

Hemiepifisiodesis femoral distal mediante biomateriales reabsorbibles.

Estudio experimental en el conejo

Distal femoral hemiepiphysiodesis using absorbable materials.

Experimental study

R. GIL ALBAROVA *, J. GIL ALBAROVA**, R. GARRIDO LAHIGUERA*. M. MELGOSA GIL*. F. LOSTALE LATORRE***, J.R. MORANDEIRA GARCÍA*.

UNIDAD MIXTA DE INVESTIGACIÓN*. SECCIÓN ORTOPEDIA INFANTIL. HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET**. DPTO. CIENCIAS MORFOLÓGICAS. FACULTAD DE MEDICINA***. UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA.

(Estudio parcialmente financiado por la Fundación Mapfre Medicina y la Universidad de Zaragoza)

Resumen. Se valoró experimentalmente un implante triangular compuesto por 3 tornillos metálicos unidos por un filamento de PDS II® o Tendofil®, como método de epifisiodesis. Se utilizaron conejos esqueléticamente inmaduros, divididos en 4 Grupos, según el seguimiento postoperatorio (1,2,3 y 4 meses), subdivididos a su vez en 2 subgrupos según el filamento empleado. Se colocó el implante en la cara lateral de la epífisis femoral distal izquierda. La extremidad posterior derecha sirvió como control practicándose estudios radiológico, histológico e histomorfométrico. Las extremidades intervenidas presentaron una desviación en valgo significativa respecto a las control. El implante utilizado consiguió el frenado fisario con ambos filamentos. Durante el primer mes, la eficacia del implante reabsorbible fue comparable al metálico. Posteriormente, el metálico resultó más eficaz. Los estudio histológico e histomorfométrico mostraron un frenado asimétrico de la fisis intervenida. No hubo daños fisarios en relación con la degradación del implante reabsorbible. Nuestros resultados sugieren el diseño implantes reabsorbibles en la cirugía del cartílago de crecimiento.

Summary. A triangular implant compound by 3 metallic screws united by a filament (PDS II® vs. Tendofil®) as method of experimental epiphysiodesis was evaluated. They were used 32 immature rabbits, divided into 4 Groups according to the follow-up (1.2.3 and 4 months), and subdivided according to the employed filament. The implant was located at the lateral face of the distal left femoral epiphysis. The right extremity served as control. Radiographic, histologic and histomorphometric studies were performed. The operated legs presented a significant valgus deviation as compared to controls. The epiphysiodesis was achieved with both types of filaments. During the first month, the efficiency of the absorbable implant was comparable to the metallic. Thereafter, the metallic implant results more effective. Histologic and morphometric studies showed the hemiepiphysiodesis. No physeal damaged in relationship to the degradation of the absorbable implant was observed. Our results suggest the use of absorbable implant in growth plate surgery.

Introducción. Las aplicaciones clínicas más común de los implantes biodegradables son la fijación de fracturas y la estabilización de osteotomías (1-11). Aunque son numerosas las técnicas de epifisiodesis temporal o definitiva, simétrica o asimétrica, que emplean implantes metálicos (12-14), son escasos los trabajos que hacen referencia a la aplicación de implantes reabsorbibles en la cirugía del cartílago de crecimiento (15-18). Como alternativa, las técnicas de epifisiodesis percutánea,

suponen una menor agresión quirúrgica y un mejor resultado estético (19-23). La elección del método a emplear y el momento de su realización vendrá dada por la magnitud de la deformidad a corregir y el potencial de crecimiento restante de la fisis afecta (24-31).

El objetivo del presente trabajo experimental fue la valoración comparativa de un implante original compuesto de un filamento de PDS IP o de Tendofil® en el frenado asimétrico de una fisis fértil en el conejo.

Correspondencia:

Dr. R. Gil Albarova.
La Paz 3, 2º D.
50008 Zaragoza
Tfno: 976 233311
E-mail: jgilalba@posta.unizar.es



Fig. 1. Animal B3. Montaje con PDSII®. Aspecto peroperatorio.

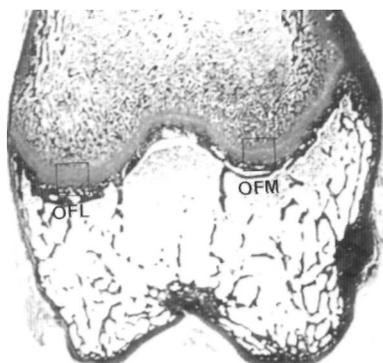


Fig. 2. Detalle de las zonas de medición del grosor fisario. OFM: Ondulación Fisaria Medial. OFL: Ondulación Fisaria Lateral

Material y método. Se utilizaron 32 conejos machos de raza Nueva Zelanda, esqueléticamente inmaduros de 12 semanas de edad. Fueron divididos en 4 Grupos de 8 (A, B, C y D) dependiendo del momento del sacrificio (1, 2, 3, y 4 meses respectivamente). Cada Grupo se subdividió en 2 Subgrupos de 4, según el tipo de material empleado en el implante, reabsorbible (PDS II®) o metálico (Tendofil®).

Bajo anestesia general y utilizando una profilaxis antibiótica con Cefazolina intramuscular (0.06 mg/Kg./día), se implantó un montaje triangular en la cara lateral de la epífisis femoral distal izquierda. El fémur derecho de cada animal sirvió como control. Se utilizaron 3 tornillos metálicos de cortical, de 14 mm de longitud y 2 mm de diámetro. Sobre ellos se colocó el filamento elegido según el Subgrupo al que perteneciese el animal, anudándose sobre las cabezas de los tornillos (Fig. 1). Como material reabsorbible, se utilizaron hebras monofilamento de Polidioxanona (PDS II®) de calibre 1/0. Como material no reabsorbible en los animales etiquetados como "M", se utilizó sutura metálica trenzada (Tendofil®) de calibre 3/0. Llegado el momento de la muerte del animal, se le administraron 5 ml de Tiobarbital por vía intravenosa.

de las radiografías se procedió a la medición del ángulo fémoro-tibial formado por los ejes diafisarios. Tras el sacrificio del animal, se procedió a examinar macroscópicamente el fémur izquierdo. Posteriormente, se extrajeron los tercios distales de ambos fémures para su estudio histológico. De cada uno de los especímenes intervenidos se retiraron los 3 tornillos, y en los Grupos "M", el filamento metálico de enlace entre ellos.

