

## Reemplazo Total de la Articulación Patelofemoral en Perros\*

ADOLFO LLINAS VOLPE, Residente IV de Ortopedia Hospital de San Ignacio, Universidad Javeriana. PEDRO MANUEL BOTERO IRIARTE, Profesor de Ortopedia Hospital de San Ignacio, Universidad Javeriana. JOSE NAVAS SANZ DE SANTAMARIA, Jefe de la Unidad de Ortopedia del Hospital de San Ignacio, Universidad Javeriana. DAVID BIGIO ROITMAN, Ingeniero Mecánico, Universidad de los Andes

### RESUMEN

No existe en la actualidad una prótesis que reemplace eficientemente la articulación patelofemoral humana. Lesiones severas a este nivel pueden conducir a una artrosis global y temprana de la rodilla. La patelectomía compromete la eficiencia del mecanismo extensor y no representa una solución adecuada. Se presenta la experiencia del diseño e implantación de una prótesis patelofemoral en un modelo canino. Se operaron cuatro perros con un seguimiento promedio de 1.5 años.

**PALABRAS CLAVES:** reemplazo total, patelofemoral, experimental, modelo canino.

### INTRODUCCION

Este estudio es el resultado de inquietudes conjuntas sobre el manejo de la artritis degenerativa temprana de la articulación patelofemoral, capítulo no resuelto de la Ortopedia.

### JUSTIFICACION CIENTIFICA

La patelectomía ha sido usada en forma indiscriminada a través de los años en el tratamiento de condromalacia, fracturas, osteoartritis incipiente y subluxación o luxación recidivante. Autores de la importancia de Watson Jones, Hey Groves y Brooke, creían que la rótula entorpecía el movimiento articular y que su remoción aumentaba la eficiencia mecánica de la articulación.

Putz en 1860 indicaba la patelectomía en la luxación habitual de la rótula. A finales de 1800 su principal indicación eran las fracturas conminutas de

la rótula. Heineck en 1909 hace énfasis en que la recuperación de la función de la rodilla no es igual en el postoperatorio y restringe el uso de esta cirugía a fracturas de altísima conminución. Este enfoque cambió poco durante el primer cuarto de siglo hasta que Ludloff describe este procedimiento como el tratamiento de la artritis crónica de la rótula. En 1937 Brooke publica un estudio realizado en rodillas post-mortem en el que concluye que la rótula le resta velocidad y fuerza al mecanismo extensor disminuyendo así su eficiencia. Describe postoperatorios cortos con reincorporación a actividades normales en menos de un mes<sup>1</sup>. Hey Groves participó en este estudio reafirmando las conclusiones de Brooke y más adelante, Watson Jones (1945) lo hace también. Estos reportes produjeron renovado entusiasmo por la patelectomía, la cual volvió a ser empleada en fracturas sencillas de la rótula y en osteoartritis temprana. En 1942, Bruce y Walmsley publicaron un estudio en el cual concluyen que la función de la

\* Premio "José Vicente Bernal" al Mejor Trabajo de Investigación. XXXII Congreso Scot 1987.

rótula es indispensable y que su escisión quirúrgica produce cambios degenerativos en el surco femoral. En 1950 Cave y Rowe describieron una técnica quirúrgica en la cual se resecaba la superficie articular y se recubría con un colgajo del panículo adiposo infrapatelar<sup>2</sup>. En 1955 McKeever publica la primera referencia existente en la literatura a nuestro alcance sobre el diseño una prótesis rotuliana<sup>3</sup>. Se trataba de una superficie de recubrimiento construida en Vitallium, destinada a contener la porción ósea de la rótula únicamente. Era necesario reseca todo el cartílago articular y recortar los excedentes óseos de la periferia. Una vez colocada, se mantenía in situ con un tornillo roscado que tomaba la porción ósea y el borde contralateral de la prótesis. Tenía dos carillas articulares, siendo la externa de mayor tamaño, similar a un perfil tipo Wiberg II. Existía solamente un diseño que se adaptaba a ambas rótulas girándolo 180°. Estaba construida en tres tamaños y la menor estaba diseñada para pacientes pequeños y niños.

