensación muscular.

En nuestro estudio nos propusimos conseguir un valgismo fémoro-tibial entre 6 y 8° para acercarnos a las series clínicas de mayor seguimiento y con mejores resultados (Coventry 1993, Holden 1988, Majima 2000, Naudie 1999, Yasuda 1992).

Para ello aplicamos la fórmula :

$$\text{Altura de la base de la cuña en mm} = \{ (\text{Ángulo fémoro-tibial medido}) - (176^\circ) \} + 7.$$

Donde 176° corresponde a un ángulo fémoro-tibial normoeje con valgismo femoral de 4°.

Conseguimos una valgización en todas las muestras excepto una que mantuvo un varo residual de 4° que no fue debido a un insuficiente cuña de sustracción sino a un defecto en el cierre de la osteotomía durante la aplicación de la lámina-placa. En el resto y después de la aplicación del material de osteosíntesis valgización fue ideal en 7 casos ( entre 6° y 8° de valgo ) mientras que en 4 especímenes fue moderada ( valgo entre 2° y 4° ) asociada en 2 de ellos a un correcto cierre de la osteotomía con contacto del 100% de la superficie ósea y por tanto debida a una cuña de sustracción discretamente insuficiente y en otros dos casos sin existir un contacto óseo completo por lo que la cuña de sustracción fue adecuada pero no el cierre de la osteotomía ( grupos C y D ). Sólo en una ocasión el valgo conseguido superó el valor calculado ( 10° de valgismo ) en una muestra con cierre correcto que podría deberse a una compresión a nivel del foco además de una cuña discretamente mayor.

### **6.1.3 Discusión de las osteosíntesis aplicadas**

Las osteosíntesis aplicadas a la osteotomía valgizante de cierre han sido muy variadas. Las opciones varían desde la aplicación de yeso hasta el uso de grapas, grapas modificadas, placas y tornillos, placas de diseño específico, lámina-placa y lámina-placa con guía y pines transfixiantes unidos con clamps o fijadores externos tipo Charnley, Hoffmann I y II o Ilizarow, incluso algunos autores han propuesto el uso de un sistema endomedular para la estabilización de osteotomías. Sin embargo la tendencia al uso de yeso o de



síntesis mínima ha sido mucho más popular por la autoestabilidad primaria que ofrece la osteotomía de sustracción.

En todo caso la aplicación de un sistema de osteosíntesis aumenta la estabilidad primaria y permite una rápida movilización de la rodilla en el postoperatorio inmediato sin pérdida de la alineación obtenida en el acto quirúrgico. Algunos autores proponen utilizar el sistema más sencillo posible para no aumentar los fallos por errores de implantación y no crear dificultades añadidas a una posible protetización posterior (Flamme 1999).

La osteosíntesis modifica profundamente el postoperatorio de los pacientes y las complicaciones asociadas a la descarga de la extremidad y a la inmovilización con yeso durante periodos prolongados de 4 ó 6 semanas quedan soslayadas (Billings 2000, Closkey 2001, Hoffmann 1994, Magyar 1999, Rinonapoli 1998, Westrich 1998). Alteraciones tan importantes como la rigidez articular o la altura rotuliana son menores cuando se aplican síntesis que permiten la flexo-extensión inmediata de la rodilla (Billings 2000, Closkey 2001, Hoffmann 1994, Magyar 1999, Müller 1971, Rinonapoli 1998, Westrich 1998). Los retrasos de consolidación muy poco referenciados por Coventry son frecuentes en otras series y atribuidos a una deficiente estabilización de la osteotomía valguizante (Cameron 1993, Flamme 1999, Naudie 1999, Rozbruch 2002, Wardle 1962 ) así como las pérdidas de la corrección angular obtenidas durante el acto quirúrgico que se observan en el transcurso del primer año (Gautier 1999, Hernigou 1996, Miniacci 1989, Mynerts 1980, Odenbring 1990).

Dentro de las síntesis mínimas se halla la grapa preconizada por Coventry (1984) que usualmente se asocia a un yeso circular. En la actualidad se considera que la osteosíntesis debe ser mínima aunque debe garantizar la movilización precoz en el postoperatorio inmediato evitando el uso de ortesis (Dejour 1994, Flamme 1999, Rinonapoli 1998). Se han desarrollado grapas modificadas (Flamme 1999, Magyar 1999) o síntesis mixtas (Miniacci 1989) que poseen un pequeño tamaño, son adaptables y evitan problemas como el síndrome compartimental.

Las síntesis rígidas como las placas en AO/ASIF en L (Billings 2000, Khosino 1976, Korovesis 1999 ,Mammi 1993), lámina-placa ( Lootvoet 1993, Müller 1971, Orozco 1988) o modificadas como la lámina-placa canulada (Gautier 1999) en estudios clínicos demuestran menor pérdida de la corrección obtenida durante el primer año (Gautier 1999). El fijador externo representa el sistema de síntesis rígida (Majima 2000) sin adaptación directa al hueso. Actualmente se ha popularizado en osteotomías de apertura (Weale 2001) por su elevada estabilidad y el bajo número de complicaciones asociadas. En estudios experimentales (Magyar 1999) también se demuestra su superioridad en la estabilización de las osteotomías.

Por otra parte el uso de material de osteosíntesis también se asocia a complicaciones que se resumen en la necesidad de una mayor exposición quirúrgica con un mayor riesgo de infecciones superficiales y profundas ( Rinonapoli 1998), la baja ajustabilidad a la osteotomía en el caso de láminas-placa (Lootvoet 1993, Orozco 1988) y la poca capacidad para modificar la

corrección una vez implantada y la asociación a síndrome compartimental ( Lerat 2000).

En nuestro estudio hemos comparado 4 tipos de osteosíntesis. Dos de ellos podrían considerarse como mínimos ( grupos A y B ) y 2 como síntesis de elevada rigidez ( grupos C y D). Se han elegido como representantes de síntesis mínima los tornillos canulados aplicados desde la vertiente externa de tibia ( grupo A ) o en su vertiente interna ( grupo B ) mientras que los sistemas de elevada rigidez están representados por la lámina-placa ( grupo C ) y el fijador externo tipo Hoffmann I ( grupo D ).

No hemos utilizado las grapas descritas por Coventry (1967) por considerarse clásicamente insuficientes sin la asociación a yeso y tampoco hemos usado ninguna de sus variantes por un motivo conceptual. Los tornillos canulados en sus dos variantes de aplicación aportan los requisitos genéricos de una síntesis mínima que son mínimo aumento de la exposición quirúrgica, implantación sencilla y estandarizada y gran difusión en su uso. Se caracterizan por aportar compresión entre los fragmentos de la osteotomía y conferir una estabilidad primaria que además no interfiere en la compresión de la osteotomía durante la carga de la extremidad. El uso de tornillos en osteotomías de cierre ya fue expuesto por Ficat con anterioridad.

La lámina-placa empleada en nuestro estudio es de diseño clásico sin canulación y representa una síntesis rígida de aplicación interna de amplio reconocimiento. El fijador externo empleado es tipo Hoffmann I con clavos de Steinmann transfixiantes y ha sido elegido por nuestra accesibilidad a dicho material, constituye el sistema representativo de síntesis rígida de aplicación externa con estabilidad primaria muy elevada.

En el diseño del estudio se definieron los grupos de osteosíntesis y se atribuyó a cada grupo tres muestras para los ensayos mecánicos teniendo en cuenta que en otros estudios publicados (Bholer 1999, Flamme 1999, Riegger-Krugh 1998, Shaw 1996) sólo se utiliza una o dos muestras por grupo. Por otra parte al desarrollar ensayos destructivos que impiden la reutilización de la muestra una vez testada se consideró suficiente el volumen de especímenes proyectado. En el caso del grupo A por error técnico no se realizó la grabación de la curva de fuerza-desplazamiento lo que obligó a introducir un nuevo espécimen para poder interpretar de forma correcta los resultados. La muestra inicial no fue completamente desechada por adaptarse a los requisitos necesarios e ilustrar los resultados obtenidos. Sin embargo el bajo número de especímenes por grupo nos impide la aplicación de cálculos estadísticos en los resultados obtenidos ya que carecerían de significación.

#### **6.1.4 Discusión del estudio radiológico**

La radiología convencional tiene un papel determinante en la indicación, realización y evaluación de la osteotomía valguizante. El ingente número y la

variabilidad de mediciones radiológicas descritas en la extremidad inferior están descritas sucintamente en la introducción. Todos los autores que practican osteotomías correctoras de extremidades coinciden en que la exacta planificación preoperatoria es esencial (Paley 1992, Lerat 2000).

Un estudio experimental desarrollado en osteotomías a las que se les ha aplicado un carga no puede soslayar este tipo de exploración. Por otra parte la correcta conservación del tejido óseo utilizado en nuestro estudio requirió reducir el número de exploraciones radiológicas y sus consiguientes traslados y descongelaciones. Por ello planificamos dos exámenes radiográficos, uno anterior al test mecánico y otro posterior. No efectuamos una definición radiológica del ángulo fémoro-tibial previa a la osteotomía por la facilidad de medición directa con goniómetro sobre la superficie de las muestras que permitió el cálculo de la cuña de sustracción, siempre evitamos la rotación de la muestra ya que puede alterar sensiblemente las mediciones obtenidas (Swanson 2000). Flamme (1999), en experimentación mecánica de osteotomías valguizantes referencia la medición del ángulo fémoro-tibial por aplicación directa del goniómetro sobre la superficie ósea en las muestras de estudio.

En la clínica se determina la alineación de la extremidad a través de radiografías telemétricas en carga que incluyen las cabezas femorales y la articulación del tobillo. Los autores definen los ejes mecánicos (Johnson 1980, Maquet 1985) basándose en el centro de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. Otros utilizan los ejes anatómicos (Bauer 1969, Kettelkamp 1972, Vainionpää 1981) donde las diáfisis femorales y tibiales definen los ejes de los huesos largos.

En nuestras muestras no se pueden realizar los estudios telemétricos por la sección de los extremos diafisarios requerida para la adaptación de las muestras al bastidor mecánico y naturalmente no se pueden explorar en carga por motivos obvios. Nos planteamos realizar el estudio telemétrico antes del test mecánico pero la imposibilidad de reproducirlo después de la compresión axial nos hizo abandonar esta línea de estudio. Por el mismo motivo no se pudieron tomar los ejes mecánicos como elementos de trabajo.

Los ejes anatómicos de fémur y tibia pueden evaluarse en nuestras muestras por observación directa y radiológicamente aunque con algunas variaciones debido a las secciones de los extremos óseos.

Los ángulos fémoro-tibiales obtenidos en las mediciones anatómicas o mecánicas difieren por la evaluación del valguismo femoral. El valguismo femoral ha sido descrito por varios autores en estudios poblacionales amplios. Se cifra en valores oscilantes entre 5-7° (Moreland 1987, Paley 1992) aunque el evaluado por Hsu y Coventry (1990) se basa en el trazado del eje anatómico en la mitad inferior de la diáfisis femoral y posee un valor medio de 4,2°. Moreland utilizando el eje femoral anatómico I también halla un valguismo femoral fisiológico de 4°.

Utilizamos el eje femoral anatómico definido por Moreland (1987) o eje femoral anatómico I que se traza entre el centro de la rodilla y el punto medio diafisario a nivel de la mitad femoral ya que podemos aplicarlo a nuestras muestras después de ser seccionadas las diáfisis femorales. El valgismo femoral determinado por Hsu y Coventry (1990) y Moreland (1987) de 4° angulares es el que aplicamos en nuestro estudio ya que el fragmento femoral remanente nos permiten esta medición.

La aplicación de las mediciones radiológicas clásicas a las rodillas que han sufrido una osteotomía valgizante puede resultar insuficientes por lo que se han desarrollado mediciones específicas para ellas (Gautier 1999, Oswald 1993) donde se evalúan los cambios angulares a nivel tibial, tomando la superficie articular de la tibia ( eje articular ) y un eje tibial distinto al definido clásicamente que utiliza para su trazado puntos de referencia diafisarios en vez de la articulación del tobillo. El eje tibial de Oswald (1993) toma para el trazado del eje tibial el centro de las espinas tibiales y el centro de la diáfisis a 20 cm de la superficie articular obteniendo por intersección en el eje articular de la tibia el ángulo beta o interno. Por otra parte Gautier (1999) obtiene el eje tibial a partir de dos puntos diafisarios tibiales y por la intersección con el eje articular de la tibia consigue la medición del ángulo alfa en la vertiente externa. Mientras en primera podría considerarse más “anatómico” ya que toma una referencia articular, el segundo aporta una información de la posición relativa entre la superficie articular y la diáfisis tibiales que resulta más real en el caso de desplazamiento de los fragmentos proximal y distal de la osteotomía.

Empleamos los ejes tibiales descritos por Oswald y Gautier que obvian la articulación del tobillo y resultan más adecuados para la evaluación de la osteotomía valgizante ya que se miden a una distancia máxima de 20 cm respecto de la articulación de la rodilla que corresponde al extremo de nuestras muestras. Aplicamos ambos ejes ya que el descrito por Oswald resulta muy adecuado a nuestro estudio y se acerca bastante a la medición clásica del eje tibial. El eje definido por Gautier tiene la ventaja no interpretar el desplazamiento de los fragmentos óseos como cambio angular ya que esta situación se produce con elevada frecuencia en las muestras sometidas a compresión axial.

El valor del ángulo fémoro-tibial anatómico depende por tanto del valgismo femoral fisiológico que se le atribuye y de la vertiente ( interna o externa ) de la rodilla donde se mide. Se considera en algunos casos la medición en la vertiente externa (Bauer 1969, Kettelkamp 1976, Vainionpää 1981) definiéndose el varismo a mediciones superiores a 175°.

En nuestro estudio consideramos la medición en la vertiente externa de la rodilla por la intersección del eje anatómico femoral y el eje tibial definido por Gautier y consideramos 176° el valor de normo eje basándonos en la consideración de un valgismo fisiológico de 4°. Las mediciones superiores se etiquetan de varismo y las inferiores de valgismo. Aunque la intersección del

eje femoral con eje tibial definido por Oswald es más frecuente después del test de compresión mecánica nos decidimos a utilizar el eje tibial definido por Gautier porque refleja mejor la traslación tibial aparecida debido a los puntos óseos que toma de referencia.

