

RESIDENCIA SANITARIA DE LA SEGURIDAD SOCIAL DE AVILÉS  
SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA

## **La artroplastia total como tratamiento de las afecciones de la rodilla**

D. H. VAQUERO, J. PAZ y A. RUBIO

### RESUMEN

La artroplastia de total sustitución de la rodilla es una intervención quirúrgica que aún plantea problemas en cuanto a sus resultados en conjunto y particularmente indicada para aquellas afecciones de la rodilla que ya no pueden beneficiarse de otras intervenciones quirúrgicas más conservadoras.

Los modelos de prótesis totales de rodilla son actualmente numerosos apareciendo continuamente nuevos diseños, pero en síntesis responden globalmente a dos conceptos diferentes en su concepción: las prótesis en bisagra que llevan consigo grandes resecciones óseas y las prótesis de recubrimiento que exigen un menor sacrificio óseo. Ambos tipos se han comparado en este trabajo tomando como modelo de artroplastia de bisagra la de Shiers y como prótesis de recubrimiento la de Coventry. De cada tipo se intervinieron 15 pacientes, cuyos resultados se analizan pasado un período mínimo de 36 meses.

En la experiencia de los autores se recoge que las artroplastias de recubrimiento requieren un mayor tiempo en la realización del acto quirúrgico que las de bisagra, que el dolor mejora en ambos grupos de forma similar, que la artroplastia de recubrimiento ofrece mejores resultados en cuanto a la movilidad y a la deambulación y que la artroplastia de bisagra produce más complicaciones y más graves, así como son más frecuentes las reoperaciones; sin embargo, el cirujano debe disponer de los dos tipos de prótesis para poder elegir una u otra según la edad, afección de la rodilla y colaboración del paciente.

Al trabajo acompañan una revisión histórica de la artroplastia de rodilla, la descripción de los tipos de las mismas más conocidos y las complicaciones más frecuentemente descritas en la experiencia de otros autores y en la propia.

Descriptores: Artroplastia total de rodilla. Artroplastia. Artrosis de rodilla: Tratamiento artroplástico.

### SUMMARY

The total knee arthroplasty still brings problems in its final results.

There are many prosthesis models for improving the results which require the least bone resection possible. In conclusion, there are two types of prosthesis: the hinge prosthesis and the sliding prosthesis. The authors compare them, after a six month follow-up, finding the comparative results between 15 cases operated with the hinge prosthesis (Shier's model) and other 15 cases operating with the sliding prosthesis (Coventry's model). The conclusions are that the sliding prosthesis requires a longer surgical time. Concerning the pain, the results are very similar in both types. The hinge type gives a higher number and more severe complications; however, the surgeon should have both types available in order to chose the most suitable in each case, accordingly to the patient's age, the pathological disorder of the knee and the patient's cooperation.

An historical review of the arthroplasty of the knee, the description of the most usual prosthesis and the frequent complications are collected following the general experience and that of the authors.

Key words: Total knee arthroplasty. Osteoarthritis of the knee. Arthroplasty. Arthroplasty: Models and complications.

El tratamiento quirúrgico de la rodilla enferma ha seguido una evolución similar a las terapéuticas recomendadas en otras articulaciones. Cuando la lesión es severa y la congruencia articular está comprometida, ninguna medida quirúrgica conservadora va a producir una mejoría clínica del cuadro doloroso aunque consigamos una realineación axial de la articulación. En el presente trabajo vamos a ceñirnos a comentar el único tratamiento salvador de la movilidad articular en rodillas gravemente lesionadas y que en nuestros días puede indicarse. No vamos a entrar, pues en otras terapéuticas quirúrgicas que pueden beneficiar la rodilla enferma ni a discutir en qué casos está indicado uno u otro tipo de tratamiento. Centramos el tema en las Artroplastias Totales de Rodilla (A.T.R.) realizadas con material inorgánico y hacia ellas va dirigido nuestro estudio.

Los implantes totales de rodilla han intentado seguir el triunfal camino que les abrieron las artroplastias de cadera y los diferentes modelos que han ido apareciendo y que estudiaremos después, han querido ofrecer resultados similares clínicamente a los hallados en la cirugía de la cadera, manteniendo la mayor semejanza posible con la rodilla humana y su funcionalidad.

### Introducción

La rodilla humana y su biomecánica, aún problemática, puede alterarse en diferentes procesos obligando al cirujano ortopédico a plantearse una solución quirúrgica resolutive.

Son variadas las causas que nos obligarán a aceptar esta solución pero generalmente son responsables los procesos artrósicos degenerativos, la artritis reumatoide, condrocalcinosis, y en menor frecuencia otros procesos reumáticos como espondilitis anquilopoyética, artropatía psoriásica e

incluso secuelas post-traumáticas con afectación articular o artropatías neuropáticas.

La gonoartrosis es una enfermedad frecuente en nuestro medio y no es éste el momento de recordar la sintomatología, hallazgos exploratorios o radiográficos (20) ampliamente estudiados en los textos reumatológicos u ortopédicos. El tratamiento de la afectación artrósica de la rodilla es igualmente relatado en abundantes trabajos, algunos nacionales, y de indudable seriedad. Históricamente esta terapéutica que ahora ceñimos al aspecto quirúrgico ha venido condicionada por los conocimientos sobre la etiopatogenia del proceso, por los adelantos técnicos quirúrgicos, por la profilaxis antibiótica y por la biomecánica de los materiales de implante, su histocompatibilidad y su perdurabilidad intraarticular.

En 1941 MAGNUSON (citado por FDEZ. SABATÉ) (21) indica la limpieza articular o «toilette» que hoy lleva su nombre. PRIDIE en 1959 (21) recomienda la realización de perforaciones en cartílago articular lesionado. Posteriormente MERLE D'AUBIGNE en 1961 (21) inicia la vía de las osteotomías tibiales de realineación que ya antes habían sido indicados por STEINDLER en 1940 sin mucho éxito (54) y desde luego sin gozar de gran popularización. Fue verdaderamente COVENTRY (15) el cirujano que sistematizó la osteotomía tibial y posteriormente diferentes cirujanos y escuelas añadieron modificaciones técnicas conociéndose hoy con sus respectivos nombres pero basados en los estudios referidos.

Actualmente la osteotomía tibial en sus diferentes técnicas, horizontal, arciforme, o condílea (49) es una intervención perfectamente sistematizada en nuestros quirófanos. La utilidad de la intervención, no sólo en cuanto a profilaxis de la artrosis secundaria a alteraciones del eje, sino como tratamiento en sí de la artrosis ya establecida, acaso por el efecto vascular añadido, está fuera de toda duda. Entre los autores nacio-

nales (10), (21), (49), (54), etc. encontramos estudios con series amplias y resultados concluyentes y al no ser objeto de este estudio, sólo insistiremos en sus elevados porcentajes de mejorías clínicas y en la conveniencia de añadir alguna modificación técnica (49) o actuaciones a nivel del eje rotuliano con objeto de evitar la hiperpresión patelar frecuente en la gonartrosis. Pero la osteotomía tibial tiene sus limitaciones como son los déficits de movilidad, laxitud cápsulo-ligamentosa, deformaciones severas del eje, mayores de 20°, grandes destrucciones articulares (54), etc. que obligan a seguir buscando otros tipos de soluciones quirúrgicas.