Esta nueva alternativa creó confusión adicional en el manejo del dolor patelar en pacientes jóvenes. La presentación de la experiencia original fue optimista y parecía haberse encontrado la solución a todos los problemas no resueltos.

En 1979 Worrell<sup>4</sup> publica una recopilación de la experiencia mundial (24 años) en cambios de superficie de la rótula. Esta revisión incluye una nueva prótesis diseñada por él. El principio anatómico es igual al de McKeever con la salvedad de que la última se cementaba con las técnicas convencionales. El autor indicaba su procedimiento en la condromalacia rotuliana y el 86% de los casos de la serie tenían este diagnóstico. El único caso con un resultado pobre tenía una artrosis patelofemoral. Este artículo como algunos de los ya mencionados contribuyeron a la confusión reinante. Creemos que el tiempo de seguimiento de este estudio se encuentra dentro del límite que puede tolerar el cartílago articular en contacto con una superficie metálica. Estos pacientes habrían de tornarse sintomáticos poco tiempo después de este corte en el tiempo.

En 1979, Martin, Fox, Del Pizzo et. al. presentan la primera publicación sobre un reemplazo total de la articulación patelofemoral<sup>5</sup>. Tenía dos componentes independientes; uno destinado a reemplazar el surco femoral y el segundo a recubrir la rótula. El primero estaba construido en acero y remedaba el surco femoral, convirtiéndolo en un canal simétrico que se extendía hacia el surco intercondíleo. Este era cementado usando Metracrilato de Metilo. El componente rotuliano no se encuentra descrito en el artículo. Existían dos modelos de prótesis que fueron llamados Richards I y Richards II. La segunda era una versión mejorada con una prolongación adicio-

nal que penetraba más profundo en el surco intercondíleo.

Realizaron un estudio durante cinco años, período en el cual se operaron 115 casos. Muchos de ellos fueron perdidos o excluidos del estudio por diversas razones. Presentan finalmente 57 reemplazos en 55 pacientes con un tiempo promedio de seguimiento de 21.7 meses. La edad promedio era de 39 años con un rango de 19 a 81 años. En este grupo de pacientes, se realizaron 195 procedimientos quirúrgicos antes de que se sometieran al reemplazo. Después de realizada la cirugía se practicaron 101 procedimientos adicionales (un promedio de 5.2 procedimientos quirúrgicos adicionales por paciente). La pluralidad de variables existentes en este trabajo lo convierten en indescifrable. Nuevamente el seguimiento es corto y nunca se publicó una actualización.

Los problemas clínicos que presentaron estos pacientes, con excepción del dolor, fueron de origen mecánico. Durante la flexión profunda el componente rotuliano se "enganchaba" debajo del femoral y se producía un bloqueo que en ocasiones solo podía ser reducido bajo anestesia general. Los pacientes referían sensación de oscilación de la rótula dentro del surco femoral durante el arco de movimiento.

Las conclusiones de este estudio son de gran valor, ya que por primera vez aparecen en la literatura las que creemos son las condiciones e indicaciones para realizar un reemplazo total de la articulación patelofemoral; recomiendan una selección estricta de los candidatos e indican el procedimiento en pacientes con severas distorsiones del surco femoral o avanzados cambios degenerativos.

El propósito de nuestro estudio es diseñar una prótesis que reemplace la articulación patelofemoral canina. La estandarización del modelo animal para el estudio de la articulación representa un objetivo secundario.

## MODELO ANATOMICO

Al iniciar el estudio, la elección del modelo anatómico animal fue motivo de revisión. El elefante representa el mamífero más adecuado para el estudio de esta articulación. Es el único animal que deambula con la rodilla en extensión y por lo tanto es ideal para crear un modelo patelofemoral que simule el del ser humano. Por dificultades técnicas obvias se abandonó esta posibilidad y escogimos el modelo canino. Este presenta una combinación de similitudes y diferencias anatómicas con el humano que describimos a continuación (Figura I).