Los ejes articulares femoral y tibial se obtienen con facilidad en las proyecciones radiográficas simples (Coventry 1984, Hsu 1990, Moreland 1987, Paley 1992) trazando la tangente a la superficie articular. Cuando se intersectan con los ejes anatómicos aportan información de la alineación ósea evitando los sesgos por inestabilidades o laxitudes articulares (Paley 1992).

Los ángulos utilizados son los obtenidos por la intersección de los ejes articulares y anatómicos expuestos. Con ellos obtenemos mediciones angulares de los cambios aparecidos a nivel óseo femoral y tibial sin componente de laxitud articular que se puede haber generado durante el test de compresión axial.

Milner (1997) introduce el concepto de divergencia entre el eje tibial anatómico y mecánico que había sido clásicamente aceptado. En su estudio de osteotomías correctoras por fracturas diafisarias de tibia con consolidaciones viciosas desarrolla un sistema de medición radiológica por superposición de imágenes respecto de la tibia contralateral.

Tomamos en nuestro trabajo esta sistemática de estudio para la evaluación de las fracturas aparecidas después del test mecánico. Realizamos calcos en papel semitransparente de la morfología tibial antes del test de compresión y redibujamos mediante la imagen obtenida después del estudio mecánico los hundimientos aparecidos. Este sistema se puede utilizar ya que las muestras han sido radiografiadas a una distancia constante en ambas exploraciones por lo que no existe ningún tipo de modificaciones respecto a la magnificación. Nos permite evaluar las zonas de hundimiento metafisario en milímetros que sería completamente imposible mediante las mediciones angulares puras. En los casos de desplazamiento relativo de los fragmentos de la osteotomía permite medir el decalaje o escalón y sus modificaciones por el test mecánico. Finalmente resulta útil para valorar la aparición de fracturas del puente óseo medial (Bohler 1999, Flamme 1999) y de la cortical interna de la tibia que aparecen en algunas ocasiones.

La evaluación radiológica de un sistema de osteosíntesis aplicado al hueso y sometido a un test mecánico destructivo contempla la evaluación del fracaso del sistema (Baitner 1999, Seral 2001). Se entiende como tal los cambios aparecidos en la posición y la morfología original del implante así como las fracturas adicionales creadas por el mismo.

En nuestro estudio también determinamos estas variables y establecemos un patrón de desplazamiento de los implantes que aparece como característico de grupo.

Algunos autores utilizan para describir el desplazamiento relativo de los extremos de una osteotomía marcadores óseos ( Baitner 1999, Magyar 1999). Intentamos aplicarlos en nuestro estudio en las primeras muestras ensayadas mediante fragmentos de agujas metálicas pero finalmente los abandonamos por su pérdida en numerosas ocasiones después del test de compresión.

### **6.1.5 Discusión del diseño mecánico**

La realización de un estudio experimental biomecánico debe establecer cual de los parámetros pretende ser evaluado. Posteriormente se desarrollan bastidores adecuados al parámetro definido.

En una rodilla sometida a osteotomía tibial valguizante actúan numerosas fuerzas como ha sido definido por varios autores (Goh 1993, Johnson y Waugh 1980, Magyar 1999, Wang 1990) especialmente desarrollados en los estudios cinemáticos donde se evalúan los efectos de los grupos musculares. Sin embargo en experimentación sobre modelos diseccionados estas fuerzas no pueden ser reproducidas (Baitner 1999, Flamme 1999, Riegger-Krugh 1998, Seral 2001) y cuando se valoran se utilizan sólo aproximaciones.

En la extremidad inferior la fuerza actuante más importante es la carga del peso del cuerpo. La mayoría de autores coincide en que las cargas soportadas por las extremidades inferiores durante las actividades de la vida diaria equivalen a 2,5 veces el peso del cuerpo aunque existe una gran variabilidad. Algunos atribuyen 1000 N como carga máxima de una rodilla sometida a osteotomía valguizante (Flamme 1999) y para otros durante la monoestación se generan a nivel de la cabeza femoral cargas cercanas a los 2500 N (Oh 1978).

La carga producida por el peso del cuerpo actúa a lo largo del eje mecánico de la extremidad, es decir entre la cabeza femoral y la articulación del tobillo. Cruza la rodilla en condiciones de normalidad cerca de las espinas tibiales. Con la osteotomía valguizante (Maquet 67) con deformidad en varo lo que se pretende es desplazar la carga axial concentrada en el compartimento interno a un punto más medial de la rodilla. La simplificación de esta fuerza actuante sería una carga axial con bajo grado de excentricidad.

En nuestro estudio evaluamos la carga axial pura o colinear , es decir, a lo largo del eje mayor de la muestra y coincidente con el centro de la rodilla. Inicialmente nos habíamos propuesto la aplicación de cargas excéntricas que fueron abandonadas por el desarrollo y perfeccionamiento del bastidor mecánico mediante experimentación animal.

Cada autor referencia un tipo distinto de preparación de los modelos experimentales. En estudios mecánicos efectuados sobre extremidades inferiores se extirpan normalmente las partes blandas que pueden presentar fenómenos de descomposición y se mantienen las estructuras capsulares y ligamentosas de la rodilla (Hoshino 1987, Matsumoto 1994, Molina 1995, Shaw 1996, Weber 1997) que permiten la estabilización en extensión de la misma.

Los estudios experimentales sobre osteotomía valguizante que hemos hallado en la literatura utilizan unidades ósteo-tendinosas de rodilla (Hoshino 1987, Riegger-Krugh 1998) con osteotomía a nivel del cuello del peroné o tibias aisladas sin elementos articulares (Bholer 1999, Flamme 1999) y sacrificio completo del peroné y de los ligamentos laterales de la rodilla. Ello determina completamente el tipo de anclaje de la muestra a la máquina de testaje. Las muestras con conservación de la articulación de la rodilla, poseen dos extremos óseos adaptados mediante cazoletas a la máquina de testaje. Los anclajes se realizan con resinas o con agarres metálicos tipo tornillos o fijaciones endomedulares.

En el único estudio de osteotomía valguizante donde no se conserva la rodilla y se experimenta exclusivamente con un fragmento óseo tibial el anclaje proximal y distal se realiza con cemento óseo. En este caso el diseño del estudio (Flamme 1999) no contempla pruebas destructivas y aplica momentos inferiores a 100 N.

Nuestras muestras conservan la articulación de la rodilla y la cabeza del peroné por la inserción del ligamento lateral externo. Se sacrifica la rótula y el tendón rotuliano ya que no aporta ninguna estabilidad adicional a la muestra y no investigamos las presiones a nivel fémoro-patelar. La cápsula articular posterior confiere la estabilidad en extensión de la rodilla que es la posición utilizada para los ensayos mecánicos.

Los fragmentos óseos femoral y tibial permiten el anclaje en el bastidor mecánico mediante un sistema endo y extramedular con centradores y tornillos que pueden ser reutilizados en cada muestra a diferencia de las resinas y cementos. La conservación de dichos fragmentos nos permite las mediciones radiológicas descritas inicialmente.

El uso de tibias aisladas en nuestro estudio fue desestimado. La distancia entre la superficie articular y la osteotomía ( alrededor de 2 cm ) hace difícil aplicar una resina o cemento óseo sin incluir también el material de osteosíntesis con lo que el estudio carece completamente de validez ya que lo que se testa no es la osteotomía sino el sistema de anclaje. Por otra parte una delgada capa de resina que incluyese sólo la porción articular de la tibia difícilmente sería suficiente en los test destructivos donde las cargas aplicadas pueden superar con facilidad los 1000 Newton.

El diseño de estudio mecánico y el parámetro a medir difiere de forma significativa en los diferentes estudios.

Los estudios compresivos se basan en el uso de máquinas de ensayos que poseen unos cabezales móviles que se acercan a distintas velocidades y por mecanismos mecanizados o manuales tipo manivela. La velocidad de aplicación de la carga determina el comportamiento de la muestra, mientras que a velocidades lentas ( 3,3 Newton/10<sup>4</sup> segundos ) se evalúan los elementos de plasticidad-elasticidad óseas o comportamiento visco-elástico del hueso mientras que a velocidades mayores ( 1 Newton/10 segundos ) se comporta como sólido-elástico. Nosotros utilizamos una máquina de ensayos universal a manivela con velocidad de aplicación de fuerza rápida ( 0,25 mm/segundo ).

La aplicación de cargas axiales pueden desarrollarse en test destructivos y no destructivos. Los primeros son aquellos en que la aplicación de la fuerza es progresiva hasta conseguir la fractura ósea ( Baitner 1999, Burstein 1978, Ding 1997, Lewandrowski 1998) momento en que se considera finalizado en ensayo. Por el contrario en los estudios mecánicos compresivos no destructivos (Bholer 1999, Ding 1997, Flamme 1999, Hoshino 1987, Matsumoto 1994, Molina 1995, Oh 1978, Otani 1993, Riegger-Krugh 1998) se carga la muestra hasta un valor determinado y se evalúan los cambios aparecidos mediante galgas de superficie o films sensibles a la presión localizados en las superficies articulares.

La aplicación de una carga axial o en el eje longitudinal de la pieza de estudio, resulta relativamente reproducible siempre que la máquina de ensayos posea un bastidor correcto y adaptado para ello. Por otra parte la aplicación de cargas axiales varizantes o valguizantes requiere del uso de montajes mecánicos específicos que valoran los momentos o fuerzas de torque obtenidos a nivel de la rodilla (Anouchi 1993, Flamme 1999, Matsumoto 1994) sin realizar test destructivos. La aplicación en experimentación de la rodilla de cargas desaxadas es difícil ya que no existen las fuerzas musculares para contrarrestarlas. No hemos hallado en la literatura estudios de carga axial excéntrica en unidades ósteo-tendinosas de la rodilla con consecución de fracturas por carga axial.

Una vez diseñados los sistemas de anclaje de las muestras desarrollamos un estudio experimental preliminar en modelos animales para comprobar que el diseño proyectado era capaz de transmitir las fuerzas axiales compresivas puras y excéntricas y desarrollar un test destructivo por carga axial. La excentricidad de la carga pretende reproducir una compresión valguizante y/o varizante en la muestra.

Los modelos animales utilizados fueron extremidades posteriores de cerdo disecadas. Las cazoletas de anclaje superior e inferior de los extremos



óseos se adaptaron a la máquina de ensayos mediante unas rótulas con libertad de movimiento que permiten el ajuste de las muestras en extensión a los distintos grados de valgismo fémoro-tibial sin precargas adicionales. Estas mismas rótulas poseen en su base un escala milimetrada diseñada para aplicar distintos grados de excentricidad a los fragmentos superior e inferior con el ánimo de aplicar fuerzas varizantes o valguizantes manteniendo la libertad de movimiento de las rótulas durante el test de compresión.

Durante el estudio piloto con especímenes animales pudimos observar la incapacidad para la correcta transmisión de cargas excéntricas. Se ensayaron distintas excentricidades ( 1, 2 , 3 y 4 mm ) varizantes y valguizantes mediante la calibración de la base de la rótula. Durante la aplicación de carga axial con libertad de movimiento en dichas rótulas aparecía un marcado varismo a nivel de la pieza de estudio producida por distensión ligamentosa. El varismo provocaba el desplazamiento de la rodilla del eje longitudinal que une ambos cabezales y se traducía en una falta de transmisión de cargas a través de la rodilla. Los tensores colocados para contrarrestar dichas tensiones se mostraron insuficientes. En las muestras aparecía un aumento exagerado de las tensiones en los extremos óseos, es decir, a nivel de los anclajes de las cazoletas.

Finalmente eliminamos los tensores diseñados, así como la aplicación de cargas excéntricas y la libertad de movimiento de las rótulas durante la aplicación de cargas. Sin embargo las rótulas poseen movimiento angular durante el montaje de la pieza al bastidor mecánico que permite la adaptación al ángulo fémoro-tibial de la muestra de estudio bloqueándose posteriormente, factor que es especialmente deseable después de la osteotomía y osteosíntesis.

El estudio mecánico final aplicado a modelos humanos ha consistido en la aplicación de cargas axiales puras hasta a la aparición de fractura ósea.

#### **6.1.6 Discusión del estudio densitométrico inicial**

Los estudios mecánicos experimentales realizados en tejidos óseos de origen humano presentan una enorme dificultad en la uniformización de las muestras. Por ello muchos estudios experimentales de las características óseas se han desarrollado en tejidos procedentes de animales (Gómez 1991, Pope 1974, Reilly 1975) donde se controla la edad y el peso de los animales estudiados o usando varios fragmentos procedentes de un mismo hueso para conseguir uniformidad en los especímenes.

Los autores coinciden en que la respuesta del hueso a las cargas compresivas se halla estrechamente relacionada con la estructura ósea y el

contenido mineral del mismo tanto a nivel diafisario como metafisario (Alho 1989, Ding 1997, Hvid 1997, Lotz 1991, Pope 1974). Ding (1997) determina la relación entre el comportamiento mecánico relacionado con el contenido absoluto y porcentual de mineral y colágeno. Queremos hacer hincapié en la publicación de Sakkers (1995) que demuestra una regresión lineal entre la densidad mineral ósea y la resistencia a la fractura en compresión axial. El mismo autor no halla diferencias significativas entre edades y sexos respecto a la resistencia a la carga axial para una densidad mineral ósea homogénea.

Otros autores ( Alho 1989, Hvid 1997, Sakkers 1995) tampoco hallan diferencias de resistencia a la carga respecto al sexo. Por ello creemos que el registro de edades y sexos en experimentación biomecánica humana resulta absolutamente insuficiente para uniformizar una muestra de estudio ( Flamme 1999 ).

En experimentación biomecánica con modelos humanos (Ding 1997, Lotz 1991) para conseguir resultados válidos se utilizan varios sistemas de evaluación. Se ha valorado el grado de mineralización ósea mediante sistemas radiológicos como el desarrollado por Singh (Cristofoni 1996) o mediante tomografía computerizada (Alho 1989).