Entre los tipos de tratamientos cruentos recomendados además de los estudiados, la sinovectomía, patelectomía, pateloplastia, centrajes rotulianos, etc. han sido indicados con mayor o menor éxito, pero se puede decir conscientemente que no han ofrecido soluciones ventajosas en este capítulo. La artrodesis de rodilla es una intervención igualmente útil (67) aunque parezca extraño a los jóvenes cirujanos ortopédicos acostumbrados a realizar la fusión articular sólo ante fracasos de otras técnicas. Hoy día la artrodesis (70) debe indicarse ante infecciones articulares bien tuberculosas o de otra etiología y ante procesos sin otra posibilidad menos invalidante, pero pensando que es una intervención que ofrece resultados correctos en cuanto al dolor y evidentemente en cuanto a la estabilidad de la articulación. VAQUERO (70) no recomienda la artrodesis en procesos artrósicos por la frecuente bilateralidad de la enfermedad, pero en infecciones, secuelas de fracturas graves, artropatías neuropáticas, o tumores yuxtaarticulares, se muestra muy satisfecho de sus resultados.

Llegamos ya al capítulo de las artroplastias como tratamiento de la gonartria. Aunque ya comentaremos en el capítulo histórico el devenir de esta técnica y los diferentes modelos conocidos hasta hoy, creemos

obligado nombrar ahora a los primeros cirujanos que clínicamente intentaron esta solución. La interposición de fascia fue realizada por CAMPBELL y PUTTI; con dermis lo hizo BROWN y con nylon, POTTER (citados por GSCHWEND) (32). Más tarde AUFRANC y PLATT realizan una plastia con metal en el fémur y MAC INTOSH o MC KEEVER en tibia. Después y, ante los fracasos de estas técnicas, aparecen los modelos en charnela que, con algunas modificaciones, se siguen hoy indicando.

La disyuntiva osteotomía-artroplastia no está ni mucho menos resuelta en el tratamiento de la rodilla enferma, porque efectivamente ante una articulación gravemente alterada, con lesiones articulares severas, inestabilidad y modificaciones axiales la solución artroplástica de charnela no es cuestionada, pero ante lesiones menos llamativas y entre una osteotomía tibial y una artroplastia de recubrimiento, la elección no siempre es fácil. Autores como PALACIOS (49) se deciden siempre por la osteotomía, desaconsejando absolutamente las artroplastias de deslizamiento. Contrariamente FREEMAN (26) indica esta técnica asegurando que el número de fracasos es mucho más elevado en las Osteotomías (un 24 por 100) que en las artroplastias (un 8 por 100) prefiriendo en su experiencia y en términos generales la plastia ante una rodilla enferma.

Pasamos ahora al tratamiento quirúrgico de la rodilla reumatoidea. Aquí sí tiene un lugar y muy importante la sinovectomía. Es la técnica de elección en casos no muy evolucionados (32). Fue VOLKMAN en 1877 el primero que la realiza ante una infección tuberculosa (67) y para la artritis reumatoidea se indica correctamente. El desbridamiento, capsulotomía, osteotomías o artrodesis se efectúan menos frecuentemente y sólo las artroplastias por último, resuelven, aunque sea parcialmente (76) el dolor de los pacientes reumatoideos. Se utilizaron pri-

mero las prótesis parciales femorales ó tibiales (27) pero luego los implantes totales han prevalecido en este tipo de rodillas lesionadas. Sobre la indicación de los diferentes modelos artroplásticos en esta enfermedad la bibliografía no es concluyente. WATSON (76) contraindica absolutamente según su catastrófica experiencia los modelos de bisagra, concretamente el de SHIERS en las rodillas reumatoideas. Coincidiendo con esta apreciación ORDÓÑEZ (48) indica siempre los modelos de deslizamiento ante estos cuadros condenando los modelos de charnela. Pero no todas las opiniones son así. INSALL (39) en un estudio comparativo entre modelos de bisagra, bicondíleos, unicondíleos y de deslizamiento encuentra que estos últimos tipos ofrecen buenos resultados en cuadros artrósicos pero no en poliartritis crónica por lo que a su vez contraindica los modelos de deslizamiento en rodillas reumatoideas y SHIERS (64) asegura un 95 por 100 de buenos resultados en las rodillas tratadas con su técnica y afectas de estos cuadros.

Otras indicaciones de las artroplastias de rodilla son la afectación anquilopoyética u otro tipo de reumatismo, la artropatía neu-

ropática, alteraciones postraumáticas, tumores yuxtaarticulares, condrocalcinosis con afectación articular, osteocondritis disecante, etc. y en general cuando no exista otra posibilidad más «fisiológica» para el tratamiento de la rodilla enferma. En resumen diremos que, salvo estas indicaciones, poco frecuentes y aún no suficientemente estudiadas, sólo en la artrosis de rodilla y en la afectación de esta articulación por la artritis reumatoidea, gozamos hoy de estadísticas amplias que recomiendan las A.T.R.

En cuanto a la mínima edad permitida para implantar una A.T.R., los autores se muestran de acuerdo en no descender de los 50 años, aunque en alguna patología reumática específica, ARDEN (citado por GANDOLFI) (27) ha colocado artroplastias en rodilla de pacientes con 14 años. Las edades medias (48) se aproximan a los 64 años para los modelos de bisagra y a los 61 años para los de deslizamiento presentes en la serie de GANDOLFI (27) y las cifras límites de 14 y 86 referidas por ARDEN sólo como excepciones deben ser tomadas.

### Historia de las artroplastias de rodilla

Fue GLUCK en 1890 (45) el primer autor que diseña un modelo de prótesis de rodilla fabricado esta primera vez en marfil. Como en otros modelos artroplásticos, diferentes cirujanos (55) han intentado la interposición de piel, fascia lata, grasa, etc. entre las superficies articulares dentro de los materiales orgánicos y nylon (71), productos metálicos diversos, polietilenos, etc. entre los inorgánicos. VERNEUIL (67) ya en 1860 interpuso una membrana para evitar la formación de adherencias en una rodilla pero prácticamente todas las técnicas que se utilizaron mediante la colocación de sustancias orgánicas han sido desechadas en la actualidad y sólo los modelos de metal o polietileno se implantan en estos días.

WALLDIUS (65), (74), en 1951 inicia este camino aún muy lejos de llegar a buen fin, con el implante de un modelo metálico de bisagra implantado intramedularmente.