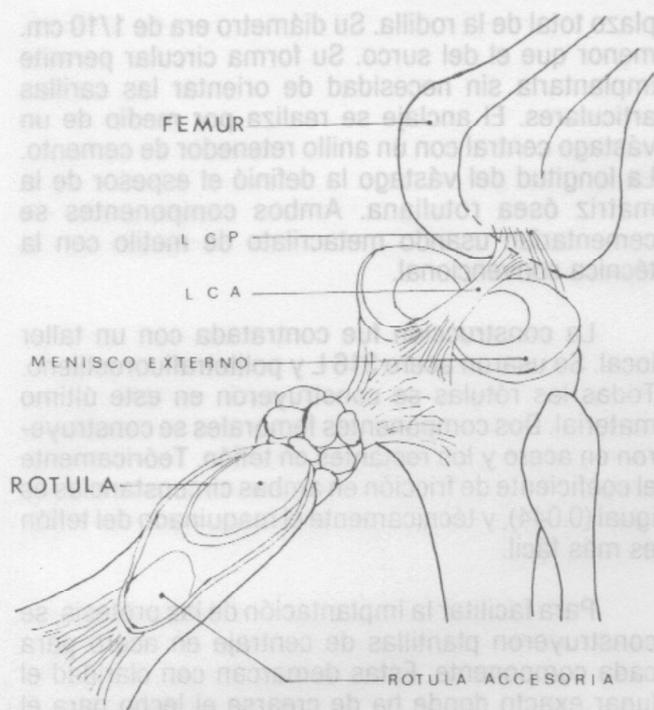


Figura I

La diferencia más relevante es su posición en flexión, con un arco de movimiento de 5° a 180°. Existe una deformidad en flexión permanente que no permite llevarla a la extensión completa. Cuando se encuentra en la posición de 5°, la rótula se encuentra en el límite superior del surco, pero no balotea como lo hace la humana. En el momento en que se inicia la flexión la rótula establece contacto total con el fémur; esto es posible debido a su perfil casi simétrico. Cuando la flexión alcanza los 120° aparece una segunda formación cartilaginosa similar a la rótula que realiza la función de la faceta impar en el humano. Carece de soporte óseo y al parecer sólo recibe cargas compresivas durante las flexiones profundas de la rodilla. La rótula principal tiene dos carillas articulares muy bien definidas y para fines prácticos, simétricas. La unión central de las carillas (vértice) es nítida y desde una vista lateral tiene forma conveja (reniforme). De esta manera se establece una articulación "en silla de montar" de gran congruencia durante la mayoría del arco.

El surco femoral es mucho más definido y se aproxima a un perfil simétrico. Su borde externo es menos alto y ancho que el interno. Se extiende hacia distal hasta confundirse con el surco intercondíleo y finaliza en la inserción del ligamento cruzado anterior. Proximalmente el borde interno es tres o cuatro milímetros más largo.

Los meniscos, cóndilos y ligamentos presentan una disposición similar a la humana y esto le permite a la tibia tener movimientos rotatorios. Sin embargo, carece del valgo fisiológico humano y por lo tanto el

ángulo Q es mínimo. Probablemente este factor es responsable de la simetría del surco femoral.

Existe un músculo que se origina sobre la cara superoexterna del cóndilo externo y que se inserta distalmente en uno de los huesos del tarso; probablemente actúa como extensor y rotador externo de la rodilla.

## MATERIAL Y METODOS

### DISEÑO DE LA PROTESIS

El sistema esquelético canino muestra grandes variaciones en tamaño dependiendo de la raza y biotipo de perro que pretendíamos utilizar. El peso aisladamente no era un valor confiable y por eso fue necesario utilizar una relación entre el peso y la longitud nariz - ano con el perro en decúbito supino. La muestra (30 perros) incluyó animales entre los 7.5 kgs. y los 24 kgs. con un promedio de 15 kgs. La longitud nariz - ano osciló entre 74 cms. y 104 cms.; el valor promedio fue de 92 cms. Finalmente definimos los márgenes de variabilidad para peso y talla así: 15 kgs. + ó - 2 kgs. Talla, 92 cms. + ó - 4 cms.