En los estudios mecánicos más recientes los autores acostumbran a determinar la densidad mineral ósea de las muestras mediante la realización de una densitometría (Baitner 1999, Riegger-Krugh 1998, Sakkers 1995) ya que constituye un sistema cuantitativo fiable y preciso de los cambios de mineralización del tejido óseo.

Los valores medios de densidad mineral ósea ( DEXA ) oscilan entre 1.9 g/cm<sup>3</sup> en el hueso travecular humano y 2.0 g/cm<sup>3</sup> para el hueso cortical ( Proubasta 1997). En los estudios practicados en especímenes disecados estos valores pueden alterarse por la desaparición de la densidad perteneciente a las partes blandas. Algunos autores referencian la realización de densitometrías en fragmentos óseos sumergidos en agua (Sakkers 1995) para evitar este sesgo. En nuestro estudio hemos decidido realizar los estudios densitométricos en seco, sin inmersión en agua ya que supone la introducción de otra variable.

En estudio con DEXA permite 2 modos de análisis de los datos ( modo lumbar – modo femoral ). En los estudios experimentales los autores utilizan frecuentemente el modo lumbar del aparato DEXA y nosotros también hemos utilizado este sistema.

El hecho de usar fragmentos de hueso aporta la posibilidad de dos tipos de lectura. Por una parte se pueden efectuar mediciones ántero-posteriores que son las habitualmente practicadas en la evaluación de los pacientes en clínica y además en fragmentos óseos se pueden realizar valoraciones cráneo-caudales.

La medición cráneo-caudal aporta una información más extensa del hueso travecular por la que fue elegida en nuestro estudio sobre modelos

humanos. El fragmento óseo para el estudio densitométrico fue una sección del tercio medio diafisario femoral de 2 cm de longitud tomada a 15 cm de la superficie articular. No se realizaron densitometrías de las cuñas de sustracción por la variabilidad de tamaño de las mismas y su eventual fraccionamiento durante la osteotomía.

Basándonos en las publicaciones previas y expuestas anteriormente (Lotz 1991, Sakkers 1995) corregimos los valores mecánicos obtenidos en un intento de uniformizar el grupo de estudio. Ésta no es una práctica habitual ya que normalmente los autores determinan los valores densitométricos y si los consideran dentro de un rango de la normalidad aceptan la muestra para el estudio. Sin embargo la demostrada correlación lineal entre la densidad mineral ósea y la fuerza de fractura (Sakkers 1995) junto con un estudio piloto desarrollado en muestras animales nos animó a corregir los datos de pico máximo de respecto de un valor medio de densidad mineral ósea obtenido por la media matemática de nuestras muestras.

La corrección del segundo parámetro mecánico, la rigidez, la efectuamos después de demostrar mediante un estudio piloto en especímenes animales la misma correlación.

Decidimos realizar un estudio piloto experimental en muestras animales de origen porcino para validar la mencionada regresión lineal en fragmentos de estudio caracterizados por mantener una estructura articular completa, la rodilla. El efecto innegable de disipación de energía del cartílago, menisco y ligamentos capsulares puede potencialmente modificar el comportamiento y alterar el principio de correlación lineal expuesto.

Utilizamos modelos animales en este estudio piloto para no tener restricciones en el número de piezas de estudio. En estos modelos se conocía de antemano la edad y peso en el momento del sacrificio y el sexo siendo uniforme en todos ellos. Las rodillas de los animales no presentan cambios artrósicos debido a la edad del sacrificio por lo que la variabilidad articular por fenómenos degenerativos es nula.

Reprodujimos en extremidades posteriores de cerdo, unidades osteotendinosas de rodilla con la misma disección proyectada para extremidades humanas y que sólo diferían en la longitud total ( 31 cm de longitud ) por la brevedad diafisaria de fémur y tibia. Obtuvimos un fragmento óseo para el estudio densitométrico en esta ocasión procedente de la metáfisis tibial distal. La localización de esta toma de muestra nos vino determinada por la mencionada brevedad de los huesos largos en la raza porcina.

El valor medio de densidad mineral ósea obtenido fue de  $0.698 \text{ g / cm}^2$  con rango  $0.65$  a  $0.76 \text{ g / cm}^2$  (  $0.7 \pm 0.05 \text{ g / cm}^2$  ). Este valor de BMD ( Bone Mineral Density ) está próximo a los valores estándar que aparecen en las tablas clínicas de evaluación de densidad mineral ósea en humanos ( tablas de

referencia ) para individuos jóvenes. Proubasta (1997) hace mención de los diferentes valores obtenidos en la densidad mineral ósea de hueso esponjoso ( 0.15 a 1.00 g / cm<sup>3</sup> ). Estos valores son similares a los obtenidos en nuestro estudio en animales que se desarrolla en hueso predominantemente esponjoso.

Realizamos un estudio mecánico de compresión axial en el bastidor desarrollado y obtuvimos curvas de fuerza desplazamiento con la misma morfología que las descritas anteriormente en fragmentos óseos sin componentes articulares (Hamer 1999, Lotz 1991, Sakkers 1995). Por tanto el comportamiento mecánico de una unidad ósteo-tendinosa de rodilla en extensión cuando se aplica una fuerza axial es la misma que un fragmento óseo simple ya que el esfuerzo a la carga axial es asumido por el hueso aunque existe una zona inicial descrita como Zona I y representada por la primera pendiente donde pueden existir una contribución mecánica de otras estructuras articulares como el cartílago y los meniscos ( Hamer 1999, Lewandrowski 1998, Sakkers 1995 ).

Por otra parte los valores obtenidos de pico máximo de fuerza y de rigidez presentaron una gran uniformidad y una elevada correlación con los valores de densidad mineral ósea registrada. El cálculo de correlación existente entre los picos de fuerza máximos obtenidos en el momento de la fractura y la densidad mineral ósea de la pieza mostraron una fracción constante de 10.700 con una variabilidad de  $\pm 900$ . En el caso del cálculo de la rigidez calculada con la densidad mineral ósea en cada muestra la fracción obtenida osciló entre  $1650\pm 45$ . Concluimos que no sólo existía una regresión lineal de la BMD con la fuerza de fractura o pico máximo de fuerza ( N ) como ya había sido demostrado sino también con la rigidez de la curva ( N/mm ) obtenida.

La aplicación de la corrección de los valores mecánicos en función de la densidad mineral ósea obtenida posee una gran importancia en las muestras humanas debido al bajo número de especímenes de que disponemos. Por otra parte elimina una variación medible mediante un sistema reproducible con facilidad. Creemos que no ha sido aplicado por otros autores porque supone una ampliación y encarecimiento de los estudios preliminares. El hecho de aplicar una uniformidad densitométrica simplifica la interpretación de los resultados mecánicos obtenidos en cada grupo de estudio.

### **6.1.7 Discusión del estudio de conservación del hueso**

El sistema de conservación del tejido óseo ha demostrado una elevada importancia en las características mecánicas del mismo. Varios autores (Bonfield 1968 ,Bright y Burstein 1978, Ding 1997 ,Frankel 1973 , Lewandrowski 1998 , Oh 1978, Pelker 1983 , Pope 1974, Reilly 1978, Roe 1988, Sedlin1965, Triantafyllou 1975) han aconsejado la conservación por

congelación de fragmentos óseos procedentes de humanos o de animales para evitar las modificaciones de las características mecánicas ya que los métodos químicos (Baitner 1999, Ding 1997, Lewandrowski 1998, Lindahl 1976, Roe 1988) sí las reducen ya que producen una desmineralización.

Un único proceso de congelación no altera de forma significativa el comportamiento mecánico siempre que la descongelación se efectúe a temperatura ambiente y durante un periodo mínimo de 3-4 horas. La temperatura de conservación oscila entre los distintos autores aunque la mayoría utilizan cámaras a  $-20^{\circ}$  centígrados. Se ha demostrado que temperatura inferiores se puede alterar las características de elasticidad y plasticidad (Bonfield 1968) pero no el componente inelástico del hueso. La duración de la congelación ha sido estudiada en varias ocasiones

Algunos autores aplican sistemas de conservación por congelación a unidades ósteo-tendinosas de la columna o de la rodilla (Hoshino 87, Panjabi 1982) sin hallar diferencias significativas en su comportamiento mecánico por lo que se acepta que un proceso de congelación no altera las propiedades mecánicas de la unidad hueso-ligamentos.

Debido a la complejidad de nuestro estudio las muestras son congeladas y descongeladas en varias ocasiones.

En primer lugar , las procedentes de cadáver son conservadas a  $-20^{\circ}\text{C}$  hasta el momento de su disección en que son descongeladas a temperatura ambiente. A partir de este momento se decide su inclusión o no en el diseño del estudio. Se conservan a nuevamente a bajas temperaturas hasta su preparación definitiva ( osteotomía y osteosíntesis ) que también requiere descongelación.

Posteriormente se aplica un nuevo sistema de conservación por frío hasta el momento del estudio radiológico en el que no se precisa descongelar las muestras ya que se embolsan en extensión, sin embargo la duración del proceso y su traslado aunque se efectúa en cámara de conservación de frío pueden asociarse a descongelaciones parciales en algunas ocasiones.

Finalmente, el test mecánico se realiza necesariamente previa descongelación de la pieza a temperatura ambiente. En ningún caso se realiza la pieza en inmersión en agua porque puede producir un arrastre de grasa ( Ding 1997) que puede alterar las propiedades mecánicas. Por tanto el número de procesos de congelación-descongelación oscila entre 2 ( en la pieza procedente de amputación supracondílea ) y 4 ( en los casos en que se ha producido la descongelación durante el estudio radiológico ), siendo lo más habitual 3 veces.

No hemos hallado en la literatura existente ninguna referencia al efecto que estos procesos de congelación y descongelación repetidas pueden tener en el comportamiento mecánico de porciones óseas o unidades ósteo-

tendinosas. Por ello hemos desarrollado otro estudio piloto en modelos animales para observar los cambios aparecidos.

Utilizando piernas traseras de cerdo hemos obtenido 9 unidades ósteo-tendinosas de rodilla que se han incluido en 3 grupos caracterizados por el número de procesos de congelación-descongelación a que han sido sometidos.

El grupo I ha sido congelado y descongelado en 1 ocasión y constituye el control, mientras que el grupo II ha sufrido 3 ciclos y el grupo III se ha descongelado y recongelado en 5 ocasiones. Para determinar los cambios respecto a la compresión mecánica axial se han ensayado en la máquina de testaje y se han determinado la curva de fuerza/desplazamiento, el pico máximo de fuerza y la rigidez obtenida. En este caso no se han realizado determinaciones densitométricas por la gran homogeneidad observado en el estudio piloto expuesto con anterioridad. El estudio mecánico se ha completado con un estudio radiológico con aplicación de mediciones angulares y determinación del tipo y localización de fracturas aparecidas por el test de compresión axial.

Aunque se aplican las mismas mediciones angulares que las diseñadas en el estudio en humanos se efectúan discretas modificaciones debido a la menor longitud de las piezas de estudio ( 31 cm vs 35 cm en experimentación humana ). Por otra parte el importante varismo de las diáfisis tibiales altera las lecturas obtenidas mediante los ejes tibiales descritos por Gautier (1999) y Oswald (1993). Tomando el extremo de la pieza de estudio aparece una falsa lectura de valgismo con el ángulo beta. El trazado del eje tibial de Gautier no se dirige al centro de la rodilla también por este importante varismo. Por ello hemos decidido emplear un eje tibial específico que se extiende entre el punto medio a nivel de la arteria nutricia que se halla aproximadamente a 10 cm de la superficie articular y el centro de las espinas tibiales. La intersección con el eje articular crea un ángulo proximal tibial en su vertiente externa.

Una muestra del grupo II ha tenido que ser desechada por la aparición de fractura a nivel diafisario por la colocación de un centrador intramedular incorrecto durante su montaje en el bastidor mecánico.

Los resultados mecánicos obtenidos muestran la misma morfología en los tres grupos. Las lecturas máximas de fuerza o pico máximo de fuerza hasta el momento de la fractura son superponibles en los tres grupos, así como la rigidez registrada que equivale a la pendiente de la curva. Además muestran un importante paralelismo con los resultados obtenidos en el estudio preliminar de correlación entre el valor densitométrico y el comportamiento mecánico en unidades ósteo-tendinosas desarrollado anteriormente.

Las unidades ósteo-tendinosas no han sido sometidas a ningún tipo de osteotomía metafisaria ni osteosíntesis ya que no es lo que se pretende testar en este estudio, por tanto asumimos que los valores obtenidos pueden diferir

sensiblemente del grupo de experimentación humana ya que el test de compresión produce fracturas en un segmento óseo-tendinoso íntegro con mayor resistencia. Sin embargo se trata de comparar los resultados obtenidos en cada grupo más que determinar valores absolutos.

Los estudios radiológicos demuestran la bondad de los valores angulares para determinar el nivel de la aparición de las fracturas. Los cambios del valor del ángulo distal femoral se asocian a fracturas metafisarias distales en 3 de 4 muestras, y aparecen incrementos y disminuciones del mismo en función del lado en que aparece la fractura por aplastamiento. El ángulo tibial proximal presenta discretas modificaciones y es poco válido para la detección de fracturas en los modelos experimentales animales sin ningún tipo de osteotomía metafisaria. La medición del eje fémoro-tibial muestra un varismo constante en todas las piezas al final del estudio y se determina con facilidad a pesar de la aparición de fracturas.

En general las mediciones angulares aportan poca información del patrón y la localización de las fracturas, excepto en el caso del ángulo distal femoral. Debemos resaltar que aplicamos unas mediciones diseñadas para la evaluación de pequeños cambios en el grado de corrección de una osteotomía valguizante que no se ha practicado a estos especímenes. Su aplicación resulta de interés por el hecho de que es reproducible con facilidad en muestras sometidas a un test de carga axial destructivo.

Se detectan fracturas metafisarias en todos los especímenes, en 4 a nivel femoral y en 6 a nivel tibial. En una ocasión coinciden en la misma muestra una fractura metafisaria tibial ( a nivel fisario ) y metafisaria femoral. En el grupo I aparecen sólo fracturas metafisarias tibiales mientras que en los dos restantes su localización es más variable ( tibial y/o femoral ). Creemos la localización de fracturas a nivel tibial es debida a la exéresis del peroné que crea una situación de desventaja mecánica.