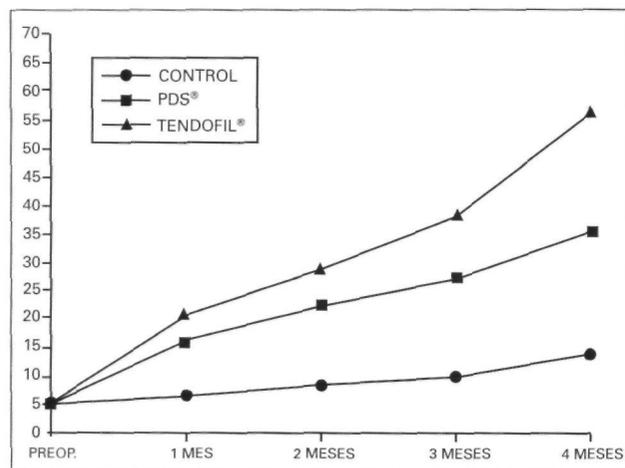
En todos los especímenes se efectuó un corte coronal de la epífisis intervenida y la control. Dichos cortes fueron teñidos mediante las técnicas de Tricómico de Martins y Hematoxilina-Eosina. Para el estudio histomorfométrico se seleccionaron los vértices de las 2 ondulaciones que presenta la fisis femoral distal del conejo en una visión ántero-posterior (Fig. 2). En cada vértice se practicaron 15 mediciones, cuyo valor medio se tomó como grosor fisario en ese nivel. Las medidas tomadas en la extremidad control, se consideraron como el 100% del grosor fisario en ese momento del seguimiento, comparándose con las obtenidas en la extremidad intervenida.

Para el estudio estadístico se utilizó el test de t de Student, considerando una significación estadística cuando el valor de la "p" era inferior a 0,05. Durante todo el estudio se observó estrictamente la normativa europea y española sobre experimentación animal.

Resultados. Ninguno de los animales murió durante la intervención ni en el postoperatorio, completando el seguimiento previsto. No se observó en ningún caso la existencia de fracturas, infección, inestabilidad de los implantes u otro tipo de complicaciones.

1.- Estudio radiográfico. La tabla 1 muestra los valores del ángulo fémoro-tibial de las extremidades intervenidas y las control de todos los animales en los diferentes momentos del estudio. La evolución de los valores medios del ángulo fémoro-tibial de la extremidad intervenida según el material implantable utilizado, junto con la evolución de los valores medios de los controles, viene representada en la figura 3.

Fig. 3. Evolución de los valores medios del ángulo fémoro-tibial. Valores en grados sexagesimales.



A.- Primer mes del postoperatorio. Todos los animales presentaron una valguización de la extremidad intervenida respecto a su control. Esta valguización fue mayor en los animales intervenidos con Tendofil® que la observada en los intervenidos con PDSII®. En el transcurso del seguimiento, se observó una pérdida del paralelismo entre los tornillos epifisarios y el tornillo metafisario. Ocasionalmente se asoció una reacción perióstica en la periferia de las cabezas de los tornillos (Fig. 4). En 4 de los 32 animales (AM1, BM1, BM4 y D4) se produjo la luxación externa de la rótula en la extremidad intervenida, que fue permanente. En la extremidad intervenida de todos los animales, fue visible un progresivo borramiento de la imagen radiológica de la porción lateral de la fisis femoral distal. Sin embargo, la porción medial mantuvo una imagen muy similar a la de la extremidad control.

B.- Segundo mes del postoperatorio. La valguización de la extremidad intervenida se hizo más evidente. Los animales intervenidos con Tendofil® presentaron una mayor valguización de la extremidad intervenida que la observada en los intervenidos con PDS II®. En ambos, los valores del ángulo fémoro-tibial de las extremidades intervenidas fueron mayores que los de sus respectivos controles. En este momento del estudio, se observó la luxación externa de la rótula izquierda en 3 animales más (C3, CM4 y DM4). El borramiento, en la imagen radiológica de la porción lateral de la fisis femoral distal de la extremidad intervenida, observada en el primer mes del postoperatorio, dio lugar a una esclerosis con desaparición de la imagen radioluciente. Este borramiento comenzó a ser visible tanto en la fisis control como en la porción medial de la fisis intervenida, adquiriendo un aspecto similar al observado en la porción lateral de ésta en el primer mes del postoperatorio.

C.- Tercer mes del postoperatorio. En todos los animales aumentó la valguización de las extremidades intervenidas respecto a sus controles. La valguización de las extremidades de intervenidas con Tendofil®, fue una vez más superior a la observada con PDS II®, siendo

esta diferencia más acusada. El animal CM3 presentó una luxación de la rótula izquierda, sumándose a las ya observadas previamente. La imagen radiológica radioluciente de la fisis femoral distal de la extremidad intervenida dejó de ser visible nítidamente tanto medial como lateralmente, así como la imagen de su correspondiente fisis control en todos los animales (Fig. 5).

D.- Cuarto mes del postoperatorio. Los valores del ángulo fémoro-tibial de las extremidades intervenidas fueron mayores que los de sus respectivos controles, superando los valores de dicho ángulo en el 3º mes del postoperatorio. La valguización de las extremidades intervenidas con Tendofil® fue superior a la observada con PDS II®, siendo esta diferencia la máxima a lo largo del seguimiento. No se produjeron nuevas luxaciones de rótula, manteniéndose las observadas previamente. En este momento pudo observarse la calcificación de las fisis femorales distales y tibiales proximales en todos los animales (Fig. 6).



Fig. 4. Animal A1. Un mes del postoperatorio. Obsérvese la divergencia de los tornillos y la reacción perióstica sobre el montaje.

Tabla 1.

Valores evolutivos del ángulo fémoro-tibial en grados sexagesimales. Pre: valor preoperatorio. m: meses del postoperatorio. D: derecha. I: izquierda.