Seis de los treinta perros cumplían los requisitos. Las rodillas correspondientes a estos fueron el pilar de diseño de la prótesis. Por razones de costos, no era posible construir diferentes tamaños, de manera que estandarizamos el biotipo animal y además creamos un diseño universal como producto de las medidas normales.

Tomamos las seis rodillas de los perros modelo y les practicamos cortes y medidas destinados a establecer sus valores promedio (Figura II).

— Corte Nº 1: Plana del surco femoral. Establecería la cantidad del surco que podría ser reemplazado sin alterar la articulación tibiofemoral. Tam-

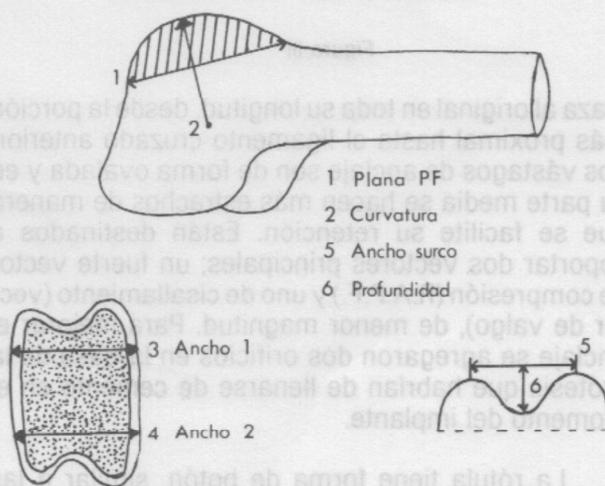


Figura II

bién la inclinación del mismo para que comprometiera tanto la porción proximal del surco como la distal.

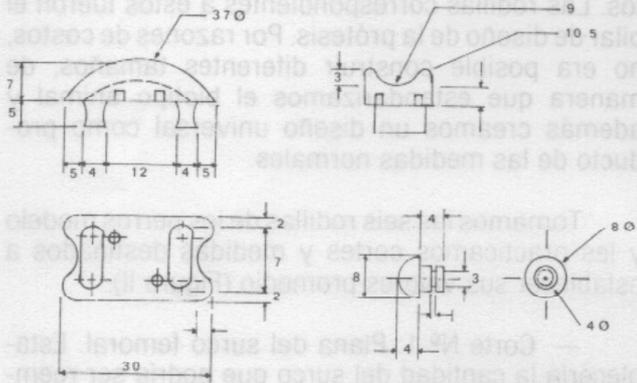
— Medida Nº 2: Curvatura del perfil del surco femoral. Buscaba aproximar este contorno semi-circular al arco de un círculo que nos permitiera construirlo con precisión.

— Medidas Nº 3 y 4: Definiría la anchura de la prótesis de manera que pudiera apoyarse contra las corticales del fémur sin que hubiera un excedente.

— Medidas Nº 5 y 6: Establecería la anchura y profundidad máxima del surco femoral, esto evitaría que hubiera contacto entre la prótesis femoral y el tejido periférico a la prótesis rotuliana.

Se obtuvieron valores promedio de todas las medidas descritas y como resultado, las dimensiones de nuestro prototipo.

El perfil femoral fue aproximado a un arco de círculo de 37 mm. de diámetro (Figura III). El surco es simétrico y sus bordes de la misma longitud. Reem-



PLANO PROTESIS PATELOFEMORAL

Figura III

plaza al original en toda su longitud, desde la porción más proximal hasta el ligamento cruzado anterior. Los vástagos de anclaje son de forma ovalada y en su parte media se hacen más estrechos de manera que se facilite su retención. Están destinados a soportar dos vectores principales; un fuerte vector de compresión (R.A.P.F.) y uno de cisallamiento (vector de valgo), de menor magnitud. Para mejorar el anclaje se agregaron dos orificios en la base de la prótesis que habrían de llenarse de cemento en el momento del implante.