A nivel diafisario en todos los especímenes excepto en uno aparecen fracturas provocadas por el bastidor mecánico ( corona de tornillos ) sin diferencias significativas entre grupos. Las creemos ocasionadas por el progresivo varismo que muestran las piezas durante el test de compresión y las elevadas cargas a que son sometidas. Aparecen antes que las metafisarias y no se asocian a una descarga del sistema.

## 6.2 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

### 6.2.1 Discusión de los resultados densitométricos

En el estudio densitométrico realizado en fragmentos óseos diafisarios del tercio medio femoral de cada pieza hemos hallado diferentes valores en las proyecciones ántero-posteriores y en las cráneo-caudales. Excepto en dos muestras los valores absolutos de la determinación cráneo-caudal es superior a la ántero-posterior. Hemos decidido utilizar la medición cráneo-caudal porque refleja de forma más fidedigna el volumen óseo correspondiente al hueso esponjoso que en definitiva es el responsable de la resistencia ósea a testar en una osteotomía valguizante metafisaria.

Los valores obtenidos no muestran diferencias respecto de la lateralidad de la pieza testada ( rodilla derecha o izquierda ). El valor máximo evaluado es de  $1.085 \text{ g/cm}^2$  y el mínimo  $0.411 \text{ g/cm}^2$  que se corresponden con los valores establecidos por Proubasta (1997) como normales en hueso esponjoso (  $0.15$  a  $1.00 \text{ g/cm}^3$  ) o Sakkers (1995).

El cálculo de la media matemática de las determinaciones densitométricas cráneo-caudales generales fue de  $0.638 \text{ g/cm}^2$ . Por grupos de estudio se obtuvieron valores medios de  $0.695$  grupo A,  $0.656$  en el grupo B,  $0.585$  en el grupo C y  $0.564$  en el grupo D. Todos los valores expuestos se hallan dentro del rango de la normalidad.

Usamos la media obtenida (  $0.638 \text{ g/cm}^2$  ) para efectuar la corrección del valor mecánico absoluto de pico de fuerza o fuerza de fractura basándonos en las publicaciones previas (Lotz 1991, Sakkers 1995) que demuestran una correlación lineal entre la densidad mineral ósea y el pico de fuerza.

La corrección del valor mecánico de rigidez respecto de la densidad mineral ósea la efectuamos basándonos en el estudio preliminar realizado en modelos animales donde demostramos una correlación lineal entre ambos parámetros.



## 6.2.2 Discusión de los resultados del estudio radiológico inicial

Basándonos en el cálculo radiológico del ángulo fémoro-tibial externo de nuestras muestras conseguimos la valguización de las mismas en todos los casos excepto en uno. La valguización está definida por valor igual o menor a  $176^\circ$  ya que consideramos un valguismo femoral de  $4^\circ$ .

Las mediciones aplicadas han sido tomadas de series clínicas y descripciones radiológicas de la extremidad inferior (Gautier 1999, Moreland 1987, Oswald 1993, Paley 1994) con mínimas modificaciones ya que nosotros empleamos segmentos ósteo-articulares de extremidad inferior. El valguismo femoral considerado es sólo de  $4^\circ$  (Moreland 1987, Naudie 1999) pero debemos tener en cuenta que aplicamos las cargas directamente en los extremos óseos de las muestras por lo que la concepción de eje mecánico desaparece completamente.

La valguización obtenida la catalogamos de ideal si se halla entre  $6^\circ$  y  $8^\circ$  de valgo y moderada entre  $2^\circ$  y  $4^\circ$  consiguiéndose en 11 casos.

En una muestra la valguización obtenida es mayor ( $10^\circ$ ) aunque la sistemática de resección de la cuña fue la misma y debe atribuirse al cierre de la osteotomía con compresión de la misma.

La falta de valguización del espécimen Hum-7 con varo de  $4^\circ$  es atribuible al insuficiente cierre de la OTV durante la aplicación de la osteosíntesis concretamente una lámina-placa. Esta muestra no fue desechada por mantener una diastasis entre los bordes de la osteotomía de 5 mm que es considerada en varios estudios mecánicos como aceptable (Claes 1997, Flamme 1999, Larsson 2001) y por no disponer de otra extremidad para completar el estudio.

Los valores de valguismo obtenidos varían ya que dependen de la compresión del foco de osteotomía y del cierre de la misma mediante el sistema de osteosíntesis. La síntesis que se asocia a peores cierres es la lámina-placa (grupo C) por su menor adaptabilidad (Lerat 2000, Orozco 1988), mientras que los tornillos canulados proximales o distales consiguen unos resultados de valguización mejores o ideales.

La colocación de la síntesis resulta correcta en todos los especímenes ya que no invade la superficie articular en ningún caso ni provoca fracturas secundarias a nivel metafisario. Las diferencias en la angulación de los tornillos canulados entre el grupo A y B es debida a la diferente zona de implantación y a la morfología tibial. Los aplicados en la vertiente externa presentan una menor inclinación respecto de la interlínea articular por su entrada metafisaria y su dirección hacia la cortical interna tibial. Los implantados en la vertiente

externa ( grupo B ) poseen una inclinación mayor ya que se dirigen al ángulo póstero-externo del platillo tibial.

La aplicación de una carga axial tiende a comprimir una osteotomía que por sí misma es autoestable in vivo pero la disección de las muestras supone el sacrificio de todas las partes blandas excepto los elementos capsulares y ligamentosos. La estabilidad de la muestra de estudio depende del contacto óseo a nivel de la osteotomía así como de la integridad del puente óseo medial, el ligamento lateral interno y la síntesis aplicada. Por tanto la evaluación de la superficie de contacto óseo o cierre de la osteotomía cobra un elevado interés aunque en estudios mecánicos previos no se referencia de forma específica (Bohler 1999, Flamme 1999, Riegger-Krugh 1998). Nosotros hemos recopilado datos radiológicos de cierre reproducibles antes y después del test mecánico que determinan la superficie de contacto expresada en porcentaje de la superficie total de la osteotomía y las zonas de diastasis o no contacto así como su localización.

La indemnidad del puente óseo medial contribuye otro de los parámetros evaluados ya que posee un efecto determinante en los resultados mecánicos demostrados clínica (Coventry 1965-1969-1979, Engel 1981, Insall 1976-1993, Naudie 1999, Paley 1992-1994) y experimentalmente (Flamme 1999). La fractura del mismo supone una solución de continuidad en la vertiente interna de la tibia que permite el desplazamiento entre los segmentos que puede medirse mediante el estudio radiológico y se expresa en milímetros de decalaje.

Conseguimos un correcto cierre en 11 muestras ya que la superficie de contacto es igual o superior al 80% de la superficie. Los distintos tamaños de la cuña de osteotomía modifican la superficie de contacto (Bohler 1999). Los dos casos en que se consigue un contacto bajo ( <30% ) son debidos a la falta de cierre por la rigidez del sistema de osteosíntesis en los grupos C ( lámina-placa ) y D ( fijador externo ) con lo que retomamos el concepto de que la aplicación de tornillos canulados se asocia a un mejor cierre de la OTV.

En ningún caso la diastasis observada es mayor de 5 mm incluso en las muestras que presentan un contacto menor. La diastasis inferior a 5 mm no es motivo de exclusión en estudios experimentales y se prefiere a la fractura del puente óseo medial (Flamme 1999). En nuestras muestras se observan 5 casos con diastasis inferior a 5 mm de localización medial o lateral con puente medial íntegro.

En tres ocasiones se produce la fractura del puente óseo medial durante la aplicación de la osteosíntesis. Aparece un caso en los grupos B, C y D y se asocia a un desplazamiento lateral del segmento distal de 3 a 5 mm.

Considerando las anteriores características clasificamos los cierres obtenidos en óptimos cuando existe un contacto completo de la superficie de la

osteotomía ( 100% ) con ausencia de diastasis e integridad del puente óseo medial que aparecen en 5 ocasiones.

También se incluyen aquellos que presentan integridad del puente óseo con algún grado de diastasis generalmente medial y contacto alrededor del 80% que conseguimos en 4 ocasiones. Todos los especímenes del grupo A presentan cierres de la osteotomía óptimos aunque también se consiguen en los demás grupos.

Los cierres buenos o regulares aparecen en 4 muestras y se caracterizan por la pérdida del puente óseo y/o diastasis inferior a 5 mm. No se eliminan del estudio ya que consideramos que corresponden a defectos de bajo grado y se recoge en la literatura como aceptables.

Aunque también hemos evaluado la corrección y cierre de la osteotomía en el plano de perfil, no la desarrollamos de forma amplia para no aumentar la complejidad de la exposición. En todo caso los cierres obtenidos en el plano lateral se consideran buenos. La evaluación del cierre de la osteotomía en este plano es más difícil.

Las muestras no presentan alteraciones del eje longitudinal ( ante o recurvatum ) y el contacto cortical a nivel de la TTA es correcto con una única muestra con decalaje de 3 mm. La necesidad de obtener una correcta alineación en el perfil no se limita a la descripción de las muestras sino también al montaje en el bastidor mecánico ya que las cazoletas son colineares y no permiten desaxaciones en las muestras. La existencia de un recurvatum produciría una apertura del foco de osteotomía durante la adaptación al bastidor mecánico mientras que el antecurvatum no permitiría la aplicación de carga axial ya que la rodilla se flexionaría durante la compresión.

### 6.2.3 Discusión de los resultados del test de compresión

La fuerza axial aplicada para conseguir la fractura en nuestras muestras oscila entre 916N y 5800N y la denominamos pico máximo de fuerza. Otros autores referencian este valor en Kg. ( 1 Kg.=10 Newton ) y lo denominan fuerza de fractura (Sakkers 1995). En los estudios mecánicos desarrollados sobre osteotomías valguizantes no hemos hallado referencias al valor máximo de pico de fuerza conseguido en las muestras. Algunos autores realizan un test de compresión axial hasta un valor predeterminado (Flamme 1999) sin conseguir la fractura del espécimen. Otros estudios sobre fémures embalsamados presentan resultados mecánicos muy inferiores (Baitner 1999) cercanos a los 500N debidos en parte al tratamiento químico a que ha sido sometido el hueso para su conservación.

El pico máximo de fuerza se establece por la descarga del sistema que coincide con la aparición de fractura ósea. Las fracturas producen un descenso de las lecturas de fuerza a pesar de continuar aplicando cargas axiales y la morfología de la curva de fuerza /desplazamiento presenta una inflexión franca. Esta morfología había sido ya definida por otros autores ( Lewandrowski 1998, Lotz 1991) en fragmentos óseos sin elementos articulares aunque nosotros también la reprodujimos en modelos experimentales sometidos a cargas axiales.

Los sensores de desplazamiento están colocados entre las cazoletas de soporte óseo. Por tanto las mediciones obtenidas informan de la pérdida de longitud axial de la muestra en el momento de la fractura ósea.

Oscilan entre 9,5mm hasta 26,5mm existiendo una relación inversa entre el desplazamiento medido y la rigidez calculada. En todo caso la pérdida de longitud axial de las muestras sometidas a carga resulta menos ilustrativa que la medición de la rigidez. Sin embargo existe una elevada correlación entre la pérdida de longitud observada en las muestras mediante los calibradores y el hundimiento radiológico calculado como desarrollaremos más tarde.

La rigidez de los modelos se calcula a partir de las gráficas o curvas obtenidas. De la Zona II o de carga del hueso se toma el segmento que presenta uniformidad en la pendiente. Con este fragmento se dibuja un triángulo rectángulo cuyos catetos corresponden a los valores de fuerza y desplazamiento. La fracción obtenida entre ambos determina la rigidez ( Hamer 1996, Lewandrowski 1998). Se trata de un sistema matemático de evaluación de las pendientes obtenidas que también podrían valorarse por superposición. En nuestros especímenes obtuvimos unas lecturas de rigidez oscilantes entre 95 y 496 N/mm que no podemos comparar en la literatura ya que no hemos hallado referencias de estos estudios en muestras óseo-articulares aunque en fragmentos óseos se informa de rigideces cercanas a 55 N/mm ( Lewandrowski

1998). Por lo tanto en todo caso la aplicación de sistemas de osteosíntesis aumenta la rigidez de las muestras entre 2 y 9 veces.

La correlación lineal entre el valor máximo de pico de fuerza y rigidez con la densidad mineral ósea ha sido expuesta y desarrollada con anterioridad. Por ello efectuamos la corrección de los valores mecánicos obtenidos con el valor medio densitométrico de los especímenes (  $0.638 \text{ g/cm}^2$  ). Esta modificación nos permite eliminar la variable densidad mineral ósea y poder evaluar mejor los resultados obtenidos en el test mecánico. La corrección modifica los valores de pico de fuerza que pasan a oscilar entre 1276N y 8061N y los de rigidez , entre 74N/mm y 515 N/mm.

Con estos datos observamos en los 4 grupos picos máximos de fuerza excelentes oscilantes entre 2000 y 3500N que corresponden a 3,5 y 5 veces el peso del cuerpo en muestras con cierres óptimos, buenos o regulares, valores densitométricos iniciales variables y cualquier grado de valgismo ( entre  $2^\circ$  y  $10^\circ$  ). En dos de los tres casos de fractura del puente óseo medial aparecen resultados mecánicos correctos ( grupos B y C ) respecto al pico de fuerza.

Además en tres ocasiones el valor es cercano o superior a 5000 N. Esta situación aparece en un espécimen de los grupos A, C y D. Correlacionándolos con el valgismo conseguido observamos que en la muestra del grupo A ( tornillos canulados externos ) y del grupo D ( fijador externo ) se consiguió un valgo fémoro-tibial de  $8^\circ$  situación que no se reprodujo en la muestra del grupo C ( lámina-placa ) ya que presentaba un varismo de  $4^\circ$ . Creemos que el varismo residual contribuye a aumentar la resistencia mecánica de la última muestra.