SHIERS (62) en 1954, publica sus primeros casos intervenidos con una artroplastia diseñada

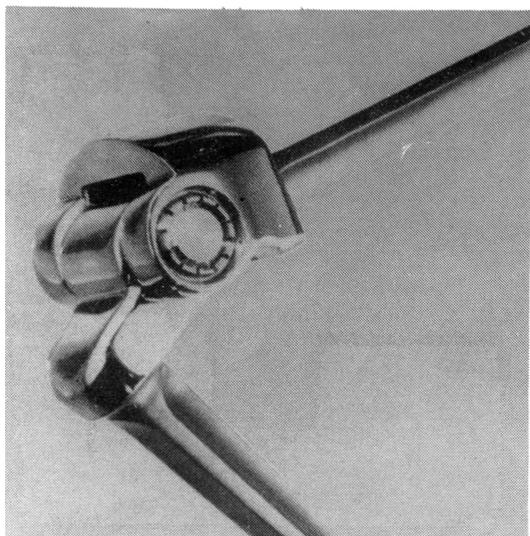


FIG. 1.— Artroplastia total de SHIERS.

por este autor, también metálica (fig. 1) y muy parecida a la realizada por WALLDIUS.

Antes de la aparición de estos modelos totales de recambio óseo, habían sido presentados diferentes tipos de prótesis femorales (72) como los de CAMPBELL, SMITH-PETERSEN, DELITALIA, JONES, PLATT, que aparecieron entre los años 1940 y 1955; igualmente BURMAN, MAC INTOSH y SBARBARO por aquellas fechas y más posteriormente en 1964 TOWNLEY (citados por WAGNER) (72) o SWANSON idearon modelos para ajustar a la extremidad proximal de la tibia alterada. Los tipos de prótesis con recubrimiento femoral no han tenido aceptación entre los cirujanos, aunque algún autor como SBARBARO (56), (57) presentan 150 casos de pacientes con implantes de moldes condíleos en fémur que fueron revisados con una antigüedad media de 18 meses y máxima de 8 años. El modelo denominado M.G.H. (Massachusetts General Hospital) (27) también ha sido recomendado pero la movilización de la prótesis, subluxación, inestabilidad, y persistencia de deformidades, han hecho como decíamos, olvidar estos modelos en la práctica clínica. En cuanto a los modelos tibiales, las estadísticas de resultados se han mostrado más beneficiosas, pero puede decirse que tan sólo, y con carácter excepcional, en formas de comienzo de artritis reumatoidea localizadas en la superficie tibial, puede actualmente implantarse aquellos tipos artroplásticos (27). Como casi siempre en este tipo de intervenciones, existe algún autor que asegura excelentes resultados con algún modelo y hablando de este tipo de artroplastia sólo tibial, conocemos el trabajo de RANAWAT (51) que estudió 50 rodillas con platillos de MAC INTOSH revisados con un tiempo medio de 2-3 años y apreció un 84 por 100 de mejoría clínica.

JUDET en 1947 diseña una artroplastia de bisagra, continuando MERLE D'AUBIGNE en 1953, SEDDON y HEINZE en 1955 al presentar otros modelos que no tuvieron clínicamente trascendencia y sólo a título histórico pueden citarse (72).

Aparecen como decíamos los modelos ya reseñados de WALLDIUS y SHIERS y después la investigación sobre nuevos modelos se diversifica. Unos cirujanos continúan esta concepción en bisagra de las prótesis de rodilla y YOUNG, LIONE, LAGRANGE-LETOURNEL, STANMORE diseñan nuevos modelos así como un grupo de estudio francés que publica sus resultados utilizando un modelo que denominan G.U.E.P.A.R. (Groupe d'utilisation et des études des Protheses Articulaires) (fig.2). Se suceden posteriormente los tipos de SHEEHAN en 1971 (61), EFTEKHAR

(18), etc. De ellos algunos mantienen el contacto metal-metal o bien ofrecen el metal-polietileno como se muestra en el Cuadro I. Algunos precisan cementación en sus componentes y otros como YOUNG o el mismo WALLDIUS indican

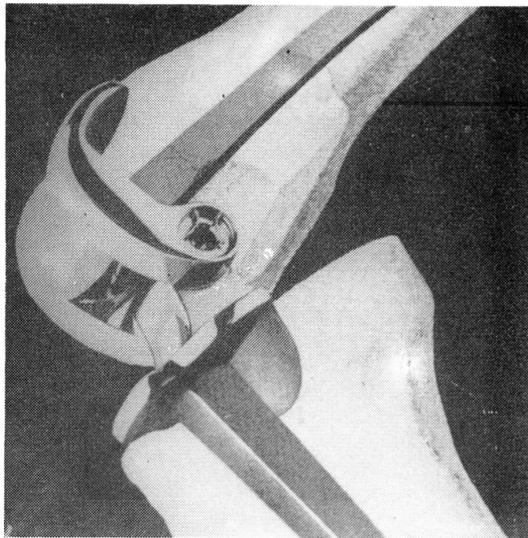


FIG. 2.— Artroplastia total GUEPAR.

modelos sin esta fijación por temor a alteraciones biológicas (toxicidad), mecánicas (osteolisis) o simplemente dificultades para la extracción en casos de recambio necesario. La disyuntiva cementación-no cementación común a todos los implantes articulares no está resuelta. En personas mayores con esperanzas de supervivencia limitada, el anclaje con cemento es aceptado mayoritariamente (36), pero recientes estudios experimentales realizados por GOMAR SANCHO (30) muestran cómo los componentes tibiales metálicos sin cementación obtienen una sujeción satisfactoria.

Otro grupo de cirujanos inicia por aquella década de los años 60, cuando decíamos que se abrían varias vías de investigación, el implante y diseño de modelos unicondilares que suponen un avance importante en la evolución histórica de las A.T.R. (fig. 3). Estos tipos evitan el efecto de bisagra y reemplazan la superficie articular de un cóndilo femoral y meseta tibial en casos de afectación unicondílea de la rodilla. De estos tipos se conocen los creados por SAVASTANO, PLATT, MAC INTOSH, SBARBARO, MARMOR, RICHARDS, etc., siguiendo todos a GUNSTON (11) que en 1968 había publicado sus primeros casos con estos modelos generalmente fabricados en metal el componente femoral y en polietileno el de tibia.