Animal	Pre I	Pre D	1 m I	1 m D	2 m I	2 m D	3 m I	3 m D	4 m I	4 m D
A1	5	5	28	6						
A2	4	4	16	5						
A3	3	3	22	7						
A4	7	7	19	6						
B1	4	4	14	6	18	11				
B2	4	4	18	6	24	8				
B3	4	4	19	7	23	10				
B4	6	6	14	7	38	9				
C1	4	4	12	6	20	10	26	10		
C2	5	5	16	7	16	9	22	11		
C3	4	4	14	6	24	8	36	8		
C4	6	6	14	7	22	8	30	8		
D1	5	5	18	6	20	7	26	10	32	12
D2	7	7	16	6	22	7	26	9	30	10
D3	6	6	11	7	22	8	28	9	40	14
D4	4	4	12	8	18	10	22	12	40	18
AM1	6	6	46	6						
AM2	5	5	18	8						
AM3	4	4	28	6						
AM4	4	4	18	6						
BM1	5	5	18	6	36	7				
BM2	6	6	16	7	32	8				
BM3	5	5	16	7	28	10				
BM4	6	6	19	7	34	8				
CM1	6	6	20	7	26	9	36	10		
CM2	5	5	18	6	22	6	35	8		
CM3	5	5	18	6	26	10	38	12		
CM4	8	8	16	9	24	10	60	14		
DM1	5	5	28	6	32	8	36	9	67	12
DM2	7	7	20	8	26	9	30	10	54	20
DM3	6	6	18	7	32	9	36	10	60	14
DM4	4	4	14	6	24	8	32	9	42	12

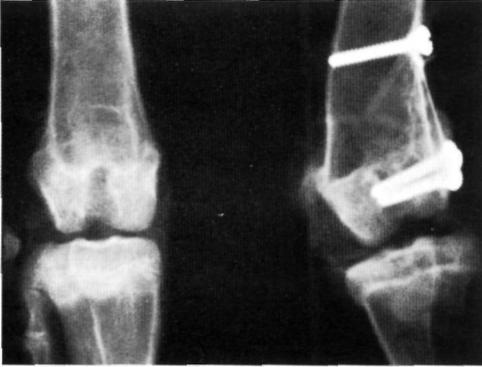
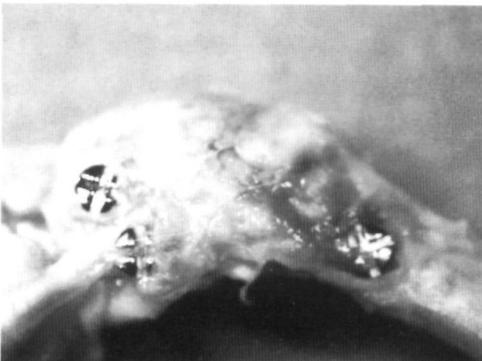


Fig. 5. Animal CM3. Tres meses del postoperatorio. Detalle de la fisis femorales distales.



Fig. 6. Animal D2. Cuarto mes del postoperatorio.

Fig. 7. Animal C1. Necropsia. Visión lateral.



2.- Estudio necrópico. Se comprobó el recubrimiento parcial de las cabezas de los tornillos y del filamento de enlace por una reacción perióstica junto con tejido fibroso de aspecto cicatricial (Fig. 7). En ocasiones, este recubrimiento llegó a ser completo en los animales de más largo seguimiento. No se observaron signos de infección. En

los animales de los Grupos A y B intervenidos con PDS II®, se observaron diferentes estadios de degradación del filamento, con fragmentos incluidos en el espesor del tejido fibroso. En los animales del Grupo C, fue excepcional la persistencia de fragmentos del filamento reabsorbible, no siendo objetivables macroscópicamente en el Grupo D.

3.- Estudio histológico. En el primer mes del postoperatorio, pudo observarse la desviación de los cóndilos femorales de la extremidad intervenida respecto a la extremidad control. La reacción perióstica de recubrimiento de las cabezas de los tornillos observada en el estudio radiológico y necrópico se hizo evidente en la porción diáfiso-metáfisaria lateral femoral, aunque sin alcanzar la epífisis (Fig. 8). La fisis femoral distal fue visible en todos los animales, excepto en el fémur izquierdo del animal AM4, que presentó un cierre fisario. A mayor aumento, se observó una pérdida de la orientación de las columnas de los condrocitos en las capas de células proliferativas e hipertróficas a nivel de la fisis femoral distal izquierda, respecto a la fisis control. Esta pérdida de orientación se manifestó tanto a nivel de la ondulación fisaria izquierda medial (OFIM), como en la lateral (OFIL) (Fig. 9). Se observó además un menor grosor de la fisis intervenida respecto a la control, cuya valoración se recoge en el estudio histomorfométrico.

A los 2 meses del postoperatorio, fue más evidente la desviación de los cóndilos femora-

les de la extremidades intervenidas, persistiendo la reacción perióstica en la porción diáfiso-metáfisaria lateral femoral ya observada anteriormente. Todos los animales del Subgrupo BM, excepto uno (BM1), presentaron un cierre fisario bilateral. En el Subgrupo B, coexistieron fisis abiertas y cierres fisarios. El estudio a mayor aumento mostró la pérdida de orientación de las columnas de las células del cartílago ya referida anteriormente, así como el menor grosor de la fisis intervenida respecto a la control. A los 3 meses del postoperatorio, las fisis femorales distales, tanto control como intervenida, presentaron una invasión trabecular, observándose restos cartilaginosos entre las trabéculas óseas. A los 4 meses, ambas fisis femorales distales no fueron visibles.

4.- Estudio histomorfométrico. La Tabla 2 recoge los valores del grosor del cartílago de crecimiento. En todas las extremidades control el grosor fisario, a nivel del vértice de las dos ondulaciones estudiadas, fue siempre idéntico en cada animal, por lo que su valor se representa en la Tabla 2 bajo el título de Fisis Control. La medición del grosor fisario pudo llevarse a cabo en todos los animales del Grupo A, excepto en el AM4, debido al cierre fisario en la extremidad intervenida. El cierre del cartílago de crecimiento en los animales a los 3 y 4 meses del postoperatorio impidió la medición del grosor fisario. En el Subgrupo BM, todas las preparaciones excepto la del animal BM1 en la extremidad control, mostraron un cierre fisario. Sin embargo, tan sólo se observó un cierre fisario en dos animales (B1 y B2) del Subgrupo B. En la extremidad intervenida, el espesor del cartílago de crecimiento a nivel de la OFIL fue siempre inferior al observado en la OFIM, y al observado en la fisis femoral de la extremidad control, tanto en los animales intervenidos con PDS II® como con Tendofil®.