Respecto al cierre de la osteotomía fue excelente y bueno en los tres casos con un contacto óseo del 80% o mayor y el puente óseo medial íntegro con lo cual no existió ningún tipo de medialización. Estas muestras no presentaban unos valores de mineralización absolutos superiores a la media aplicada. Los valores de pico de fuerza sin corrección por el valor densitométrico también fueron altos.

Por otra parte los peores resultados ( inferiores a 2000N ) del pico de fuerza aparecieron en dos especímenes del grupo A ( tornillos canulados ) y D ( fijador externo ).

El primero de ellos no presenta ningún defecto de cierre de la OTV ( óptimo ) y una alineación en valgo de  $6^\circ$ , no sabemos explicar porqué aparece este mal comportamiento a la carga ya que la rigidez tampoco fue anormalmente baja así como la densidad mineral ósea inicial (  $0.458 \text{ g/cm}^2$  ). La muestra del grupo D ( Hum-5 ) presentaba un peor cierre de la OTV ( regular ) con un contacto óseo pobre y diastasis medial de 5 mm asociado a fractura del puente óseo medial aunque la alineación en valgo fue aceptable (

de 4° de valgo ) por lo que atribuimos el mal comportamiento mecánico al déficit de cierre.

Los valores más bajos de rigidez se detectan en muestras con fractura del puente óseo medial y cierre regular de la osteotomía con un valgus final de 4° en ambos casos. La fractura aislada del puente óseo sin alteraciones del cierre ( 100% ) no modifica la rigidez de Hum-10 ( grupo B ). El resto de muestras presentan valores de rigidez corregida superiores a 170N/mm en cualquier osteosíntesis, alineación o densidad mineral ósea inicial.

Los valores hallados en nuestra serie discrepan enormemente de los publicados por Flamme (1999) que detecta rigideces muy elevadas de 1000N/mm hasta 3000N/mm en caso de conservación de la cortical medial.

En su estudio utiliza tibias aisladas que fija al bastidor mediante cemento y tornillos, la pequeña distancia entre la superficie articular y el nivel de la osteotomía ( 3 cm ) hace pensar que pueda haberse incluido el material de osteosíntesis en el cemento óseo. La osteotomía metafisaria se realiza a 3 cm de la superficie articular y cualquiera de las variantes de osteosíntesis aplicadas requieren un apoyo en esta zona con lo que el espacio real disponible para el anclaje óseo queda muy reducido. La inclusión del material de osteosíntesis en el cemento obtendría unos resultados mecánicos totalmente sesgados ya que las lecturas expresarían el comportamiento mecánico del par cemento-síntesis y no del par hueso-síntesis.

Aunque existe una cierta relación entre los valores máximos de pico de fuerza y rigidez no siempre se mantiene, en todo caso no detectamos ninguna relación entre el tipo de síntesis empleada y los valores mecánicos obtenidos.

#### 6.2.4 Discusión de los resultados radiológicos después del ensayo mecánico

El ángulo distal femoral presenta pocos cambios. Los cambios detectados antes y después del test mecánico son debidos a factores proyectacionales ya que no aparecen fracturas a nivel femoral en nuestras muestras sometidas a osteotomía.

En los estudios sobre modelos animales íntegros aparecieron fracturas a este nivel y fueron detectados por los cambios aparecidos en el ángulo distal femoral con elevada frecuencia.

En los modelos humanos la existencia de la sección ósea u osteotomía explica la aparición de fracturas a nivel tibial a pesar de la osteosíntesis, por lo que concluimos que ésta nunca aporta una estabilidad mayor a la del hueso íntegro. Por la falta de modificación del ángulo femoral distal y la ausencia de aparición de fracturas en este fragmento óseo podemos afirmar que los cambios de ángulo fémoro-tibial, hundimiento y pérdida de longitud de la pieza aparecidos en nuestras muestras son debidos al fragmento tibial.

El ángulo alfa después del test presenta grandes modificaciones y su análisis permite obtener gran cantidad de información sobre el tipo de fallo de la OTV ya que muestra comportamientos diferentes y característicos de grupo.

Los mayores aumentos del ángulo alfa aparecen en el grupo C ( lámina-placa ) por apertura del foco de osteotomía y fractura de la metáfisis tibial externa, siendo en un caso imposible la medición de dicho ángulo por apertura completa del foco.

El aumento moderado se detecta en el grupo A ( tornillos canulados proximales ) donde aparece varización de la diáfisis tibial por un colapso o fractura por compresión de la osteotomía predominantemente medial.

La pérdida de grados angulares mayor a  $10^\circ$  del ángulo  $\alpha$  caracteriza al grupo D ( fijador externo ) y es debida al colapso por compresión a nivel del hueso esponjoso metafisario del cóndilo tibial externo y la subsiguiente valguización tibial.

Característicamente en el grupo B ( tornillos canulados distales ) el ángulo alfa aparece inmodificado o con una variación de  $\pm 2^\circ$  expresando un colapso global del foco de osteotomía.

Por tanto los cambios observados en la medición del ángulo alfa ( Gautier 1999) después del test de compresión axial destructiva son característicos de cada osteosíntesis. Sólo detecta valguismo postcompresión en los especímenes del grupo D ( fijador externo ), se modifica poco en el

grupo de tornillos canulados distales ( grupo B ) y demuestra varización de la tibia de forma moderada en el grupo A ( tornillos canulados proximales ) e importante en el grupo C ( lámina-placa ).

El ángulo beta (Oswlad 1993) utiliza unos puntos de referencia distintos que el ángulo alfa. Su trazado resulta más anatómico ya que toma en centro de las espinas tibiales y pasa siempre por el centro de la rodilla, sin embargo no es capaz de detectar la traslación del segmento diafisario tibial y por ello diverge de los resultados obtenidos con el ángulo alfa. En nuestros test mecánicos destructivos dicha traslación aparece con relativa frecuencia y el ángulo beta aporta una información poco fiable a pesar de que puede tener una amplia aplicabilidad en clínica.

Las modificaciones detectadas en el ángulo fémoro-tibial después del test de compresión son debidas a los cambios aparecidos a nivel tibial y también son características de grupo.

El grupo A ( tornillos canulados proximales ) y el grupo D ( fijador externo ) poseen un comportamiento similar, manteniendo la alineación en valgo después del ensayo de compresión. En ambos grupos la variación del eje fémoro-tibial antes y después de la compresión mecánica es de poca magnitud ( inferior a  $6^\circ$  ). El espécimen Hum-1 del grupo A presenta un comportamiento distinto al resto del grupo en todos los parámetros radiológicos y mecánicos como ya hemos expuesto anteriormente.

Los grupos B ( tornillos canulados distales ) y C ( lámina -placa ) muestran un comportamiento opuesto caracterizado por una importante modificación del eje fémoro-tibial ( entre 8 y 15 grados ) y una alineación final en varo. En un caso, la apertura de la osteotomía imposibilita la medición del ángulo fémoro-tibial pero en todo caso se trata de un varismo exagerado.

El ángulo alfa demuestra un varismo final franco en las muestras del grupo C y un valgismo final constante en los especímenes del grupo D, cálculos que se reproducen con la evaluación del ángulo fémoro-tibial.

Sin embargo observamos una disociación de resultados entre el ángulo alfa y el ángulo fémoro-tibial en los grupos A y B. En el grupo A la medición del ángulo alfa después del test informa de la varización tibial que sin embargo corresponde a un valgismo final del ángulo fémoro-tibial de la muestra. En el grupo B se observan pocas variaciones del ángulo alfa acompañándose de un varo final marcado de la pieza ósteotendinosa.

La explicación de esta disociación es que los colapsos a nivel del foco de osteotomía se acompañan de una modificación de la inclinación de la interlínea articular. Mientras que el ángulo alfa evalúa la posición relativa entre la interlínea y la diáfisis tibial, el fémoro-tibial tiene sólo valora las posiciones



relativas de ambas diáfisis y por tanto no detecta cambios aparecidos a nivel de los ejes articulares. Por otra parte los exámenes radiológicos se efectúan sin carga por lo que las mediciones fémoro-tibiales pueden verse modificadas por aperturas de la interlínea aparecidas después del test mecánico. En conclusión creemos que el ángulo alfa es un parámetro más fiable para la evaluación de nuestros especímenes que el fémoro-tibial.

Los cambios de posición de la osteosíntesis cuando se aplica una carga han sido valorados por varios autores (Baitner 1999, Flamme 1999, Forés 1991, Seral 2001) así como las deformaciones del implante. En nuestra serie ningún caso presenta tal deformación por lo que podemos afirmar que el trabajo mecánico compresivo ha sido absorbido por el hueso que es el único responsable de la morfología de las curvas de fuerza-desplazamiento.

Los patrones de desplazamiento son propios de cada síntesis. Los anclajes óseos del fijador externo ( clavos de Steinmann ) no muestran ninguna modificación. Los tornillos canulados proximales o distales presentan un retroceso a lo largo de su trayecto sin producir fracturas secundarias de importancia (Baitner 1999). La lámina-placa mantiene intacto su anclaje diafisario y produce fracturas metafisarias que parten del trayecto de la lámina y se dirigen al foco de osteotomía actuando la síntesis con un efecto de fulcro.

El fracaso de la osteosíntesis supone la incapacidad de la misma para mantener el contacto de las superficies de la osteotomía debido a la aparición de fracturas secundarias. En el grupo C la pérdida de anclaje óseo de la lámina provoca una apertura de la OTV en todas las muestras del grupo independientemente del cierre, de la integridad del puente y de los picos de fuerza y rigidez obtenidos. En los demás grupos el motivo es variable.

El fracaso parcial de osteosíntesis observado en algunas muestras del grupo D ( fijador externo ) se halla asociado a un cierre regular de la osteosíntesis y fractura inicial del puente medial que explican los bajos registros de fuerza y rigidez medidos. Como hemos señalado la apertura se detecta a nivel medial y la medición del ángulo alfa expresa valgización en esta ocasión.

En el grupo A el fracaso parcial de la síntesis se halla asociado a la fractura del punto de entrada de uno de los tornillos metafisarios. Las características de cierre se etiquetaron de óptimas y los valores de pico de fuerza y rigidez fueron elevados. La fractura apareció al final del test de compresión por extensión del hundimiento metafisario hasta el punto de entrada de la síntesis lo que explica los excelentes registros obtenidos.

En el grupo B el fracaso parcial de la síntesis aparece en cierre óptimo y valores mecánicos correctos. La fractura asociada en esta ocasión se halla en la vertiente interna de la osteotomía en la cortical tibial por debajo del puente óseo medial sin varización franca del ángulo alfa debido a la traslación de la

diáfisis tibial .

La conservación del puente óseo medial preconizada por todos los autores como factor determinante en la realización de la osteotomía se reitera mecánicamente de suma importancia por Flamme (1999) y Bholer (1999). En nuestro estudio los especímenes que han sufrido una fractura del mismo antes del test mecánico muestran unos resultados francamente inferiores respecto al pico de fuerza y rigidez sin embargo no presentan medializaciones importantes de después del test de compresión indicando la eficacia de cualquier sistema de osteosíntesis para su estabilización ( tornillos canulados, lámina-placa y fijador externo ).

Flamme en caso de fractura del puente medial aplica una grapa en la vertiente interna de la osteotomía que creemos que no es necesaria por la capacidad de la síntesis aplicada en la cara externa de la tibia para controlar el desplazamiento.

Durante la compresión axial aparece fractura del mismo en casi todas las muestras apareciendo grados moderados de traslación entre los extremos de la osteotomía con lecturas de fuerza y rigidez relativamente homogéneas. Debemos destacar el comportamiento mecánico de la única muestra que presenta varo residual ( 4° ) donde las lecturas de fuerza y rigidez son excepcionalmente altas en integridad inicial del puente óseo ilustrando la capacidad mecánica del varo tibial para soportar cargas.

En dos ocasiones no apareció fractura del puente óseo medial después de la carga axial en muestras con cierre óptimo y estabilizadas con tornillos canulados ( grupo A ) y fijador externo ( grupo D ). Las lecturas de fuerza y rigidez fueron excepcionalmente elevadas y en ambos casos el colapso por compresión a nivel del foco determinó el final del test de compresión. Teniendo en cuenta todos los parámetros evaluados hasta ahora podríamos considerar esta situación como ideal para obtener los resultados mecánicos óptimos. O planteado de forma inversa, las cargas que puede soportar una osteotomía con integridad del puente medial son igualmente elevadas si se aplica un dispositivo de elevada rigidez ( fijador externo ) o mínima ( tornillos canulados ).

A parte de las fracturas metafisarias características del grupo C y provocadas por la propia lámina, el patrón más habitual de fracaso del sistema es la aparición de fracturas por hundimiento a nivel de la osteotomía.

Los hundimientos a nivel del foco coinciden con los hallados por Riegger-Krugh (1998) en ensayos de compresión axial en osteotomías sin osteosíntesis y cuñas de sustracción de más de 5 mm de base independientemente del grado de varismo o valguismo de la carga aplicada.

La existencia de aplastamientos metafisarios informan de la transmisión de fuerzas a través del foco de osteotomía. Los hundimientos más importantes

son los observados en los grupos A y B estabilizados con síntesis menos rígidas que además retroceden con la aplicación de cargas. Se correlacionan con los hallazgos de Magyar (1999) en osteotomías de sustracción estudiadas con radioestereometría. El autor define un desplazamiento en el plano horizontal o medialización y vertical o hundimiento a nivel del foco en osteotomías con síntesis mínima (grapas alargadas).

Para obtener un hundimiento global se requiere necesariamente la fractura del puente óseo medial que se acompaña de una fractura asociada en la cortical interna de la diáfisis tibial a modo de lengüeta creando un defecto que permite al compresión generalizada a nivel de la osteotomía. Aunque aparece en una ocasión en el grupo C (lámina-placa) no cabe duda que es característico de síntesis con menor rigidez que permiten la compresión de los bordes de la osteotomía.

Existe una buena correlación entre el hundimiento detectado y la medición del ángulo alfa después del test. En el grupo B (tornillos canulados distales) el colapso generalizado a nivel del foco se acompaña de una mínima variación del ángulo externo tibial o alfa. En el grupo A a pesar de que el colapso también es generalizado tiende a producir varismo metafiso-diafisario en la mayoría de los casos por un hundimiento más marcado en la vertiente externa.