La experiencia clínica con estos implantes (12) unicondilaes es abundante. SBARBARO (56) ha utilizado su modelo durante 10 años implantándolo a 500 enfermos y encontrando una mejoría global del 72 por 100. SAVASTANO (55) presenta

100 casos con un resultado excelente en el 40 por 100 y bueno en un 50 por 100 recomendando el modelo diseñado por el autor en afectaciones unicondilaes de la rodilla. CARRILLO (11), entre los autores nacionales encuentra 10 resultados bue-

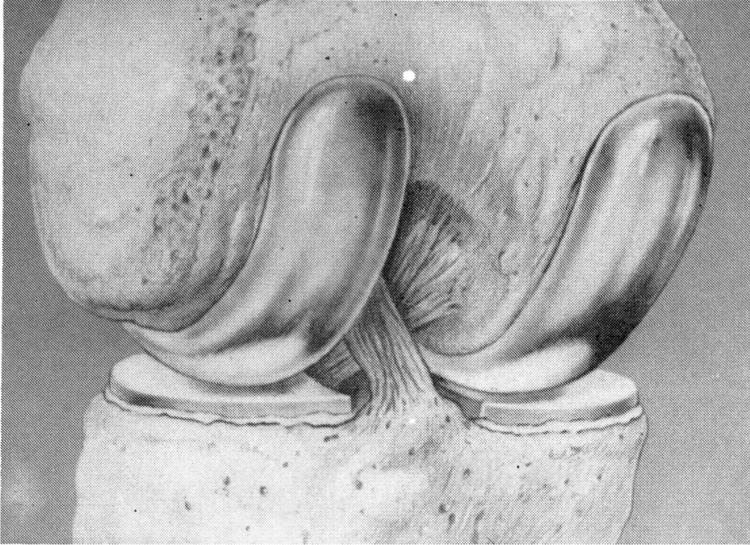


FIG. 3.— Artroplastia modular total de RICHARDS.

nos y 4 aceptables en 17 pacientes revisados. Igualmente JORDA (42) en 1975 encuentra utilidad a estas prótesis siempre siguiendo la condición de enfermedad unicondila, sin existencia de varismo o valgismo, sin lesiones ligamentosas, anquilosis preoperatoria o rótula inmóvil, condiciones comunes también para GANDOLFI (27). MARMOR (46) utiliza un modelo creado por él mismo y en una revisión de 56 pacientes a los 4 años del implante encuentra 43 con evoluciones buenas o muy buenas.

No obstante otros trabajos realizados con gran seriedad científica (39) y efectuando estudios comparativos entre modelos diferentes, no se muestran tan optimistas en cuanto a las evoluciones de estos tipos unicompartimentales, sobre todo a largo plazo. Así INSALL (39) revisa 29 prótesis unicondilaes entre los 2 y 3 años y medio de su implante desaconsejando la utilización de estos modelos y asegurando que se produce un agravamiento del cartílago articular del cóndilo sano prefiriendo en los casos de afectación unicondila, la osteotomía tibial realineadora o la artroplastia bicondila que luego comentaremos. El mismo INSALL (41) en 1980 estudia 22 prótesis unicondilaes estudiadas entre los 5 y 7 años de la operación, de las que sólo ofrecen 8 resultados buenos;

este autor encuentra que en períodos cortos de evolución, las revisiones son satisfactorias pero a la larga el resultado es pobre, necesitando un 28 por 100 de enfermos una reoperación para implantes de prótesis bicondilaes. En trabajos experimentales recientes (75) los modelos compartimentales de tibia son los de más fácil movilización como ha demostrado WALKER (75) realizando estudios comparativos con varios modelos protésicos.

Otro camino que toman las corrientes de investigación de prótesis de rodilla se orienta hacia el recubrimiento del cartílago articular bicondilarmente, en fémur y en tibia. Se inicia así el implante de prótesis bicondilaes o de recubrimiento que respetan ligamentos cruzados y laterales y que evitan las serias resecciones óseas de los modelos en bisagra. Aparecen muchos tipos que siguen esta concepción y hoy se utilizan los modelos de COVENTRY (fig. 4), policéntricas (fig. 5), ST. GEORG, LOTUS, MANCHESTER, R.M.C., todos ellos con componente metálico en fémur y de polietileno en tibia. Para la sujeción de la artroplastia usan el cemento óseo, excepto algún modelo aislado como el diseñado por RING (fig. 6). Los trabajos sobre estos tipos se han sucedido últimamente. El modelo L.A.I. diseñado por

CHARNLEY ha sido estudiado por SCARAMUZZA (58) que hace referencia a un trabajo de JOHN MURPHY de Wrigthinton sobre 400 enfermos intervenidos.

Los modelos policéntricos con 4 componentes, dos tibiales y dos femorales (fig. 5), cuentan con muchos adeptos y los resultados referenciados ciertamente son satisfactorios (11) como los presentados por SKOLNICK (68) que encuentra un 85 por 100 de disminución de dolor en 500 prótesis revisadas en la Mayo Clinic.

COVENTRY (16) diseña otro tipo de modelo bicondíleo cementado que goza también de la confianza de muchos cirujanos y que luego comentaremos.

BASTIANI (7) presenta en 1977 su experiencia con 21 casos de prótesis U.C.I. (University of California Irvine) encontrándose contento con sus resultados. Posteriormente en 1978, DUCHEYNE (17) con el mismo modelo presenta 100 artroplastias de rodilla de las que 7 sufrieron reoperaciones por movilidad o deformidad del componente tibial. Autores españoles como ORDÓÑEZ (48) se muestran partidarios de estos tipos, que contrariamente a los expuestos, constan de un componente femoral fabricado en polietileno y uno femoral metálico.

Otros modelos de A.T.R. son los denominados semiestables o totales condilares que recubren la superficie articular femoral y tibial sin respetar los ligamentos cruzados. Entre estos modelos el I.C.L.H. (Imperial College of London Hospital) diseñado por FREEMAN (26) es el más conocido. Fue introducido en 1970 y ha sufrido varias modificaciones hasta el implante actual. Este autor (26) se muestra defensor de las A.T.R. en términos generales que, según su experiencia, producen un 8 por 100 de reintervenciones muy inferior al 24 por 100 necesario en osteotomías tibiales. Autores españoles como POAL (50) encuentran un 90 por 100 de resultados aceptables a los 3 años implantando el modelo referido I.C.L.H. INSALL (40), utilizando también un modelo semiestable halla un 90 por 100 de resultados buenos o excelentes en 222 enfermos revisados a los 5 años del implante. GIBBS (28) encuentra un 80 por 100 de éxitos en 68 A.T.R. de FREEMAN revisadas entre 1972 y 1975 obteniendo mejores resultados que con otros modelos. CARRILLO (11) presenta 24 casos con evoluciones muy satisfactorias y superiores a los modelos de charnela, unicondíleos o policéntricos que también ha implantado, hallazgos muy similares a los publicados por FREEMAN (24) en estudios multicéntricos. No es una prótesis exenta de problemas, según pudiera parecer y así el mismo FREEMAN (25)

tuvo dificultades en cuanto a la movilidad del componente tibial, alteraciones en la alineación, dolor patelar, etc. haciendo preciso una modificación técnica propia; este autor últimamente mencionado encontró un 12'5 por 100 de movilidad del componente tibial y hasta un 42 por 100 de molestias patelares. Con el modelo reformado encuentra un 90 por 100 de pacientes sin dolor a

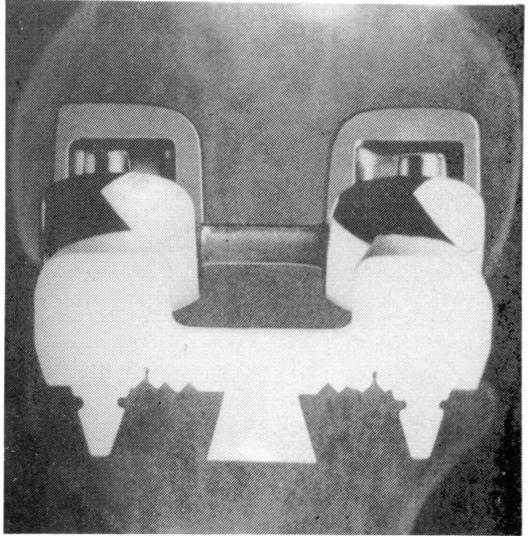


FIG. 4.— Artroplastia total de COVENTRY.