La rótula tiene forma de botón, similar a las usadas actualmente en algunas prótesis para reem-

plazo total de la rodilla. Su diámetro era de 1/10 cm. menor que el del surco. Su forma circular permite implantarla sin necesidad de orientar las carillas articulares. El anclaje se realiza por medio de un vástago central con un anillo retenedor de cemento. La longitud del vástago la definió el espesor de la matriz ósea rotuliana. Ambos componentes se cementarían usando metacrilato de metilo con la técnica convencional.

La construcción fue contratada con un taller local. Se usaron acero 316 L y politetrafluoroetileno. Todas las rótulas se construyeron en este último material. Dos componentes femorales se construyeron en acero y los restantes en teflón. Teóricamente el coeficiente de fricción en ambas circunstancias es igual (0.044), y técnicamente el maquinado del teflón es más fácil.

Para facilitar la implantación de las prótesis, se construyeron plantillas de centraje en acero para cada componente. Estas demarcan con claridad el lugar exacto donde ha de crearse el lecho para el anclaje de los vástagos femoral y rotuliano.

Los procedimientos quirúrgicos se realizaron en condiciones de asepsia según las técnicas estandarizadas en el Servicio. Se usó profilaxis antibiótica con Cefalexina a 60 mg./kg. durante 72 hrs. En todos los casos se empleó un abordaje parapatelar interno. Los cortes óseos se practicaron con una pieza de mano de velocidad variable refrigerada. En el post-operatorio, la extremidad se protegió con un vendaje elástico, el cual se retiró a las 24 horas. La actividad física se restringió por tres semanas.

En el período comprendido entre diciembre de 1985 y marzo de 1986 se operaron las extremidades posteriores izquierdas de cuatro perros. Dos de ellos con prótesis de acero 316L/teflón y los otros con prótesis de teflón/teflón. Fueron seguidos por los autores con intervalos máximos entre controles de 15 días.

## RESULTADOS

En el post-operatorio inmediato todos los perros suspendieron el apoyo del miembro operado por un tiempo máximo de 72 horas. Al cabo de 15 días todos realizaban apoyo completo y marcha sin cojera. El tiempo de seguimiento fue de 1.4 a 1.7 años con un promedio de 1.5 años. El comportamiento de los perros fue uniforme durante el proceso.

## EVALUACION PASIVA

El arco de movimiento final en todos los casos fue de 5° a 180°; esto representa un 100% del arco total. No presentaban dolor durante este movimiento.

Durante el primer mes post-operatorio, todos los perros mostraron atrofia del muslo (osciló entre 0.5 cmt. y 1.0 cmt.). Espontáneamente recuperaron el volumen muscular hasta que en el momento del corte el perímetro era idéntico al contralateral.

#### **EVALUACION ACTIVA**

Al final de la segunda semana, eran capaces de sostener todo el peso del hemicuerpo posterior. La marcha clínicamente era rítmica e ininterrumpida. Nunca se presentó apoyo alternante o cojera.

#### **EVALUACION MACROSCOPICA**

La sinovial se encontró aumentada de volumen y de coloración rojiza. No encontramos cambios en las rodillas contralaterales.

El cartílago articular se encontró opaco; sin embargo no presentaba erosiones ni dejaba expuesto el hueso subcondral.

En el componente rotuliano encontramos tres patrones de falla; desgaste total del botón, desgaste parcial y ruptura de la unión vástago-botón. En todos era evidente que había sufrido un proceso de desgaste acelerado antes de que el material fallara. En ninguno encontramos evidencia de aflojamiento del vástago. No existía formación de nuevo tejido en la superficie expuesta de hueso subcondral rotuliano. Las rótulas, principal y accesoria, habían tomado la forma exacta del surco femoral reemplazado.

Los componentes femorales metálicos no mostraban el más mínimo signo de desgaste. El acabado "a espejo" permanecía idéntico. Dos rodillas mostraron formación de osteofitos alrededor del componente femoral. Ambos presentaban uno sobre la entrada del surco en su parte superior, remedando una prolongación anatómica que la prótesis no tiene. La relación cartílago-prótesis en la entrada superior del surco y en la región intercondílea era adecuada y no mostraba cambios degenerativos macroscópicamente.