5. Estudio estadístico. El estudio estadístico de los valores del ángulo fémoro-tibial de las extremidades intervenidas respecto a sus controles, en los animales en los que

Tabla 2.
Valores del grosor fisario en puntos.

Animal	Fisis Control	OFIM	OFIL
A1	29,13	29,33	20,93
A2	31,67	27,13	20,20
A3	29,30	29,27	24,36
A4	32,20	28,60	22,80
AM1	30,53	18,80	12,93
AM2	30,33	20,00	12,80
AM3	30,87	24,47	21,67
AM4	16,00	Cierre fisario.	Cierre fisario.
B1	5,53	Cierre fisario.	Cierre fisario.
B2	Cierre fisario.	Cierre fisario.	Cierre fisario.
B3	23,40	21,50	18,07
B4	21,60	18,60	13,93
BM1	19,67	19,67	Cierre fisario.
BM2	Cierre fisario.	Cierre fisario.	Cierre fisario.
BM3	Cierre fisario.	Cierre fisario.	Cierre fisario.
BM4	Cierre fisario.	Cierre fisario.	Cierre fisario.
Grupo III	Cierre fisario.	Cierre fisario.	Cierre fisario.
Grupo IV	Cierre fisario.	Cierre fisario.	Cierre fisario.

se utilizó PDS II®, mostró diferencias muy significativas, en todos los momentos del seguimiento postoperatorio ($p < 0,001$). Comparando las extremidades intervenidas entre sí en momentos consecutivos del estudio, se observaron diferencias muy significativas entre el preoperatorio y primer mes, primer y segundo mes así como entre el segundo y tercer mes del seguimiento ($p < 0,001$). Sin embargo, decrecieron a diferencias no significativas ($p > 0,05$) entre el tercer y cuarto mes del seguimiento.

El estudio estadístico de los valores del ángulo fémoro-tibial de las extremidades intervenidas respecto a sus controles, en los animales en los que se utilizó Tendofil®, puso de manifiesto la existencia de diferencias muy significativas, en todos los momentos del seguimiento postoperatorio ($p < 0,001$). La comparación de los valores del ángulo fémoro-tibial de las extremidades intervenidas entre sí en los 4 momentos consecutivos del estudio, mostró diferencias significativas ($p < 0,01$).

El estudio estadístico de los valores del ángulo fémoro-tibial entre las extremidades intervenidas, según se utilizase Tendofil® o PDS II®, en los diferentes momentos del estudio mostró diferencias significativas ($p < 0,05$) en todos ellos excep-

to en el primer mes del postoperatorio. El mismo estudio pero comparando las extremidades control no mostró diferencias significativas en ningún momento del seguimiento. Considerando conjuntamente todas las extremidades control, se compararon los valores de sus ángulos fémoro-tibiales entre sí en los 4 momentos consecutivos del estudio, mostrando diferencias significativas ($p < 0,005$).

Discusión.

1.- Extremidades control. Al no existir diferencias significativas en la evolución de las extremidades control de los dos Grupos experimentales, las consideramos conjuntamente a la hora de describir la evolución natural del ángulo fémoro-tibial. Dicha evolución natural mostró un incremento lentamente progresivo del ángulo fémoro-tibial en los 3 primeros meses del estudio, acelerándose entre el tercer y cuarto mes del postoperatorio. Esta observación contrasta con que pudimos observar fisis fértiles en los 2 primeros meses del seguimiento, y un cierre fisario en el tercero y cuarto meses. Atribuimos este mayor aumento del ángulo fémoro-tibial en el último mes del seguimiento, a una posible remodelación ósea del animal esqueléticamente maduro, condicionada por el apoyo en un progresivo valgo de la extremidad intervenida. Esta remodelación podría tener lugar ya entre el segundo y tercer mes del postoperatorio, periodo durante el cual tuvo lugar el cierre de todas las fisis que permanecían fértiles.

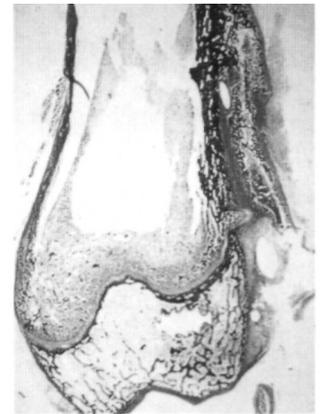


Fig. 8. Animal A1. Corte histológico del fémur izquierdo. Observese la desviación axial de los cóndilos femorales y la reacción perióstica diáfiso-metáfisaria lateral.

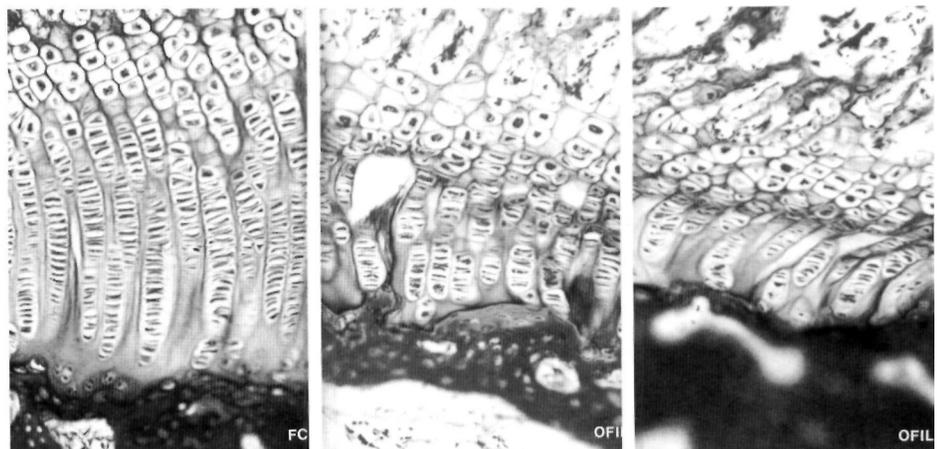


Fig. 9. Animal AM1. Tricrómico de Martins. (40 x). Fisis control (FC), Ondulación Fisaria Izquierda Medial (OFIM) y Ondulación Fisaria Izquierda Lateral (OFIL).