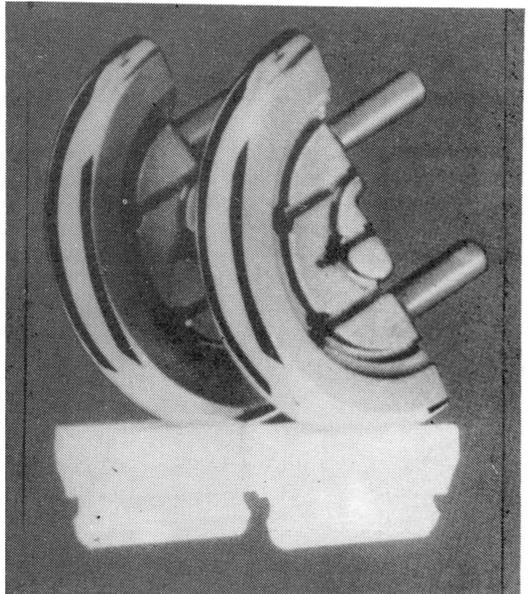


FIG. 5.— Artroplastia total policéntrica.

los 6 meses del implante, evolución verdaderamente escasa para valorar unos resultados valora- bles.

Igualmente GOLDBERG (31) estudia 70 A.T.R. de FREEMAN, encontrando un 28'5 por 100 de necesarias reoperaciones debido a inestabi- lidades articulares, alteraciones en la inserción de los componentes, movilizaciones del componente tibial, anomalías patelo-femorales, o lesiones por desecho de cemento. FREEMAN ha continuado investigando sobre su modelo, añadiendo un ins- trumental específico como un tensor de los liga- mentos laterales y desde luego reconozcamos que es una técnica muy estudiada que aporta un modelo muy bien estudiado y sucesivamente per- feccionado. A estas ventajas añadiremos los resul- tados encontrados en un estudio comparativo rea- lizado en cadáveres (6) según el cual no ofrece ventajas la conservación de los ligamentos cru- zados para la estabilidad futura de la rodilla artro- plástica, conservación que parece obligada para los cirujanos que implantan otros modelos como los geométricos o policéntricos.

Los modelos de charnela, que habíamos dejado con el tipo SHIERS, han continuado evolu-

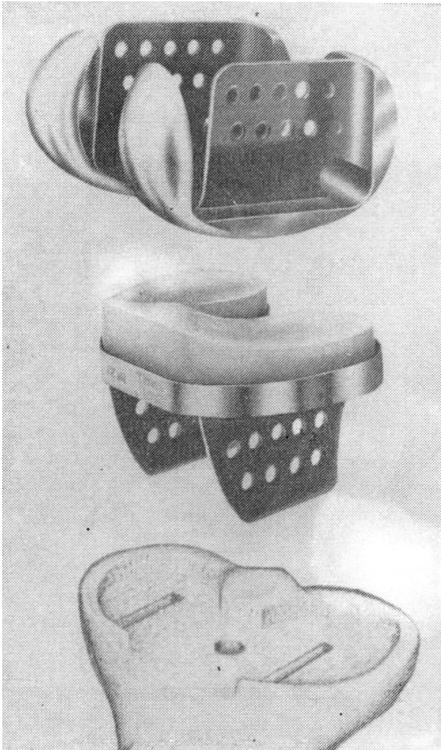


FIG. 6.- Artroplastia total de RING.

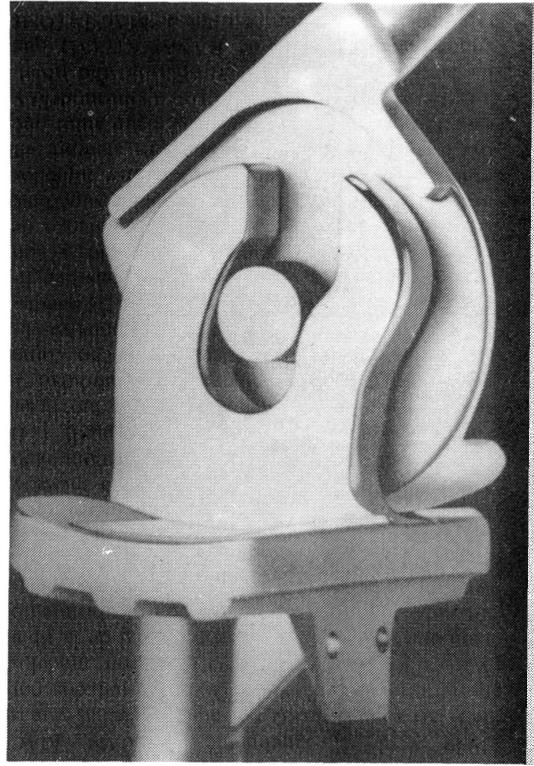


FIG. 7.- Artroplastia total G.S.B.

cionando. Así apareció el modelo G.S.B. (GSCHWEND, SCHEIER, BAHLER) (34), (fig. 7) de contacto metal-polietileno, el modelo de STAN- MORE (44), el de SHEEHAN (60) con balón inter- condileo y componente femoral derecho e izquierdo, el de MURPHY (47), etc., así como modificaciones a la primitiva de WALLDIUS o GUEPAR ya comentadas. Tanto estos modelos de GUEPAR (fig. 2) (5), (73) como el de WALLDIUS (2), (44), (74), SHEEHAN (60), (61), SHIERS (63), (64), ST. GEORG (48) u otras parecidas cuentan con estadísticas serias y amplias, y en los casos indicados como veremos después, ofrecen resulta- dos satisfactorios. El contacto metal-metal ya ade- lantamos que se está abandonando (13) y la bús- queda de un modelo menos mutilante ocupa la labor de numerosos investigadores.

La última innovación a estos modelos en bis- agra ha sido el tipo esférico. Los tipos de charnela impiden la rotación fisiológica de la rodilla ocasionando dificultades técnicas en las evoluciones de los implantes con movilizaciones de los componentes intramedulares. ATTENBO- ROUGH (4) diseñó un modelo siguiendo estas concepciones (fig. 8), de contacto metal-polie-

Cuadro I

**Artroplastias de rodilla**

**A. Modelos de charnela**

**1. Clásicas:**

Nombre	Contacto
Shiers .....	Metal-Metal
Stanmore .....	Metal-Metal
St. Georg .....	Metal-Polietileno
Murray .....	Metal-Polietileno
Eftekhar .....	Metal-Polietileno
Walldius .....	Metal-Polietileno
Guepar .....	Metal-Polietileno
Denhan .....	Metal-Polietileno
Otros modelos: Young, Lione, Lagrange, Trillat, R.I.K.	