En el grupo C (fijador externo) los hundimientos registrados son distintos de los grupos anteriores y por tanto también la transmisión de cargas a nivel de la osteotomía. Se observan hundimientos centrales asociados a un característico patrón de deslizamiento en el plano de perfil que se detecta en las 3 muestras. Durante el test de compresión la metafisis se desliza hacia delante y hacia abajo mientras que el segmento metafisario presenta un desplazamiento superior y posterior ocasionando un hundimiento central metafisario de la vertiente posterior de la osteotomía. Aparentemente los extremos óseos "basculan" sobre las fijaciones óseas (clavos de Steinmann) que presentan una cierto arqueamiento a la compresión. No existe ningún parámetro radiológico predefinido que muestre este comportamiento ya que las mediciones angulares se realizan en la proyección pósterio-anterior. La única muestra que no presenta este hundimiento es la que mantiene íntegro el puente medial final del test mecánico, sin embargo en el perfil radiológico también se detecta un decalaje a nivel de la tuberosidad tibial anterior mostrando la tendencia a este deslizamiento.

En el grupo de la lámina-placa se observan hundimientos asociados a la fractura metafisaria de localización medial, interna y externa por lo que no podemos establecer ningún patrón definido. En todo caso las fracturas por hundimiento son de menor importancia y no provocan el fallo del sistema.

El hundimiento medial registrado en el espécimen del grupo B con impactación del segmento diafisario en la metafisis interna difiere del resto y no disponemos de ninguna justificación para su aparición.

Las mediciones en milímetros de los hundimientos radiológicos

obtenidos muestran mínimas variaciones respecto de las medidas mediante los captadores de desplazamiento en los casos en que se mantiene el contacto al final del test especialmente en las muestras con una mayor mineralización. En los casos en que fracasa la osteosíntesis y aparece apertura del foco de osteotomía las mediciones mecánicas son superiores a las obtenidas por el hundimiento radiológico. Ello es debido a que se registra un desplazamiento durante el test que corresponde a la fractura y que no se refleja en las mediciones radiológicas. Creemos que la evaluación de estas últimas es más fiable para determinar el grado de hundimiento.

Todas las síntesis consiguen la misma diversidad de resultados mecánicos.

En general podríamos afirmar que las síntesis más rígidas ( grupos C-D) se acompañan de menores hundimientos a nivel metafisario y diafisario ya que se mantiene una posición relativa de los fragmentos más estable. Las pérdidas de anclaje óseo aparecen en todos los especímenes del grupo C y en ningún caso del grupo D, aunque en este último los fragmentos resbalan sobre sí mismos por una excesiva rigidez del sistema.

Los grupos A y B (tornillos canulados externos e internos respectivamente) permiten un mejor cierre y transmisión de fuerzas a nivel de la osteotomía. El comportamiento de la síntesis se basa en el retroceso en el trayecto de los tornillos. La capacidad de transmisión de cargas unido a los mismos resultados mecánicos, la mínima pérdida de alineación observada ( entre 6-10° en el grupo A o sin cambios en el grupo B ) y el tipo de fracturas asociadas determinan su idoneidad de aplicación en un tipo de osteotomía que posee una estabilidad primaria por ser perpendicular al eje de carga de la extremidad.

Por otra parte los mínimos requerimientos de desperiostización para su implantación (Stoffel 2000) minimizan los retrasos de consolidación y las porosis observadas en sistemas muy rígidos.

Larsson (2001) y Claes (1997) sostienen que los sistemas con dinamización axial precoz favorecen una consolidación de la fractura más precoz situación que se consigue con los tornillos canulados, por su menor rigidez.

Los desplazamientos observados en los fragmentos de las osteotomías con tornillos canulados corresponden a los descritos por Magyar (1999) en experimentación in vivo (radioestereometría) con síntesis mínima, concretamente una grapa de anclaje alargado. Estas síntesis ( grasas de Krackow ) obtienen resultados excelentes en los estudio mecánicos no destructivos de Flamme (1999).

## **7.CONCLUSIONES**

## **HALLAZGOS NO LIGADOS DIRECTAMENTE AL OBJETIVO PRINCIPAL DE ESTE TRABAJO**

1. El comportamiento mecánico de una muestra que contiene la articulación de la rodilla cuando se aplica una fuerza axial es la misma que un fragmento óseo simple ya que el esfuerzo a la carga es asumido por el hueso.
2. La densidad mineral ósea posee una relación directa con la rigidez a la carga axial de una muestra osteo-tendinosa de rodilla.
3. La uniformización de los resultados densitométricos simplifica la interpretación de los resultados mecánicos obtenidos.
4. Procesos repetidos de congelación-descongelación de las muestras no modifican sus características mecánicas ni presentan diferencias significativas en el patrón de fractura ósea.
5. Las extremidades posteriores de raza porcina se muestran como modelos experimentales óptimos para el desarrollo de estudios mecánicos articulares simples por su similitud anatómica, volumétrica y de cargas soportadas además de presentar una gran uniformidad cuanto a valores densitométricos.

## CONCLUSIONES

1. El mejor cierre de la osteotomía se consigue con los tornillos canulados implantados desde la vertiente externa o interna por su mayor adaptabilidad.
2. Es más importante el cierre óptimo de la osteotomía que la síntesis empleada , en referencia al pico de fuerza y rigidez.
3. Los registros mecánicos más elevados han aparecido en muestras que han conservado íntegro el puente óseo después de la compresión sintetizados con tornillos canulados o fijador externo.
4. El cierre óptimo de la osteotomía asociado a cualquier síntesis correcta puede contrarrestar la fractura del puente óseo medial previa al test mecánico.
5. Ninguna osteosíntesis aporta una estabilidad igual a la del hueso íntegro ya que todas las fracturas por el test mecánico de compresión aparecen alrededor de la osteotomía.
6. Los cambios observados en la medición del ángulo alfa después del test de compresión axial destructiva son característicos de cada osteosíntesis:
  - el grupo D (fijador externo) muestra valores negativos o valgusismo postcompresión
  - el grupo B (tornillos canulados) distales presenta pocas modificaciones
  - el grupo A (tornillos canulados proximales) muestra moderados aumentos o varismo tibial, y
  - el grupo C (lámina-placa) muestra aumentos importantes.
7. El fracaso de la síntesis sólo se detecta en el grupo C donde aparece una fractura metafisaria que origina la pérdida de anclaje óseo de la lámina y apertura de la osteotomía.

8. Las fracturas provocadas por el test de compresión son características de la osteosíntesis aplicada y reflejan la transmisión de cargas a nivel de la osteotomía.

- En los grupos A y B existe un aplastamiento metafisario a nivel del foco de la osteotomía global o externo con un retroceso de los tornillos a lo largo de su trayecto sin fracturas adicionales.
- En el grupo D los hundimientos son centrales y de poca magnitud con deslizamiento de los segmentos óseos en el plano sagital y sin fracturas provocadas por el material de osteosíntesis
- En el grupo C los hundimientos de hueso esponjoso a nivel del foco de osteotomía son poco importantes y en cambio se producen fracturas por el material de osteosíntesis a través del trayecto de la lámina.



## **8.BIBLIOGRAFÍA**

1. Aglietti P, Rinonapoli E, Stringa G: Tibial osteotomy for the varus osteoarthritic Knee. *Clin Orthop* 1993; 176: 239-251.
2. Ahlbäck S: Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol* 1968; 277 ( Suppl ) : 7-72.
3. Akamatsu Y, Koshino T, Saito T, Wada J: Changes in osteosclerosis of the osteoarthritic knee after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1997; 334: 207-214.
4. Alho A, Holseth A, Husby T: Bone mass distribution in the femur. A cadaver study on the relations of structure and strength. *Acta Orthop Scand* 1989; 60 ( 1 ) : 101-104.
5. Amendola, A; Rorabeck, CH; Bourne, RB,y Apyan, PM: Total knee arthroplasty following high tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Arthroplasty* 1989; 4: S11.
6. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, Milliano MT: The effects of the axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop* 1993; 287: 170-177.
7. Antonescu DN: L'ostetomie du genou est-elle encore indiquee dans la gonarthrose?. *Acta Orthop Belg* 2000; 66 ( 5 ) : 421-432.
8. Arndt J: Grundlagen zur röntgenmorphologie des erwachsenenkniegelenks. G. Fischer. Jena. 1965.
9. Arnoldi : Intraosseous hipertension and pain in the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1975; .
10. Baitner AC, Maurer SG, Hickey DG, Jazrawi LM, Kummer FJ, Jamal J, Goldman S, Koval KJ: Vertical shear fractures of the femoral neck. A biomechanical study. *Clin Orthop* 1999; 367: 300-305.
11. Barone R: Anatomie comparée des mammifères domestiques. Arthrologie et myologie. Vigot. Lyon. 1978.
12. Barrett WP, Scott RD: Revision of failed Unicondylar unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69 ( 9 ) : 1328-1335.
13. Bauer GCH, Insall J, Koshino T: Tibial osteotomy in gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am* 1969; 51: 1545-1558.
14. Benjamin A: Double osteotomy for the painful knee in rheumatoid arthritis and osteoarthitis. *J Bone Joint Surg Br* 1969; 51 : 694.

15. Billings A, Scott DF, Camargo MP, Hofmann AA: High tibial osteotomy with a calibrated osteotomy guide, rigid internal fixation, and early motion. Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2000; 82 ( 1 ) : 70-79.
16. Blanton : Density of fresh and embalmed human compact and cancellous bone. *Am J Phys Anthropol* 1967; 29: 39-44.
17. Blaimont P, Burnotte J, Baillon JM, Duby P: Contribution biomécanique a l'étude des conditions d'équilibre dans le genou normal et pathologique. *Acta Orthop Belg* 1971; 37: 573-592.
18. Bohler M, Fuss FK, Schachinger W, Wolfl G, Knahr K: Loss of correction after lateral closing wedge high tibial osteotomy-a human cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999; 119 ( 3-4 ): 232-235.
19. Bonfield W, Li CH: The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech* 1968; 1: 323-9.
20. Bright R, Burstein A: Material properties of preserved cortical bone. *Trans Orthop Res Soc* 1978; 3: 210.
21. Broughton NS, Newman JH, Baily RA: Unicompartment replacement and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1986; 68 ( 3 ): 447-452.
22. Calvo R, López R, Valentí R: Valoración a medio plazo de la osteotomía valgizante supratuberositaria de tibia . *Rev Ortop Traumatol* 1990 ; 34 IB ( 2 ) : 169-173.
23. Cameron HU, Welsh RP, Jung YB, Nofall F: Repair no union of tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1993; 287 : 167-169.
24. Campbell : Cirugía Ortopédica. Harcourt Brace. 9º Ed. Madrid. 1998.
25. Carr JB, Sobba DB, Bear LL: Biomechanics of rigid tibial nail insertion sites. *Am J Orthop* 1996; 553-556
26. Catagni MA, Guerreschi F, Ahmad TS, Cattaneo R: Treatment of the genu varum in medial compartment osteoarthritis of the knee using the Ilizarov method. *Orthop Clin North Am* 1994; 25 ( 3 ) : 509-14.
27. Celaya F, Doncel A, Roig JL, Lluch A, Proubasta I: Osteotomía proximal de tibia. Revisión de 180 casos. *Rev Ortop Traumatol* 1989; 33:578-584,
28. Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ: Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 1997; 15 (4): 577-584.

29. Closkey RF, Windsor RE: alterations in the patella after high tibial or distal femoral osteotomy. Clin Orthop 2001; 389:51-56.
30. Collins DH: The pathology of articular and spinal diseases. The Williams & Wilkins Co. Baltimore. 1950.
31. Coventry MB: Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. A preliminary report. J Bone Joint Surg Am 1965; 47 : 984-990.
32. Coventry MB: Stepped staple for upper tibial osteotomy. J Bone Joint Surg Am 1969; 51: 1011-1015.
33. Coventry MB: Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. Orthop Clin North Am 1979; 10: 191.
34. Coventry MB: Upper tibial osteotomy. Clin Orthop 1984; 182: 46-52.
35. Coventry MB: Upper tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. J Bone Joint Surg Am 1985; 67: 1136
36. Coventry MB: Proximal tibial varus osteotomy for osteoarthritis of the lateral compartment of the knee. J Bone Joint Surg Am 1987; 69 ( 1 ) : 32-38.
37. Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL: Proximal tibial osteotomy. A critical long term study of eighty-seven cases. J Bone Joint Surg Am 1993; 75 ( 2 ) : 196-201.
38. Cristofoni L, Viceconti M, Cappeto A, Toni A: Mechanical validation of whole bone composite femur models. J Biomechanics 1996; 29 ( 4 ) : 525-535.
39. De Palma AF: Diseases of the knee. Lippincott. Philadelphia. 1954.
40. Dearborn JT, Eakin CL, Skinner HB: Medial compartment arthrosis of the knee. Am J Orthop 1996; 25 ( 1 ) : 18-26.
41. Debeyre J, Artigou JM: Les indications et les résultats de l'ostéotomie tibiale ( influence de la laxité ). Rev Chir Orthop 1973; 59: 641-656.
42. Dejour H, Neyret P, Boileau P, Donell ST: Anterior cruciate reconstruction combined with valgus tibial osteotomy. Clin Orthop 1994; 299 : 220-228.
43. Ding M, Dalstra M, Danielsen CC, Kabel J, Hvid I, Linde F: Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. J Bone Joint Surg Br 1997; 79: 995-1002.
44. Dugdale TW, Noyes FR, Styer D: Preoperative planning for high tibial osteotomy : The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. Clin Orthop 1992; 274:248-253.