2.- Animales PDS II®. La gran desviación en valgo de las extremidades intervenidas en este grupo, puso de manifiesto la eficacia del PDS II® para frenar el crecimiento fisario ya en el primer mes del postoperatorio, con diferencias muy significativas entre la valgización observada en la extremidad intervenida respecto a la control, en todos los momentos del estudio. El estudio comparativo, mes a mes, de los valores del ángulo fémoro-tibial en este grupo, mostró diferencias significativas a lo largo de todo el estudio excepto entre el tercer y cuarto mes del seguimiento. Sin embargo, el valor de la "p" ($p=0,508$) no fue significativo por un escaso margen, probablemente en relación con el menor número de animales en este momento. El perfil de reabsorción del PDS II®, que mantiene su fuerza tensil 60 días y no se reabsorbe totalmente hasta pasados 180 días de su implantación, explicaría la mayor valgización observada durante el primer y segundo mes del postoperatorio, manteniéndose durante el tercer mes. Con respecto a ello, pudimos comprobar en el estudio necrópsico de los especímenes, que el filamento de PDS II® se mantuvo macroscópicamente presente en el espesor del tejido fibroso acompañado de una reacción perióstica, durante los dos primeros meses del seguimiento, siendo excepcional su presencia al tercer mes y nunca en el cuarto mes.

Hallazgos similares han sido observados por Ashammakhi y cols. (32), en sus trabajos experimentales en ratas en las que se implantaba una lámina de ácido poliglicólico reforzado a nivel metafisario. Sobre dicho implante aparecía un tejido fibroso con engrosamiento perióstico a partir de la sexta semana de su colocación. Nordström (33), utilizando el mismo animal de experimentación, comprobó la existencia de una respuesta osteoestimuladora del hueso esponjoso, en la periferia del lecho de implantación de tallos de 2 mm de diámetro de ácido poliglicólico autorreforzado y de ácido poliláctico autorreforzado. Este autor comprobó diferentes patrones de respuesta para ambos materiales absorbibles en relación con sus diferentes periodos de

reabsorción. La detención del crecimiento fisario provocada por nuestro implante podría darse de forma diferida, en tanto que la presión ejercida por el mismo fuera capaz de superar la de la propia fisis en crecimiento. Este hecho ha sido referido en diferentes trabajos experimentales por otros autores, comprobándose que determinados implantes reabsorbibles transfisarios, ya sean roscados o lisos, no son capaces de ejercer una presión de suficiente magnitud y duración como para detener el crecimiento de la fisis (15-18).

Por otra parte, la utilización de un material reabsorbible en nuestro implante debería permitir, desde el punto de vista teórico, la reanudación del crecimiento fisario una vez degradado. Strobino y cols. (34) comprobaron en terneros que la fisis proximal de la tibia era capaz de reanudar su crecimiento una vez desaparecida la fuerza de compresión ejercida sobre ella por un sistema no transfisario. Estos autores consideraron que el crecimiento fisario responde con la ley del todo o nada ante una fuerza de compresión. Sin embargo, en nuestros animales las fisis aparecían cerradas antes de que el PDS II® hubiera perdido su fuerza tensil, no pudiéndose comprobar la viabilidad posterior del crecimiento fisario. En el campo experimental, Mäkelä y cols. (17,18) comprobaron la reanudación del crecimiento fisario femoral distal del conejo tras la implantación de tallos lisos de polidioxanona y polyglactin 910 de 2 mm de diámetro. Dicho crecimiento fisario se reanudó tras la rotura de dichos implantes, causado según Mäkelä y cols, por la presión ejercida por la propia fisis sobre un material en degradación. Nuestros hallazgos contrastan con los referidos por Mäkelä y cols. (17,18), ya que, en nuestro modelo experimental, un implante no transfisario del mismo material y menor diámetro fue capaz de frenar el cartílago de crecimiento. Böstman y cols. (1), junto con Otsuka y cols. (35), observaron resultados similares a los de Mäkelä y cols. (17,18), utilizando tallos lisos de ácido poliglicólico y polyglactin 910. Por otra parte Siffert (36) compro-

bó la ineficacia de las agujas de Kirschner transfisarias como método de epifisiodesis. A este respecto, diferentes autores han descrito la participación de diversos factores, como el emplazamiento central o periférico de los implantes transfisarios, su número y tamaño, oblicuidad, tiempo de permanencia, y si tienen terminaciones roscadas, en el posible efecto frenador del crecimiento fisario (36-42).

El incremento de la valguización de la extremidad intervenida, observado en el cuarto mes en una extremidad cuyas fisis están cerradas, junto con un filamento en degradación y pérdida progresiva de su fuerza tensil, sugiere la existencia de una alteración del proceso de remodelación ósea de la extremidad intervenida. A este respecto, hemos de tener en cuenta que nuestro implante se colocó en la zona epífiso-metafisaria, lugar de constante remodelación ósea (43,44). Buckwalter y cols. (43) consideran que la remodelación ósea puede estar alterada en el tiempo como respuesta a la existencia de implantes, interviniendo otras variables como la edad y el sexo del individuo, sin conocerse en profundidad sus efectos a largo plazo. Ashammakhi y cols. (32) comprobaron experimentalmente en ratas una menor formación ósea tras la colocación de implantes reabsorbibles, a nivel metafisario que diafisario. Junto a la posible alteración de la remodelación ósea metafisaria de la extremidad intervenida, hay que considerar el hecho de que nuestro montaje condicionó la implantación de dos tornillos epifisarios muy próximos a la fisis femoral distal, un tornillo metafisario y un filamento de unión entre ellos, pudiéndose comportar como cuerpos extraños que produzcan una alteración del crecimiento fisario (27,45-51).