**2. Permitiendo rotación tibial:**

Nombre	Contacto
G.S.B. ....	Metal-Polietileno
Sheehan .....	Metal-Polietileno
Otros modelos: Herbert, Judet.	

**3. Esferocéntricas:**

Nombre	Contacto
Attenborough .....	Metal-Polietileno

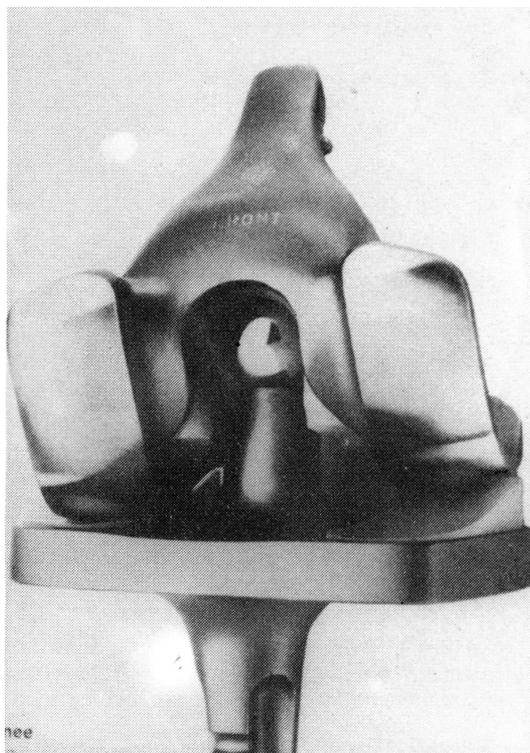


FIG. 8.— Artroplastia total esferocéntrica.

**B. Modelos unicondíleos**

Nombre	Contacto
Savastano .....	Metal-Polietileno
Insall .....	Metal-Polietileno
Platt .....	Metal-Polietileno
Mac Intosh .....	Metal-Polietileno
Otros modelos: Marmor, Sbarbaro, Lotus, Richards, Wide-Track.	

tileno, añadiendo una esfera en forma de tercer componente que hace la función de ligamentos cruzados y permite las rotaciones de la parte femoral y tibial. En extensión no es posible la rotación por el perfecto anclaje de este nuevo componente, pero en flexión permite una movilidad rotacional y lateral, acercándose a la fisiología mecánica de la rodilla humana. Este autor posee una serie de 107 enfermos con más de un año de evolución y con mínimas complicaciones. En 1978 (3) presenta ya 245 prótesis recomendándola en casos en que un modelo de recubrimiento

**C. Modelos de deslizamiento o recubrimiento**

**1. Respetando los ligamentos cruzados:**

Nombre	Contacto
Coventry .....	Metal-Polietileno
St. Georg .....	Metal-Polietileno
Lotus-Guepar .....	Metal-Polietileno
Manchester .....	Metal-Polietileno
Towley .....	Metal-Polietileno
Ring .....	Metal-Polietileno
R.M.C. ....	Metal-Polietileno

Policéntrica (Gunston, etc.) ..... Metal-Polietileno  
 Charnley-Lai ..... Polietileno-Metal  
 Otros modelos: Multiflex, Charing Cross, U.C.I., Walker, Anamestric, PCA.

**2. Sin respetar los ligamentos cruzados (semies-  
 tables, total condilar)**

Nombre	Contacto
Freeman-Iclh .....	Metal-Polietileno
Otros modelos: Codman.	

**D. Prótesis parciales****1. Femorales**

Nombre

Sbarbaro  
Campbell  
M.G.H.  
Otros modelos: Platt, Turner.

**2. Tibiales**

Nombre

Mc. Keever  
Mac Intosh  
Otros modelos: Watt, Burman, Towley, Buccholz.

**3. Patelares**

Nombre

Mc. Keever  
Otros modelos: Link, Cintor.

condilar no es posible. CONVERY (14) revisa 36 rodillas y ofrece un 70 por 100 de mejoras en cuanto al dolor con un modelo esferocéntrico; en

11 casos fracasó por movilización de los componentes o fracturas supracondíleas, animándole a modificar el modelo original en cuanto a la longitud y orientación del componente femoral que lo alarga y reorienta en valgo y en rotación posterior.

Por último existen artroplastias para la rótula que implantadas en la cara articular se indican en alteraciones fémoro-rotulianas. Estos modelos de implantación solitaria como los tipos de LINK o MAC KEEVER o añadidos a A.T.R. se salen de nuestro estudio y no los revisamos en este trabajo.

En fin, si consideramos que existen unos 300 modelos de A.T.R. (61) comprenderemos que aún no está solucionado el implante articular total de rodilla. Nuevos modelos y a ritmo casi vertiginoso, aparecen en la información comercial. Es preciso estudios serios y estadísticas amplias para incorporarlos al arsenal quirúrgico habitual, pues al igual que nacen, mueren en el olvido de los cirujanos y sólo series de los propios diseñadores, ofreciendo generalmente resultados muy prometedores son publicadas. Nosotros hemos seleccionado los modelos más estudiados en la bibliografía que hemos ordenado según el tipo de artroplastia en el Cuadro I y que puede orientar sobre el complejo estudio de estas técnicas.

## Modelos de artroplastias totales de rodilla de utilización más común

### Tipos en charnela

**Modelo G.S.B.**

Este modelo ha sido diseñado por N. GSCHWEND, H. SCHEIER y A. BAHLER en 1972 (33) que dieron nombre uniendo las primeras letras de sus respectivos apellidos a esta prótesis de rodilla (fig. 7). Consta de dos partes, una de implantación intramedular en tibia y otra en fémur. Según los diseñadores une las ventajas de la prótesis clásica en bisagra y de las condíleas, al permitir una rotación mínima asociada a la flexo-extensión. La resección ósea necesaria es mínima (1), no precisa la conservación de ligamentos y la superficie de rozamiento tibial está fabricada en polietileno. La movilidad es muy amplia, aunque clínicamente se consigue por término medio entre los 4° y

113°. La escasa resección ósea favorece la realización de una posible artrodesis en fracasos o infecciones.

Los diseñadores en 1979 (34) publicaron los resultados en 192 rodillas operadas, encontrando sólo 4 fracasos que precisaron artrodesis; la deambulacion es permitida a los 10 días y el apoyo completo a los 60 días del postoperatorio. No recomiendan patelectomía pero en 33 enfermos de los revisados, apareció dolor rotuliano que tuvieron que tratar haciendo recentraje de rótula, adelantamiento del tendón o hemipatelectomía. Los resultados han sido, para los diseñadores del modelo, muy satisfactorios y las complicaciones como decíamos, mínimas.