45. Engel GM, Lippert FG: Valgus tibial osteotomy: avoiding the pitfalls. Clin Orthop 1981; 160: 137-143.
46. Fernández Sabaté A, Marín M, Vilarrubias JM: Tratamiento de la gonartrosis con osteotomía tibial de penetración y fijación con grapas. Rev Ortop Trauma 1980; 24IB (1): 13-26.
47. Flamme CH, Kohn D, Kirsch L, Hurschler C: Primary stability of different implants used in conjunction with tibial osteotomy. Arch Orthop Trauma Surg 1999; 119: 450-455.
48. Forés J: El enclavado en Ender en las fracturas diafisarias de fémur. Tesis doctoral. Universitat Autònoma. Barcelona. 1991.
49. Forst J, Heller KD, Prescher A, Forst R: Effect of upper tibial osteotomy on fibula movement and ankle joint motion. Arch Orthop Trauma Surg 1993; 112 ( 5 ): 239-242.
50. Frankel V, Burstein A: Orthopaedic Biomechanics. Lea & Febriger. Philadelphia. 1973.
51. Frankel V: The femoral neck. Almqvist and Wilsell, Uppsala. 1980
52. García JA, Cabot J, Casañas J, Armengol F, Jimeno J. Hernández JA: Prótesis total de rodilla después de osteotomía de tibia: Dificultades técnicas y resultados clínicos. Rev Ortop Traumatol 1993; 37: 55-58.
53. Gariépy R: Correction du genu fléchi dans l'arthrite. VIII Congr. SICOT. New York. 1960.
54. Gariépy R: Genu varum treated by high tibial osteotomy. J Bone Joint Surg Br 1964; 46: 783-792.
55. Gautier E, Thomann BW, Brantschen R, Jacob RP: Fixation fo high tibial osteotomy with the AO cannulated knee plate. Acta Orthop Scand 1999; 70 ( 4 ): 397-399.
56. Giagounidis EM, Sell S: High tibial osteotomy: facturs influencing the duration of satisfactory function. Arch Orthop Trauma Surg 1999; 119 ( 7-8 ): 445-449.
57. Giebel G, Tscherne H, Daiber M: Die Tibiakopfoosteotomie zur behandlung der gonarthrose. Orthopäde 1985; 14: 144-153.
58. Gill T, Schemitsch EH, Brick GW, Thornhill TS: Revision total knee arthroplasty after failed unicompartimental knee arthroplasty or high tibial osteotomy. Clin Orthop 1995; 321: 10-18.

59. Goh JCH, Mech MI, Bose K, Khoo BCC: Gait analysis study on patients with varus osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop* 1993; 294: 223-231.
60. Gómez E, Fernández-Baillo, Ordóñez JM, Martínez E: La rodilla en el animal de experimentación. Morfología y cinemática comparadas y su aplicación a modelos experimentales de rodilla. *Rev Ortop Traum* 1991; 35 (1): 100-112.
61. Goutallier D, Hernigou P, Medeville D, Debeyre J: Devenir a plus de 10 ans de 93 ostéotomies tibiales effectuées pour gonarthrose interne sur genu-varum. *Rev Chir Orthop* 1986; 72: 101-113.
62. Hallen LG, Lindahl O: The lateral stability of the knee joint. *Acta Orthop Scand* 1965; 36:179-191.
63. Hamer, AJ, Strachan JR, Black MM, Ibbotson CJ, Stockley I, Elson RA: Biomechanical properties of cortical allograft bone using a new method of bone strength measurement. Comparison of fresh, fresh-frozen and irradiated bone. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78 ( 3 ) : 363-368.
64. Hamer, AJ, Stockley I, Elson RA: Changes in allograft bone irradiated at different temperatures. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81 ( 2 ) : 342-344.
65. Harrington IJ: Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65 ( 2 ) : 247-259.
66. Heine J: Uber die Arthritis deformans. *Virchows Archiv*.1926; 260:521.
67. Helal, B: The pain in primary osteo-arthritis in the knee. Its causes and treatment by osteotomy. *Postgrad Med J* 1965; 41:172.
68. Herbert et col: Les gonarthroses d'origine statique. Symposium. *Revue de Chir Orthop* 1967; 53 : 107-198.
69. Hernigou P: Recul a plus de 20 ans de la gonarthrose fémoro-tibiale interne après ostéotomie tibiale de valgusation. *Rev Chir Orthop* 1996; 82: 241-250.
70. Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD, Heckmann TP: Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics* 1998; 21 ( 2 ) : 131-138.
71. Hijazi Al-Susi H, Martín Ferrero MA, Vela Vallejo F, García Florez L, Pareja Corzo L, Sánchez Martín MM : La evolución de la articulación fémoro-patelar tras la osteotomía valguzante proximal de tibia . *Rev Ortop Traumatol* 1994 ; 38 IB ( 1 ) : 140-145.

72. Hofmann AA, Wyatt RWB, Beck SW: High tibial osteotomy. Use of an osteotomy jig, rigid fixation and early motion versus conventional surgical technique and cast immobilization. *Clin Orthop* 1991; 271: 212-217.
73. Hoffmann, AA, y Kane, KR: Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. *Orthopaedics* 1994; 17: 887-890.
74. Holden DL, James SL, Larson RL, Slocum DB: Proximal tibial osteotomy in patients who are fifty years old or less. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70 ( 7 ) : 977-982.
75. Hoshino A, Wallace WA. Impact-absorbing properties of the human knee. *J Bone Joint Surg Br* 1987; 69 : 807-811.
76. Hsu RWW, Himeno S, Coventry MB, Chao EYS: Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop* 1990; 255: 215-227.
77. Insall JN: Intraarticular surgery for degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1976; 49: 211-220.
78. Insall JN, Dethmers DA: Revision of total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1982; 170 : 123-130.
79. Insall JN, Joseph DM, Msika C: High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66 ( 7 ) : 1040-1047.
80. Insall JN; Dorr LD, Scott RD, Scott WN: Rationale of the knee Society clinical rating system. *Clin Orthop* 1989; 248: 13-18.
81. Insall JN: *Surgery of the Knee*. Churchill. Livingstone, New York. 1993.
82. Ivarsson I, Myrnerets R, Gillquist J: High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A 5 to 7 and 11 to 13 year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72 (2): 238-244.
83. Jackson JP: Osteotomy for arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1958; 40: 826.
84. Jackson JP, Waugh W: Tibial osteotomy for Osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1961; 43: 746-751.
85. Jackson JP, Waugh W, Green JP: High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1969; 51: 88.
86. Johnson F, Leitzl S, Waugh W. The distribution of the load across the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1980; 62: 346-349.
87. Josa S, Palacios J: *Cirugía de la rodilla*. Jims. Barcelona. 1995.

88. Katz MM, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW: Results of total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69 ( 2 ): 225-233.
89. Kettlekamp DB: A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing. *Clin Orthop* 1972; 83: 202-211.
90. Kettlekamp DB, Wenger DR, Chao EYS: Results of proximal tibial osteotomy: the effects of tibio-femoral angle, stance-phase flexion-extension, and medial-plateau force. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58: 952-961.
91. Khan MT, Mathews JG: High tibial osteotomy without internal fixation for medial unicompartmental osteoarthritis. *Orthopedics* 2000; 23 ( 10 ): 1045-1048.
92. Kitson J, Weale AE, Lee AS, MacEachern AG: Patellar tendon length following opening wedge high tibial osteotomy using an external fixator with particular reference to later total knee replacement. *Injury* 2001; 32 ( Suppl 4 ): 140-143.
93. Klingner HM, Lorenz F, Harer T: Open wedge tibial osteotomy by hemicallostasis for medial compartment osteoarthritis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2001; 121( 5): 245-7.
94. Komender A: Influence of preservation on some mechanical properties of human haversian bone. *Mater Med Pol* 1976; 8: 13.
95. Korovessis P, Katsoudas G, Salonikides P, Stamatakis M, Baikousis A: Medium –and long-term results of high tibial osteotomy for varus gonarthrosis in an agricultural population. *Orthopedics* 1999; 22 ( 8 ): 729-736.
96. Koshino T, Morii T, Wada J: High tibial osteotomy with fixation by a blade plate for medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58: 952-960.
97. Krackow, KE, y Holtgrewe, KA: Experience with a new technique for managing severely overcorrected valgus high tibial osteotomy at total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1990; 258: 213-224.
98. Laguna, R; Carretero, R, y Vicente,E: Prótesis de rodilla sobre osteotomías previas. Dificultades técnicas y complicaciones. *Rev Soc And Traumatol Ortop* 1996; 16: 231-235.



99. Larsson S, Kim W, Caja VL, Egger EL, Inoue N, Chao EY: Effect of early axial dynamization on tibial bone healing : a study in dogs. Clin Orthop 2001; 388: 240-251.
100. Lebrun A, Thys R, Hollaert G, Van Innis F, Vigneron JR, Detournay M: L'ostéotomie de jambe dans la gonarthrose: étude et résultats. Acta Ortop Belg 1974; 40: 199.
101. Lerat JL: Ostéotomies dans la gonarthrose. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement. Lyon. 2000.
102. Levigne Ch, Bonin M: Ostéotomie tibiale de valgisation pour arthrose fémoro-tibiale interne. Résultats d'un échantillon de 217 ostéotomies revues avec un recul de 1 à 21 ans. 7èmes Journées Lyonnaises de Chirurgie du genou. Lyon. 1991; 7 : 142-168.
103. Levigne Ch: Intérêt de l'axe épiphysaire dans l'arthrose. Analyse du groupe Témoin. Les gonarthroses. 7èmes Journées Lyonnaises de Chirurgie du genou. Lyon. 1991; 7 : 127-141.
104. Lewandrowski KU, Bonassar L, Uhtoff HK: Mechanical properties of osseous allografts drilled and partially decalcified. Clin Orthop 1998; 353 : 238-46.
105. Lindahl O: Mechanical properties of dried spongy bone. Acta Orthop Scand 1976; 47: 11-19.
106. Lizaur A, Cebrián R, Sebastián E: Prótesis total de rodilla tras osteotomía tibial por genu varo artrósico. Rev Ortop Traumatol 1999; 43 ( 5 ) : 342-346.
107. Lootvoet L, Massinon A, Rossillon R, Himmer O, Lambert K, Ghosez JP: Osteotomie tibiale haute de valgisation pour gonarthrose sur genu varum. A propos d'une serie de 193 cas revus apres 6 a 10 ans de recul. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1993; 79 ( 5 ) : 375-84.
108. Lotz JC, Gerhart TN, Hayes WC: Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. J Biomech 1991; 24 ( 5 ) : 317-329.
109. MacIntosh D, Welsch P: Joint debridement . A complement to high tibial osteotomy in the treatment of degenerativa arthritis of the knee. J Bone Joint Surg Am 1977; 59: 1094-1097.

110. Magyar G, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A: Open wedge osteotomy by callus distraction in gonarthrosis. Operative technique and early results in 36 patients. *Acta Orthop Scand* 1998; 69 ( 2 ): 147-151.
111. Magyar G, Ahl TL, Vibe P, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A: Open-wedge osteotomy by hemicallostasis or the closed-wedge technique for osteoarthritis of the knee. A randomised study of 50 operations. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81 ( 3 ): 444-448.
112. Magyar G, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A: Changes in osseous correction after proximal tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand* 1999; 70 ( 5 ): 473-477.
113. Majima T, Yasuda K, Katsuragi R, Kaneda K: Progresion of joint arthrosis 10 to 15 years after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 2000; 381: 177-184.
114. Mammi GI, Rocchi R, Cadossi R, Massari L, Traina GC: The electrical stimulation of tibial osteotomies. Double - blind study. *Clin Orthop* 1993; 288 : 246-53.
115. Maquet P, Simonet J, de Marchin P: Biomécanique de genou et gonarthrose. *Rev Chir Orthop* 1967; 53 : 111.
116. Maquet P: Biomécanique du genou. Springer Verlag. Berlin, Heildeberg, New York. 1977.
117. Maquet P: Biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin Orthop* 1980; 146: 102-110.
118. Maquet P: The treatment of choice in osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop* 1985; 192: 108-112.
119. Marín M, Jimeno F, Cabot J: Osteotomías de rodilla ¿Coventry o curviplana?. *Rev Ortop Traumatol* 1985; 29IB (2):187-192.
120. Marmor L: Patient selection for osteotomy, unicompartmental replacement, and total knee replacement. *Am J Knee Surg* 1990; 3: 206-211.
121. Martín Ferrero MA, Hijazi Al-Susi H, García Florez L, Martínez de los Mozos JL, Cruz Benavides G, Imaz Corres E, Sánchez Martín MM, Villar del Fresno JM: Osteotomía de tibia en la artrosis de rodilla sobre genu varo. Estudio comparativo de la técnica de Debeyre y de Ramadier . *Rev Ortop Traumatol* 1991 ; 35 IB ( 1 ) : 51-57.

122. Matsumoto H, Seedhom BB: Treatment of the pivot shift intraarticular versus extraarticular or combined reconstruction procedures. *Clin Orthop* 1994; 299: 298-304.
123. McElhaney et al.: Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone. *Appl Physiol* 1964; 19 : 1234-1236.
124. Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM: Total Knee arthroplasty after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 2000; 375: 175-184.
125. Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM: Total Knee arthroplasty after high tibial osteotomy. A comparison study in patients who had bilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82 ( 9 ) : 1252-1259.
126. Merle d'Aubigné R, Ramadier JO, Van Houtte H: Arthrose du genou et surcharge articulaire. *Acta Ortop Belg* 1961; 27: 365.
127. Merle d'Aubigné R, Ramadier JO: Prevention et arrêt de l'arthrose du genou avec déviation transversale. *Mem Acad Chir* 1965; 91: 815.
128. Milner SA: A more accurate method of measurement of angulation after fractures of the tibia. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79 ( 6 ) : 792-794.
129. Miniacci A, Ballmer FT, Jakob RP: Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clin Orthop*. 1989; 246 : 250-259.
130. Miralles R: *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Masson. Barcelona. 1998.
131. Molina A, Ballester J, Martin C, Muñoz I, Vazquez J, Torres J: Biomechanical effects of different surgical procedures on the extensor mechanism of the patellofemoral joint. *Clin Orthop* 1995; 320: 168-175.
132. Mont MA, Alexander N, Krackow KA, Hungerford DS: Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *Orthop Clin North Am* 1994; 25:515-525.
133. Mont MA, Antonaides S, Krackow KA, Hungerford DS: Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1994; 299: 125-130.
134. Montserrat F, Marín M, Alier A: La osteotomía tibial de valgización en el tratamiento de la artrosis femoro-tibial interna. Interés del ángulo epifisario en los criterios de indicación. Serie preliminar. *Rev Ortop Traumatol* 1992; 36–IB. Supl:19-22.
135. Moreland JR, Basset LW, Hanker GJ: Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69 ( 5 ):745-749.