La colocación de nuestro implante en la cara lateral del fémur, produjo una presión asimétrica sobre la fisis femoral distal. Esto explicaría los hallazgos radiológicos de valguización de la extremidad intervenida y de borramiento de la imagen de la porción lateral de la fisis femoral distal ya desde el primer mes del postoperatorio. Otra obser-

vación en favor de una presión asimétrica del montaje sobre la fisis femoral distal, fue la pérdida del paralelismo entre los ejes de los tornillos epifisarios y el metafisario. El hecho de que la porción medial de las fisis femorales izquierdas mantuviesen una imagen radiológica similar a las observadas en las fisis controles sugiere un mínimo efecto mecánico del implante a dicho nivel. De esta manera, las imágenes radiológicas observadas en la porción medial de la fisis intervenida, parecían seguir cronológicamente a las observadas en la porción lateral y preceder a su vez a las observadas en la fisis control. Estas observaciones radiológicas tuvieron su traducción histológica en el estrechamiento de la fisis intervenida. Al igual que lo observado radiológicamente, pudimos comprobar un menor espesor fisario en la porción lateral de la fisis que en su porción medial, en un mismo tiempo del seguimiento. El efecto mecánico del implante provocó la pérdida de orientación de las columnas de condrocitos de la fisis intervenida, siendo más acentuada en su porción lateral, por su mayor proximidad al lugar de la implantación.

Hallazgos similares a los de Siffert (36), en conejos, en los que practicaba una hemiepifisiodesis femoral distal lateral mediante la colocación de una grapa metálica. Este autor describió tres signos radiológicos consecutivos en el tiempo que precedían al cierre fisario definitivo y que podían tener valor predictivo en cuanto a la conveniencia de retirar las grapas de Blount para reanudar el crecimiento fisario. Estos tres signos eran: 1) la desaparición del fino patrón trabecular metafisario, que daba lugar a 2) una línea de condensación ósea subepifisaria, y a 3) un adelgazamiento progresivo de la imagen radiológica de la fisis. Esta descripción cronológica de imágenes radiológicas fue observada en los diferentes momentos del seguimiento de nuestros animales, hasta la completa desaparición de la imagen radiológica de las fisis en el tercer mes del postoperatorio. De forma similar a lo observado en nuestro estudio, Siffert (36) comprobó que la alteración visible a

nivel histológico tras la colocación de grapas, consistía en un fracaso de la capa de células de reserva para producir nuevas células, continuando las otras capas de la fisis su evolución normal hasta su maduración. El resultado de esta alteración provocaba un adelgazamiento progresivo del cartílago hasta su cierre por epifisiodesis, en la zona donde había sido colocada la grapa.

Consideramos que la luxaciones de la rótula izquierda, observadas en algunos animales, podrían explicarse, en parte, por una excesiva plicatura del alerón externo durante la intervención. Dicha situación favorecería la luxación de la rótula en una extremidad en la que se está produciendo una valguización progresiva que supera a la fisiológica. El hecho de haberse observado estas luxaciones, en animales que no alcanzan los valores máximos del ángulo fémoro-tibial respecto a los de su Grupo, apoyaría la idea de que la valguización por sí sola no es la responsable única de la luxación fémoropatelar.

3.- Animales Tendofil®. Los resultados obtenidos, evidencian la eficacia de este material en nuestro implante. Su naturaleza metálica y diseño trenzado le confieren una gran resistencia, que junto con el hecho de no estar sometido a biodegradación una vez implantado, le permiten una integridad teórica de su fuerza tensil a lo largo de todo el estudio. De esta forma, su acción sobre la fisis sería similar a la de las grapas de Blount (12). El estudio necrópsico demostró la resistencia de este material ya que fue recuperado íntegramente sin alteraciones macroscópicas de su estructura.

Al igual que lo referido para el PDS II®, el frenado del crecimiento fisario provocado por el implante con Tendofil® podría darse de forma diferida, en tanto que la presión ejercida por la fisis fuera superada por la del implante. Desde un punto de vista teórico la retirada del filamento metálico permitiría, al igual que con las grapas de Blount (12,36), la reanudación del crecimiento fisario. El aumento de la desviación angular de la extremidad intervenida en el

segundo, tercer y cuarto meses del postoperatorio, comprobado histológicamente el cierre fisario completo en todos los animales excepto en uno (BM1), apoya la posibilidad antes citada, de una alteración de la remodelación ósea metafisaria. Las observaciones relativas a la presión asimétrica ejercida por el implante sobre la fisis femoral distal, así como la cronología del cierre fisario resultarían superponibles a las realizadas anteriormente. Las luxaciones de la rótula izquierda, tendrían un mecanismo de producción similar a las observadas en los animales PDS II®. El mayor número de luxaciones en los animales Tendofil®, otorgaría una mayor responsabilidad al incremento de la valguización.

4.- Animales PDS II® vs Tendofil®. La ausencia de diferencias significativas, en el primer mes del postoperatorio, sugiere una eficacia similar de ambos implantes en este momento. El perfil de reabsorción del PDS II® explicaría el diferente comportamiento de ambos implantes en momentos posteriores del estudio. Los resultados de la histomorfometría ponen de manifiesto que el empleo de Tendofil® como filamento de unión provocó una mayor compresión sobre la fisis intervenida. Esto se tradujo en un mayor estrechamiento del cartílago de crecimiento y un cierre fisario más precoz que el observado en los animales intervenidos con PDS II®. Atribuimos este hecho al diferente comportamiento tensil distinto de ambos materiales.

Por otra parte, la evolución natural del ángulo fémoro-tibial de las extremidades control no se vio alterada por la naturaleza del material implantado en la extremidad intervenida. La comparación, mes a mes, de los valores obtenidos en el estudio radiográfico en las extremidades control, mostró diferencias significativas atribuibles a la evolución natural de la extremidad control. El incremento en la valguización de las extremidades control, entre el segundo y tercer mes del seguimiento, así como entre el tercero y cuarto, momentos en los que se comprobó histológicamente el cierre fisario en todos los

animales, sería atribuible a la remodelación ósea metafisaria fisiológica. El hecho de existir una notable diferencia en la valguización de las extremidades control respecto a las extremidades intervenidas, en los 2 últimos momentos del seguimiento, apoyaría la idea ya mencionada de la posible alteración del proceso de remodelación metafisaria de las extremidades intervenidas.