### Modelo STANMORE

Modelo de bisagra clásico, con vástagos intramedulares de contacto metal-metal. En 1972 fue modificado el implante original, modificación que es la únicamente implantada hoy. Existen diferentes componentes femorales para el lado derecho e izquierdo manteniendo el valgo fisiológico, característica técnica a la que damos indudable valor. El componente femoral (45) posee una aleta anterior para la rótula, pues la patelectomía no es recomendada. Se realiza resección de ligamentos laterales y obviamente de los cruzados; se implanta con cementación de los dos componentes.

LETTIN (45) en 1979 revisa 100 prótesis implantadas entre 1969 y 1976; aparecieron 3 infecciones que llevaron a la amputación en dos enfermos. La movilización de los componentes protésicos se encontró en 5 pacientes pero la mayor complicación en cuanto a número, aunque no en cuanto a gravedad, fueron los retrasos de cicatrización que sufrieron 29 enfermos. En 1978 (44) se publica una serie de 100 enfermos implantados con este modelo, encontrando un 94 por 100 de disminución de dolor y un 67 por 100 de aumento de movilidad. Estos últimos autores sólo registraron 3 casos de infección como complicaciones graves.

La A.T.R. de STANMORE permite una flexión de 120° y no es una artroplastia utilizada comúnmente en nuestro país.

### Modelo de SHEEHAN

Diseñada en 1971 es una bisagra clásica con componente tibial fabricado en polietileno y metal y con un «balón» intercondíleo que permite rotaciones en flexión (a 90°, rotación de 20°). El componente femoral, igualmente intramedular es metálico y diferente en cuanto al implante derecho o izquierdo. No recomienda SHEEHAN (61) la patelectomía pero sí la cementación y la conservación de los ligamentos laterales. Presenta este autor en 1979, 135 casos per-

sonales, pero asegura se han implantado hasta esa fecha 2.500 prótesis en otros centros. La indicación principal fue la afectación de rodilla en la artritis reumatoidea y las complicaciones que presenta son escasas, casi siempre relacionadas con la patela como en otros modelos ya estudiados. El mismo SHEEHAN (60) ya en 1978 había revisado 157 pacientes intervenidos entre los años 1971 y 1976 de los que 127 tuvieron como causa la poliartritis crónica; el tiempo medio de revisión fue de 5 años y 8 meses, bastante elevado en comparación con las series de otros modelos que suelen hacerse en períodos más cortos y por lo tanto poco demostrativas. Este cirujano deja para una segunda ocasión la patelectomía que nunca realiza de primera intención. La prótesis se fabrica en 4 tamaños dependiendo de la longitud del vástago femoral o tibial.

### Modelo de MURRAY

Prótesis de contacto metal-polietileno, de charnela con componentes intramedulares cortos y también cementados. Presenta el diseñador en 1978 (47) 80 casos encontrando dos infecciones y ninguna movilización en medias o cortas evoluciones.

### Modelo de EFTEKHAR

Diseñada por EFTEKHAR, en 1978 presenta 71 pacientes que llevan este implante (18) en charnela intramedular, a la que añade un tercer componente entre los dos metálicos, fabricado en polietileno. Las complicaciones que describe se centran también en los problemas rotulianos, además de algunos casos de fractura de la prótesis.

### Modelo de WALLDIUS

Como veíamos es un modelo muy antiguo y clásico en este tipo de intervenciones desde 1951 en que el autor comunica la utilización clínica de un modelo fabricado en resina acrílica (27). Los trabajos mostrando

sus resultados son numerosos, algunos realizando estudios comparativos con otros modelos parecidos (65) y las evoluciones conseguidas ofrecen resultados satisfactorios (78). Para el diseñador, que en 1973 publica 206 casos, casi todos en pacientes con artritis reumatoidea, un 80 por 100 fueron éxitos; no aconseja la extirpación de la rótula y la cementación no se precisa. El modelo primitivo de WALLDIUS ha sido modificado en varias ocasiones y trabajos que se suceden, presentan la experiencia añadiendo tal o cual innovación técnica, pero sin alterar el concepto básico de la artroplastia.

En la experiencia de GSCHWEND hasta 1971 (32) era el modelo que ofrecía mejores resultados de los tipos en bisagra que conocía aquel autor.

El dolor patelar sigue siendo una constante en la evolución de estos tipos protésicos y trabajos recientes (38) sólo recomiendan este modelo cuando una artrodesis no es aceptada u otro modelo artroplástico no es posible en una rodilla neurotrófica. Entre la bibliografía nacional conocemos el trabajo de APRAIZ (2) que presentó en 1967, 5 casos de implantes de WALLDIUS no cementados con buena evolución y ausencia de complicaciones achacables al implante. La resección ósea precisa para la colocación de la artroplastia es de 28 mm y la longitud del implante de 10 cts, según la técnica original y de 20 cts, para la modificación de DEBEYRE; la flexión posible es de 110°.

#### **Modelo G.U.E.P.A.R.**

Modelo ciertamente conocido en nuestro país, ha sido diseñado en Francia y su nombre se forma de las iniciales del Groupe d'Utilisation et d'Etudes des Protheses Articulaires. Es un modelo de bisagra con componentes intramedulares con un tamaño de 11 cts el componente tibial y de 15 cts el femoral (fig. 2). Este último mantiene un valgo de 7° por lo que el modelo se sirve bien para la rodilla izquierda o derecha. La

prótesis tibial que actúa de macho posee un tope de silastic que hace de amortiguador para evitar el impacto en extensión completa (5).

Existen bastantes trabajos de este modelo, sobre todo en la escuela francesa de Ortopedia. DEBEYRE ha abandonado el modelo WALLDIUS para implantar el GUEPAR, encontrándose en 1973 muy satisfecho de sus resultados con un 60 por 100 de rodillas indoloras y con un 26 por 100 que consiguieron más de 90° de flexión activa. En un estudio comparativo publicado en 1976 (39) entre un modelo de prótesis policéntrica, un bicondilar, una geométrica y el tipo GUEPAR, esta última se mostró como la de mejor evolución en casos de severas deformidades. Llamen la atención estos últimos autores sobre la conveniencia de utilizarla en personas mayores, no en jóvenes, así como del peligro de infección o la difícil solución de la articulación si un fracaso se presenta; según este estudio las molestias patelares están también presentes y la resección de este hueso no es la solución.

En 1980, HUI (38) revisa una serie de pacientes intervenidos con los modelos GUEPAR y WALLDIUS. Encontró un 23 por 100 de complicaciones graves. La mejoría en cuanto al dolor fue manifiesta, pero no en cuanto a la movilidad articular; las líneas periprotésicas radiolúcidas aparecieron en un 33 por 100, cantidad menor que el 45 por 100 encontrado por autores como INSALL (39) y de las que confiesan desconocer su significado.