136. Mow VC, Flatow EL, Foster RJ: Biomechanics en Orthopaedic Basic Ciencias of the american Academy of the Orthopaedic Surgerons. Medical Trends. Barcelona. 1997.
137. Müller M, Jani L: Experiences with 75 high tibial osteotomies. Reconstr Surg Traumat 1971; 12: 53.
138. Mynerts R: Knee instability before and after high tibial osteotomy. Acta Orthop Scand 1980; 51: 561-564.
139. Nagel A, Insall JN, Scuderi GR: Proximal tibial osteotomy. A subjective utcome study. J Bone Joint Surg Am 1996; 78 ( 9 ) : 1353-1358.
140. Nakamura E, Mizuta H, Kudo S, Takagi K, Sakamoto K: Open-Wedge osteotomy of the proximal tibia hemicallostasis. J Bone Joint Surg Br 2001; 83 ( 8 ) : 1111-1115.
141. Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ: The Install Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10-to-22-year followup study. Clin Orthop 1999; 367: 18-27.
142. Navarro Quilis, A: Inestabilidad ligamentosa de la rodilla. Ponencia Oficial del XXI Congreso de la SECOT. Sevilla.1983.
143. Neyret PH, Deroche PH, Deschamps G, Dejour H: Prothese totale du genou après osteotomie tibiale de valgisation: Problemes techniques. Rev Chir Orthop 1992; 77: 438-448.
144. Nissan M: Review of some basic assumptions in knee biomechanics. J Biomechanics 1980; 13: 375-381.
145. Odenbring S, Egund N, Knutson K, Lindstrand A, Larsen S: Revision after osteotomy for gonarthrosis. A 10-19 year follow-up of 314 cases. Acta Orthop Scand 1990; 61( 2 ) : 128-30.
146. Oh I, Harris WH: Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of diferent hip-replacement femoral components. J Bone Joint Surg Am 1978; 60 ( 1 ) : 75-85.
147. Orozco R, Orozco L, Busquet J, Girós J: Osteotomía valguzante autoestable de meseta tibial . Rev Ortop Traumatol 1988 ; 32 IB ( 4 ) : 267-74.
148. Orts Llorca. Anatomía Humana. Ed. Científico- Médica. Barcelona.1970.

149. Ogata K, Yoshii, Kawamura H, Miura H, Arizono T: Standing radiographs cannot determine the correction in high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 927-931.
150. Oswald MH, Jacob RP, Schneider E, Hoogewoud HM: Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1993; 8: 419-426
151. Otani T, Whiteside LA, White SE: The effect of the axial and torsional loading on strain distribution in the proximal femur as related to cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1993; 292: 376-383
152. Padgett DE, Stern SH, Insall JN: Revision total knee arthroplasty for failed unicompartmental replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1991; 73 ( 2 ): 186-190.
153. Paley D, Maar DC, Herzenberg JE: New concepts in high tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis. *Orthop Clin North Am* 1994; 25 ( 3 ):483-498.
154. Paley D, Tetsworth K: Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop* 1992; 280: 48-64.
155. Panjabi MM, Goel VK, Takata K: Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments: An in vitro biomechanical study. *Spine* 1982; 7: 192-203.
156. Pauwels F: Basis and results of an ethiological therapy of osteoarthritis of the hip joint. 9<sup>ème</sup> congrés de la société internationale de chirurgie orthopédique et traumatologie. Viena.1965.
157. Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC: Mechanical properties of bone allografts. *Clin Orthop* 1983; 174: 54-7.
158. Pellisé F, Navarro-Quilis A: The muscles in chronic ligamentous instability of the knee: an experimental study. *Acta Orthopaedica Belgica* 1997; 63 (4): 287-293.
159. Podolsky A, Chao EYS: Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop* 1993; 293: 61-70.
160. Pope MH, Outwater JO: Mechanical properties of bone as a function of position and orientation. *J Biomechanics* 1974; 7: 61-66.

161. Popesko P: Atlas de anatomía topográfica de los animales domésticos. Salvat Editores. Barcelona. 1987.
162. Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO: a relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67( 8 ): 1188-1194.
163. Proubasta I, Gil J, Planell JA : Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Ergon. Madrid. 1997.
164. Radin EL, Ehrlich MG, Chernack R, Abernethy P, Paul IL: Effect of the repetitive impulse loading on the Knee joints of rabbits. *Clin Orthop* 1978; 131: 288-293.
165. Ramadier JO, Benoit J, Medhi M: L'ostéotomie dans les déviations transversales du genou. *Arch Orthop Unfall-Chir* 1974; 78: 89.
166. Rand JA, Bryan RS: Results of revision total knee arthroplasties using condylar prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70 ( 5 ) : 738-745.
167. Rees JL, Price AJ, Lynskey TG, Svard UC, Dodd CA, Murray DW: Medial unicompartmental arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83 ( 7 ) : 1034-1036.
168. Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of the compact bone tissue. *J Biomechanics* 1975; 393-405.
169. Riegger-Krugh C, Gerhart TN, Powers WR, Hayes WC: Tibiofemoral contact pressures in degenerative joint disease. *Clin Orthop* 1998; 348: 233-245.
170. Renau Domingo A: Factores cuantitativos y cualitativos en la resistencia biomecánica de las vértebras. Tesis doctoral. Universidad Autónoma. Barcelona. 2000.
171. Rinonapoli E, Mancini GB, Corvaglia A, Musiello S: Tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A 10- to 21-year followup study. *Clin Orthop* 1998; 353: 185-193.
172. Rodríguez-Cazar H, Comin Gomez JA, Varona Echanove: Osteotomía proximal de tibia. Fundamentos y bases biomecánicas en la indicación de la gonartrosis. *Rev Ortop Traumatol* 1986; 30 ( 1 ):53-66.
173. Roe SC, Pijanowski GJ, Johnson AL: Biomechanical properties of canine cortical bone allografts: effects of preparation and storage. *Am J Vet Res* 1988 ; 49 ( 6 ) : 873-877.

174. Rozbruch SR, Herzenberg JE; Tetsworth K, Tuten HR, Paley D: Distraction osteogenesis for nonunion after high tibial osteotomy. Clin Orthop 2002; 394: 227-235.
175. Rudan JF, Harrison M, Simurda MA: Optimizing femorotibial alignment in high tibial osteotomy. JCC 1999; 42: 366-370.
176. Ruiz Manrique A, De Quadras J, Perfan P: Osteotomía tibial alta valguizante asociada a patelectomía en el tratamiento del genu varo artrósico. Rev Ortop Traumatol 1991 ; 35 IB ( 5 ) : 345-348.
177. Sack WO: Essentials of pig anatomy. Veterinary textbooks. Ithaca, New York. 1982.
178. Sakkers RJ, Valkema R, de Wijn JR, Lentjes EG, van Blitterswijk CA, Rozing PM: The intramedullary hydraulic pressure tolerance of the human femur. Clin Orthop 1995; 311 : 183-189.
179. Salter RB: Disorders and injuries of the musculoskeletal system. Williams & Wilkins. Baltimore. 1971.
180. Sarasquete J, Celaya F, Jordán M, Clemente F, Hernandez J: Prótesis total de rodilla tras ostetomía valguizante tibial. Rev Ortop Traumatol 1998; 42 ( 4 ) : 295-302.
181. Schandelmaier P, Krettek C, Tscherne: Biomechanical study of nine different tibia locking nails. J Orthop Trauma 1996; 10 ( 1 ) : 37-44.
182. Schatzker J, Burgess RC, Glynn MK: The management of nonunions following high tibial osteotomy. Clin Orthop 1985; 193: 230-233.
183. Schenck RC, Athanasiou KA, Constantinides G, Gomez E: A biomechanical analysis of articular cartilage of the human elbow and a potencial relationship to osteochondritis dissecans. Clin Orthop 1994; 299 : 305-312.
184. Schultz W, Göbel D: Articular regeneration of the knee joint after proximal tibial valgus osteotomy: a prospective study of different intra and extra operative techniques. Knee Surg Sports Traumatol Arthosc 1999; 7: 29-36.
185. Sedlin E: A rheologic model for cortical bone. Acta Orthop Scand 1965; 36 ( Suppl. ) :83.
186. Seral B, Albareda J, Lasierra JM, Seral F: Estudio clínico de las osteosíntesis intra y extramedular en las fracturas trocantéreas de la cadera. Rev Ortop Traumatol 2001; 45 : 374-383.

187. Seral B, García M, Cegoñino J, Doblaré M, Seral F: Estudio biomecánico de la osteosíntesis intramedular en el tratamiento de las fracturas trocantéricas de la cadera. *Rev Ortop Traumatol* 2001; 45: 423-430.
188. Shaw JA, Moulton MJ. High tibial osteotomy: an operation based on a spurious mechanical concept. *Am J Orthop* 1996; 429-436.
189. Staeheli JW, Cass JR, Morrey BF: Condylar total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69 ( 1 ) : 28-31.
190. Stoffel K, Klaue K, Perren SM: Functional load of plates in fracture fixation in vivo and its correlate in bone healing. *Injury* 2000; 31 ( Supp 2 ) : 37-50.
191. Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L: Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br* 1997. 79 ( 6 ) : 1019-1023.
192. Stuart MJ, Grace JN, Illstrupp DM, Kelly CM Adams RA, Monrey BF: Late recurrence of varus deformity after proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1990; 260: 61-65.
193. Swanson KE, Stocks GW, Warren PD, Hazel MR, Janssen HF: Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs?. *Clin Orthop* 2000; 371: 246-252.
194. Takahashi T, Wada Y, Tanaka M, Iwagawa M, Ikeuchi M, Hirose D, Yamamoto H: Dome-shaped proximal tibial osteotomy using percutaneous drilling for osteoarthritis of the knee. *Arch Orthop Trauma Surg* 2000; 120 ( 1-2 ) : 32-37.
195. Terauchi M, Shirakura K, Kobuna Y, Fukasawa N: Axial parameters affecting lower limb alignment after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1995. 317: 141-149.
196. Terauchi M, Shirakura K, Katayama M, Higuchi H : Varus bending of the distal femur and high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84: 223-226.
197. Testut L: *Tratado de Anatomía Humana*. Salvat Editores, Barcelona. 1984.
198. Thomine JM, Boudjemaa A, Gibon Y, Biga N: Les écarts varisants dans la gonarthrose. *Fondement theorique et essai d'évaluation pratique*. *Rev Chir Orthop* 1981; 67: 319-327.
199. Tjörnstrand BAE, Egund N, Hagstedt BV: High tibial osteotomy. A seven-year clinical and radiographic follow-up. *Clin Orthop* 1981; 160: 124.



200. Toksvig-Larsen S, Magyar G, Onsten I, Ryd L, Lindstrand A: Fixation of the tibial component of the total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: a matchet radiostereometric study. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80 ( 2 ): 295-297.
201. Triantafyllou N, Sotiropoulos E, Triantafyllou J: The mechanical properties of the lyophilized and irradiated bone grafts. *Acta Orthop Belg* 1975; 41 : 35.
202. Turek S: *Ortopedia. Principios y aplicaciones.* Salvat Ed. Barcelona.1982.
203. Turner RS, Griffiths H, Heatley FW: The incidence of deep vein thrombosis after upper tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75 ( 6 ) : 942-944.
204. Uchinou S, Yano H, Shimizu K, Masumi S: A severely overcorrected high tibial osteotomy. Revision by osteotomy and a long stem component. *Acta Orthop Scand* 1996; 67 ( 2 ) : 193-194
205. Vainionpää S, Läike E, Kirves P, Tiusanen P: Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A five to ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63 ( 6 ) : 938-945.
206. Vilar Guerreño, JM: *Utilización y limitaciones de los sistemas de evaluación biomecánica.* Tesis Doctoral. Universidad de Córdoba.1995.
207. Wada M, Imura S, Nagatani K, Baba H, Shimada S, Sasaki S: Relationship between gait and clinical results after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1998; 354: 180-188.
208. Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO. The influence of walking mechanics and time on the results of the proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: 905-909.
209. Wardle EN: Osteotomy of the tibia and fibula. *Surg Gynecol Obstet* 1962; 115: 61.
210. Weale AE, Halabi OA, Jones PW, White SH: Perception of the evolution in the partial and total knee implants. *Clin Orthop* 2001; 382 : 143-153.
211. Weale AE, Lee AS, MacEachern AG: High tibial osteotomy using a dynamic axial external fixator. *Clin Orthop* 2001; 382: 154-167.
212. Weber TG, Harrington RM, Henley MB, Tencer AF : The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula : A biomechanical investigation. *J Orthop Trauma*1997; 11( 3 ): 206-211.

213. Weidenhielm L, Wykman A, Lundberg A, Broström L-A: Knee motion after tibial osteotomy for gonarthrosis. Kinematic analysis of 7 patients. *Acta Orthop Scand* 1993; 64 ( 3 ) : 317-319.
214. Westrich GH, Peters LE, Haas SB, Buly RL, Windsor RE. Patella height after high tibial osteotomy with internal fixation and early motion. *Clin Orthop* 1998; 354: 169-174.
215. Windsor RE, Insall JN, Vince KJ: Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70: 547-555.
216. Wright JG, Treble N: Measurement of lower limb alignment using long radiographs. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 721-723.
217. Wright J, Heck D, Hawker G, Dittus R, Freund D, Joyce D, Paul J, Young W, Coyte P: Rates of tibial osteotomies in Canada and United States. *Clin Orthop* 1995; 319: 266-275.
218. Yasuda K, Mazima T, Tsuchida T, Kaneda K: A ten to 15-year follow-up observation of high tibial osteotomy in medial compartment osteoarthritis. *Clin Orthop* 1992; 282: 186-219.
219. Zaidi SH, Cobb AG, Bentley G: Danger to the popliteal artery in high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77B ( 3 ) : 384-386.
220. Zuegel NP, Braun WG, Kundel KP, Rueter AE: Stabilization of high tibial osteotomy with staples. *Arch Orthop Trauma Surg* 1996; 115 ( 5 ) : 290-294.