El anclaje del componente era ideal y no se evidenciaron aflojamientos o zonas de reabsorción ósea.

#### **EVALUACION MICROSCOPICA**

La sinovial mostró una gran hipertrofia de sus vellosidades, con abundante infiltrado monocítico en su estroma. Había incluido partículas de desgaste de teflón las cuales se encontraban rodeadas de células tipo cuerpo extraño. El aspecto del cartílago hialino, fibrocartílago y estructuras tendinosas y ligamentarias era normal (Figura IV).

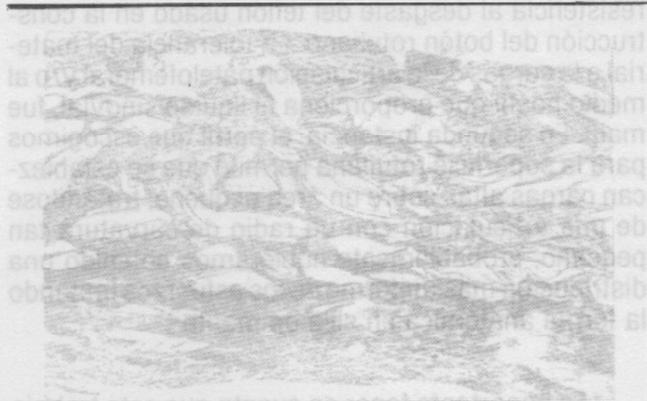


Figura IV Hematoxilina Eosina (10x)

#### **DISCUSION**

El resultado clínico observado después del implante es excelente. Se encontró una rápida recuperación de la función articular sin ningún tipo de rehabilitación. Inicialmente se presentó pérdida del volumen muscular del muslo que se recuperó espontáneamente. Los animales presentaban un arco de movilidad completo e indoloro. Durante el seguimiento no presentaron cojera y mostraron versatilidad durante la marcha incluyendo pruebas de máximo rendimiento como el salto. Esos hallazgos contrastan con los encontrados en las revisiones quirúrgicas; sinovitis severas, desgaste total del componente rotuliano llegando hasta la ruptura por fatiga de una prótesis y cambios degenerativos de la rodilla.

Existe un contraste definido entre los excelentes resultados clínicos y el aspecto macro y microscópico de las rodillas. Probablemente el seguimiento al que se sometieron los animales es demasiado corto y si se hubiera prolongado estos se hubieran tornado sintomáticos.

Recientemente, Galbraith, Meller, Manely et. al., publicaron un estudio sobre la marcha en perros después de reconstrucción del ligamento cruzado anterior<sup>4</sup>. En su estudio utilizan una plataforma con baroreceptores para el análisis individual de la carga de las cuatro extremidades. Demuestran cómo un perro puede descargar tanto como el 50% de su peso corporal sin que sea clínicamente detectable. De esta manera, los modelos animales cuadrúpedos sólo tendrían validez en este tipo de estudios, si se operan en forma bilateral. En nuestros perros, los patrones de actividad bípeda y aquellos que requieren apoyo completo en una extremidad no se encontraron alterados.

Existieron dos causales de falla durante la evolución de la experiencia. El primero de ellos es la

resistencia al desgaste del teflón usado en la construcción del botón rotuliano. La tolerancia del material a las cargas de la articulación patelofemoral y/o al medio hostil que proporciona el líquido sinovial, fue mala. En segunda instancia, el perfil que escogimos para la superficie rotuliana permite que se establezcan cargas altas sobre un área pequeña; tratándose de una articulación con un radio de curvatura tan pequeño, probablemente hubiéramos obtenido una distribución más uniforme de los esfuerzos imitando la forma anatómica en silla de montar.