5.-Aplicación clínica. Demostrada su eficacia en el campo experimental, surge la idea de diseñar un implante constituido íntegramente de material reabsorbible, adaptable a la práctica en humanos. Este implante permitiría un frenado temporal del cartílago de crecimiento evitando un segundo tiempo quirúrgico de retirada. Una vez degradado el material implantado, la fisis podría teóri-

camente reanudar su crecimiento en el caso de no haber sido dañada por la intervención. Los métodos actuales de diseño de poliésteres y polímeros de elevado peso molecular, permiten la fabricación de un implante con la resistencia y rigidez deseados (52-56). El desarrollo de la idea de un implante aplicable a los humanos, daría lugar al diseño de un gama de diferente tamaño, resistencia y período de reabsorción. Esto permitiría escoger el implante adecuado a cada caso clínico, considerando el tamaño de la fisis, el grado de deformidad que presentase, y el ritmo de crecimiento previsto. Por otra parte, sería deseable una mayor habilidad de los diferentes métodos de previsión de crecimiento fisario (24-26,29-31), sujetos a posibles errores de predicción (25,27). ■■■■■

Bibliografía

- Bostman OM, Makela EA, Tormo la P, Rokkanen P.** Transphyseal fracture fixation using biodegradable pins. *J Bone Joint Surg* 1989; 71B:706-7.
- Bostman OM.** Absorbable implants for the fixation of the fractures. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A:148-53.
- Bostman OM, Makela EA, Sodergard J, Hirvensalo E, Tormala P, Rokkanen P.** Absorbable polyglycolide pins in internal fixation of fractures in children. *J Pediatr Orthop* 1993; 13:242-5.
- Bostman OM, Pihlajamaki HK, Partio EK, Rokkanen PU.** Clinical biocompatibility and degradation of polylactide screws in the ankle. *Clin Orthop* 1995; 320:101-9.
- Bucholz RW, Henry S, Henley MB.** Fixation with bioabsorbable screws for the treatment of fractures of the ankle. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A:319-24.
- Casteleyn PP, Handberg F, Haentjens P.** Biodegradable rods versus kirschner wire fixation of wrist fractures. A randomised trial. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B:858-61.
- Hope PG, Williamson DM, Coates CJ, Cole WG.** Biodegradable pin fixation of elbow fractures in children. *J Bone Joint Surg* 1991; 73B:965-8.
- Kumta SM, Spinner R, Leung PC.** Absorbable intramedullary implants for hand fractures. Animal experiments and clinical trial. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B:5B3-6.
- Pihlajamaki H, Bostman O, Hirvensalo E, Tormala P, Rokkanen, P.** Absorbable pins of self-reinforced poly-L-lactic acid for fixation of fractures and osteotomies. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B:853-7.
- Sinisaari Y, Patiala H, Bostman O, Makela EA, Hirvensalo E, Partio EK, y cols.** Metallic or absorbable for ankle fractures. A comparative study of infection in 3111 cases. *Acta Orthop Scand* 1966; 67:16-8.
- Svensson PJ, Janarv PM, Hirsch G.** Internal fixation with biodegradable rods in pediatric fractures. One-year follow-up of fifty patients. *J Pediatr Orthop* 1994; 14: 220-4.
- Blount WP, Clark GR.** Control of bone growth by epiphyseal stapling. A preliminary report. *J Bone Joint Surg* 1949;32A:464-78.
- Haas SL.** Retardation of bone growth by a wire loop. *J Bone Joint Surg* 1945;27:25-36.
- Métaizeau JP, Wong-Chung J, Bertrand H, Pasquier P.** Percutaneous epiphysiodesis using transphyseal screws. *J Pediatr Orthop* 1998; 18:363-9.
- Gil Albarova J, Fini M, Gil Albarova R, Melgosa M, Aldini-Nicolo N, Giardino R, y cols.** Absorbable screws through the greater trochanter do not disturb physeal growth. Rabbits experiments. *Acta Orthop Scand* 1998; 69:273-6.
- Gil Albarova J, Melgosa M, Gil Albarova R, Fini M, Aldini-Nicolo N, Giardino R, y cols.** Bloqueo fisario mediante implantes reabsorbibles. Estudio experimental en conejos. *Rev Orlop Traum* 1998; 42:318-23.
- Makela EA, Vainionpaa S, Vihtonen K, Mero M, Lic JL, Tormala P, y cols.** The effect of a penetrating biodegradable implant on the epiphyseal plate: An experimental study on growing rabbits with special regard to poliglactin 910. *J Pediatr Orthop* 1987; 7:415-20.
- Makela EA, Vainionpaa S, Vihtonen K, Mero M, Helevirta P, Tormala P, y cols.** The effect of a penetrating biodegradable implant on the growth plate: An experimental study on growing rabbits with special reference to polidioxanone. *Clin Orthop* 1989; 241:300-8.
- Atar D, Lehman WB, Grant AD, Strongwater A.** Percutaneous epiphysiodesis. *J Bone Joint Surg* 1991; 73B:173.
- Bowen JR, Jhonson W.** Percutaneous epiphysiodesis. *Clin Orthop* 1984; 190:170-3.
- Gabriel KR, Crawford AH, Roy DR, True MS, Saunry S.** Percutaneous epiphysiodesis. *J Pediatr Orthop* 1994; 14:358-62.