Es importante tener en cuenta que este trabajo en ningún momento pretendía experimentar nuevos materiales para el diseño de prótesis. La idea central era la de investigar nuevos perfiles y sistemas de anclaje en una articulación que no ha sido reemplazada en forma eficiente. El perfil femoral demostró ser adecuado al igual que el sistema de anclaje. No se observaron aflojamientos clínicos o radiológicamente. Además, el cartílago en contacto con la prótesis se encontró en buen estado. Los cambios sinoviales obedecen claramente a la alta tasa de desgaste del teflón; el cartílago hialino no mostró inclusión de partículas ni cambios en su espesor o morfología histológica.

#### CONCLUSIONES

La articulación patelofemoral es susceptible de ser reemplazada por un perfil similar al anatómico utili-

zando materiales adecuados para el diseño de la prótesis.

Creemos que el modelo canino es adecuado para el estudio de esta articulación y que deben operarse en forma bilateral para aumentar la confiabilidad de los estudios realizados en ella.

#### PROYECCION

Es nuestro deseo continuar el proceso de diseño de esta prótesis; la meta final es, desde luego, su implante en humanos. Será necesario repetir el modelo experimental con materiales diferentes para demostrar que no se producen cambios degenerativos globales cuando se reemplaza una articulación parcialmente.

#### SUMMARY

An efficient patellofemoral prosthesis is not available nowadays. Severe lesions of the patella or femoral groove could lead to early degenerative arthritis of the knee. The extensor mechanism is severely impaired by patellectomy and therefore, this method does not represent an adequate alternative. We present our experience, acquired during the process of designing and implanting a patellofemoral prosthesis in a canine model. Four dogs were operated on with a mean follow up of 1.5 years.

**KEY WORDS:** Total replacement, patellofemoral, experimental canine model.

#### BIBLIOGRAFIA

1. KAUFER, H.: Patellar biomechanics. *Clinical Orthopaedics*. 144, 51-54, october 1979.
2. PICKETT, J.: Patellofemoral disorders. *Clinical Orthopaedics*, 144: 2-3, october 1979.
3. McKEEVER, D.: Patellar prosthesis. *J.B.J.S.*, 37-A, Nº 5, october 1955.
4. GALBRAITH, G. et. al.: Effects of A.C.L. reconstruction on canine locomotion, 33rd. annual ORS San Francisco, California, january 1987.
5. AGLIETTI, P., INSALL, J., WALKER, P.: A new patellar prosthesis. *Clinical Orthopaedics*. 107: 175, 1975.
6. BIGIO, D.: Análisis biomecánico del desgaste y desórdenes de la articulación patelo-femoral y sus posibles soluciones. Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes, Enero de 1986.
7. BLAZINA, M., FOX, J., DEL PIZZO, W., BROUKHIM, B., IVEY, F.: Patellofemoral replacement. *Clinical Orthopaedics*, 114:98-102, october 1979.
8. CAMERON, H., CAMERON, G.: The patellar meniscus in total knee replacement. *Orthopaedic Review*, vol. 16, Nº 3, march 1987.
9. CAMERON, H.: Habitual patellar subluxation. *Orthopaedic Review*, vol. 14, Nº 1, january 1985.
10. INSALL, J.: Resurfacing of the patella. *Journal of Bone and Joint surgery*. 62-A: 933, 1980.
11. HUNGERFORD, D., BARRY, M.: Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical Orthopaedics*. 144: 9-15, october, 1979.
12. HUNGERFORD, D., KRACKOW, K., KENNA, R.: Clinical experience with the PCA prosthesis with and without cement. *Total Knee Arthroplasty*, William and Wilkins, London 1980.
13. WALKER, P., BULLOGH, P.: The effects of friction and wear in artificial joints. *Orthopaedic Clinics of North America*, vol. 4 Nº 2, april 1973.
14. WORRELL, R.: A comparison of patellectomy with prosthetic replacement of the patella. *Clinical orthopaedics*. 111: 284-289, september 1975.
15. WORRELL, R.: Prosthetic resurfacing of the patella. *Clinical Orthopaedics*. 144: 91-97, october 1979.
16. WORRELL, R.: Resurfacing of the patella in young patients. *Orthopaedic Clinics of North America*, vol. 17, Nº 2, april, 1986.