22. **Horton GA, Olney BW.** Epiphysiodesis of the lower extremity: Results of the percutaneous technique. *J Pediatr Orthop* 1996; 16:180-2.
23. **Ogilvie JW.** Epiphysiodesis: evaluation of a new technique. *J Pediatr Orthop* 1986; 6:147-9.
24. **Anderson M, Green WT, Messner MB.** Growth and predictions of growth in the lower extremities. *J Bone Joint Surg* 1989; 45A:1-14.
25. **Blair VP, Walker SJ, Sheridan JJ, Schoenecker PL.** Epiphysiodesis: a problem of timing. *J Pediatr Orthop* 1982;2:281-4.
26. **Eastwood DM, Cole WG.** A graphic method for timing the correction of leg-length discrepancy. *J Bone Joint Surg* 1995; 77B:743-7.
27. **Little DG, Nigo L, Aiona M.** Déficiencias de current methods for the Timing of Epiphysiodesis. *J Pediatr Orthop* 1996; 16:173-9.
28. **McCarthy JJ, Kim DH, Eilert RE.** Posttraumatic genu valgum: operative versus nonoperative treatment. *J Pediatr Orthop* 1988; 18:518-21.
29. **Menelaus MB.** Correction of leg length discrepancy by epiphyseal arrest. *J Bone Joint Surg* 1966; 48B:336-9.
30. **Moseley CF.** A straight line graph for leg length discrepancies. *J Bone Joint Surg* 1977; 59A:174-9.
31. **Westh RN, Menelaus MB.** A simple calculation for the timing of epiphysial arrest. *J Bone Joint Surg* 1981; 63B:117-9.
32. **Ashammakhi N, Makela EA, Vihtonen K, Rokkanen P, Tormala P.** The effect of absorbable self-reinforced polyglycolide membrane on metaphyseal bone. An experimental study on rats. *Ann Chir Gyn* 1994; 83:328-34.
33. **Nordstrom P, Pihlajamaki H, Toivonen T, Tormala P, Rokkanen P.** Tissue response to polyglycole and polilactide pins in cancellous bone. *Arch Orthop Traum Surg* 1998; 117:197-204.
34. **Strobino LJ, Colonna PC, Brodey RS, Leinbach T.** The effect of compression on the growth of epiphyseal bone. *Surg Gynecol Obstet* 1956; 103:85-93.
35. **Otsuka N, Mah J, Orr W, Martin R.** Biodégradation of polydioxanone in bone tissue: effect on the epiphyseal plate in immature rabbits. *J Pediatr Orthop* 1992; 12:177-80.
36. **Siffert RS.** The effect of staples and longitudinal wires on epiphyseal growth. An experimental study. *J Bone Joint Surg* 1956;38A:1077-88.
37. **Boyden EM, Peterson HA.** Partial premature closure of the distal radial physis associated with Kirschner wire fixation. *Orthopedics* 1991; 14:585-8.
38. **Garcés GL, Múgica-Garay I, Coviella NL, Guerado E.** Growth plate modifications after drilling. *J Pediatr Orthop* 1994; 14:225-8.
39. **Janarv PM, Wikstrom B, Hirsch G.** The influence of transphyseal drilling and tendon grafting on bone growth: An experimental study in the rabbit. *J Pediatr Orthop* 1998; 18:149-54.
40. **Nordentoft EL.** Experimental epiphyseal injuries. Grading of traumas and attempts at treating traumatic epiphyseal arrest in animals. *Acta Orthop Scand* 1969; 40:176-92.
41. **Peterson HA.** Physeal and apophyseal injuries. En: Rockwood CA, Wilkins KE, Beaty JH, editors. *Fractures in Children.* Lippincott-Raven, 1996; 103-65.
42. **Siffert RS.** The Growth Plate and its affections. *J Bone Joint Surg* 1966;48A:546-63.
43. **Buckwalter JA, Glimcher MJ, Coper RR, Recker R.** Bone biology. Part II. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A:1276-89.
44. **Gascó J, De Pablos J.** Bone remodeling in malunited fractures in children. En: De Pablos J, editor. *Surgery of the growth plate.* Ediciones Ergón SA, 1998:202-12.
45. **Albiñana J.** Stimulation of the growth cartilage. *Mapfre Medicina* 1993; 4. Supl 2:174-8.
46. **Bohlman HR.** Experiments with foreign materials in the region of the epiphyseal cartilage plate of growing bones to increase their longitudinal growth. *J Bone Joint Surg* 1929;11:365-81.
47. **Carpenter EB, Dalton JB.** A critical evaluation of a method of epiphyseal stimulation. Follow-up notes on article previously published. *J Bone Joint Surg* 1963;45A:642-51.
48. **Growes EW.** Stimulation of bone growth. *Am J Surg* 1958;95:125-36.
49. **Paterson D.** Leg-Lengthening Procedures. A Historical Review. *Clin Orthop* 1990; 250:27-33.
50. **Siffert RS.** Lower limb length discrepancy. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A: 1100-6.
51. **Tupman GS.** Treatment of inequality of the lower limbs. The results of operation for stimulation of growth. *J Bone Joint Surg* 1960; 42B:489-510.
52. **Hastings GW.** Is there an ideal biomaterial for use as an implant for fracture fixation?. En: Kwok-Sui L, Leung-Kim H, Ping-Chung L, editors. *Biodegradable Implants in Fracture Fixation.* ISFR Symposium. Singapur. The Chinese University of Hong Kong and World Scientific Publishing Co, 1994; 19-33.
53. **Kwok-Sui L.** Discussion & Provocative Issues. En: Kwok-Sui L, Leung-Kim H, Ping-Chung L, editors. *Biodegradable Implants in Fracture Fixation.* ISFR Symposium. Singapur. The Chinese University of Hong Kong and World Scientific Publishing Co. 1994; 269-72.
54. **Leong KW.** Chemical and mechanical considerations of biodegradable polymers for orthopaedic applications. En: Kwok-Sui L, Leung-Kim H, Ping-Chung L, editors. *Biodegradable Implants in Fracture Fixation.* ISFR Symposium. Singapur. The Chinese University of Hong Kong and World Scientific Publishing Co. 1994; 45-56.
55. **Pizzoferrato A, Ciapetti G, Savarino L, Stea S, Donati ME, Visentin M.** Kinetics of biodegradable implant resorption. En: Kwok-Sui L, Leung-Kim H, Ping-Chung L, editors. *Biodegradable Implants in Fracture Fixation.* ISFR Symposium. Singapur. The Chinese University of Hong Kong and World Scientific Publishing Co. 1994; 153-63.
56. **Vert M, Guerin Ph.** Biodegradable aliphatic polyesters of the poly (hydroxy acid) type for temporary therapeutic applications. En: Barbosa MA, editors. *Biomaterials degradation. Fundamental aspects and related clinical phenomena.* Amsterdam. Elsevier Science Publishing Co. 1991; 35-51.