GANDOLFI (27) en su monografía publicada en 1975, revisa 20 casos intervenidos con una antigüedad de 6 meses a 2 años y medio y que precisaron 3 artrodesis por complicaciones mecánicas. Obtuvo buena movilidad postoperatoria y se muestra partidario de este modelo, porque el eje de movimiento es bastante posterior, más que en el modelo WALLDIUS o SHIERS; este eje posterior de movilidad produce una mayor

flexo-extensión y un mejor funcionamiento del músculo cuádriceps.

AUBRIOT (5) en un estudio multicéntrico revisa 112 pacientes de los que 40 padecían artritis reumatoidea, 67 artrosis en esta articulación y el resto otros procesos menos importantes; en la revisión efectuada transcurridos más de 6 meses desde la intervención encuentra 46 complicaciones, aunque sólo en 10 pacientes fueron severas, precisando reoperaciones.

La resección ósea necesaria para el implante descrito es de unos 18 mm y la movilidad máxima posible de 180°. Para GANDOLFI (27) es el modelo de A.T.R. más utilizado mundialmente en nuestros días, aún conociendo el reciente trabajo de LENOBEL que presenta 109 pacientes con gran frecuencia de inestabilidades patelares y alteraciones en el sistema amortiguador de silastic.

#### Modelo de SHIERS

La antigua y ya histórica prótesis de SHIERS ha sido ampliamente implantada en la rodilla artrosica o reumatoidea (fig. 1). Consta de dos componentes metálicos que se fijan intramedularmente con cemento óseo y que van sujetos con un perno también metálico. La pateleotomía es obligada y la movilidad posible es muy amplia. El contacto es metal-metal y prácticamente el modelo original es el aún hoy implantado (63), aunque ciertamente de manera escasa.

Las series publicadas desde 1954 en que SHIERS la introduce clínicamente (62) son amplias y algunas a largo plazo de evolución. Entre los autores nacionales CARRILLO (11) publica 15 casos con resultados buenos o aceptables sólo en 5 enfermos. Otros como CATALÁN (13) aconsejan abandonar estos modelos de contacto metal-metal y WAGNER (72) prefiere otros modelos como el GUEPAR a los referidos de WALLDIUS o SHIERS.

En 1973, el propio SHIERS publica 140

casos de enfermos revisados a los 15 años del implante (64). Este autor asegura que ha obtenido un 73 por 100 de buenos resultados en rodillas artrosicas, porcentaje que se eleva a un maravilloso 95 por 100 en rodillas reumatoideas. DEBEYRE por el contrario ha abandonado su utilización porque no desea la pateleotomía y acusa al implante de fragilidad; la pateleotomía, para este autor, llevaría a una peor cobertura cutánea de protección de la prótesis y a una rehabilitación lenta al no mantener intacto el aparato extensor de la rodilla.

WATSON (76) en 1976 estudia 38 rodillas reumatoideas que fueron revisadas de 2 a 7 años después de un implante de SHIERS. Analiza este autor los resultados de ARDEN que en 1973 encontraba un 80 por 100 de resultados buenos o muy buenos o los de YOUNG que en 1963 cifraba los resultados satisfactorios en un 63 por 100 a los 5 años de la operación que se convirtieron en un 0 por 100 a los 10 años de revisión. En la serie original de WATSON (76), la evolución postoperatoria no fue halagüeña; la inestabilidad aumentó, la deambulacion fue más difícil después de la intervención y la mejoría del dolor no fue manifiesta. En resumen gradúa como resultados excelentes 1 enfermo, bueno en 2, regular en 9 y pobre en 26 pacientes. Los fracasos se debieron en esta serie en un caso a infección, en otro a fractura femoral y en 35 a fallos mecánicos por movilidad de la prótesis, aduciendo como causa de ellos la imposibilidad de rotaciones, la reabsorción medular en la deambulacion, la frecuencia de mini-fracturas de *stress* y que al disminuir la flexión por desgaste de la cortical femoral se aumenta la exigencia de otras articulaciones. Aunque este estudio se limita a rodillas reumatoideas, deja a los modelos de SHIERS fuera de la competitividad de los implantes de rodilla y aboga por un modelo de contacto metal-plástico.

Autores españoles como ORDÓÑEZ (48) también abandonan este implante pero ya

recomiendan que en artritis reumatoide siempre un modelo de deslizamiento debe ser indicado.

GANDOLFI (27) que se hace eco de estos malos resultados atribuye los mismos a defectos técnicos en el implante, recomendando la colocación del componente femoral orientado hacia la cortical antero-interna para favorecer cierto valgusismo. Otros autores por fin como SLEDGE (65) no encuentran diferencias entre los diferentes modelos de artroplastias de bisagra anotando hasta un 90 por 100 de pacientes sin dolor en los implantes de WALLDIUS, GUEPAR o SHIERS.

Comercialmente en nuestro país existen tres tamaños de prótesis de SHIERS, con una longitud en su forma standard de 149 mm la parte tibial y 175 mm el vástago femoral. La resección ósea necesaria es de 35 mm y la movilidad máxima posible los 180°.

## Tipos de deslizamiento

### Modelo I.C.L.H. de FREEMAN

Este cirujano buscando una prótesis que evite los problemas de los modelos de bisagra que al no permitir abducción-adducción-rotación acaban movilizándose, diseña su modelo en 1970 (22) compuesto por una prótesis tibial fabricada en polietileno con o sin cementación y una femoral bicondilar cementada metálica con una aleta anterior para el deslizamiento de la rótula. Los ligamentos laterales son conservados y tensados con un instrumento especialmente diseñado y los cruzados se resecan aunque se fabrica un modelo bicondilar que permite su conservación. La resección ósea necesaria es de 2 cts y es una verdadera prótesis de recubrimiento (26) llamadas también semiestables o totales condilares por la forma de las superficies articulares, recordando en cierta manera a las artroplastias de doble cúpula de cadera, de las que también FREEMAN

tiene un modelo original (36). Autores españoles como POAL (50) se muestran partidarios de este modelo que últimamente se acompaña de platillos tibiales de diferente altura y articulación fémoro-patelar de contacto metal-polietileno; los resultados aceptables se evalúan para este cirujano español en un 90 por 100 a los 3 años de revisión. GIBBS (28) revisa en 1979, 68 pacientes con este implante efectuado entre 1972 y 1975 hallando un 80 por 100 de éxitos y un 20 por 100 de fracasos, pero asegurando que los resultados fueron siempre mejores que utilizando modelos de charnela como el de WALLDIUS.

CARRILLO (11) estudia comparativamente varios tipos protésicos de rodilla y aprecia que en los 24 casos intervenidos con la artroplastia I.C.L.H. hubo mejores resultados que con cualquier otro modelo de A.T.R.

FREEMAN al presentar el tipo de prótesis que nos ocupa (23) revisa 32 enfermos intervenidos en 1970 y en 1971 de los que 20 fueron por padecer rodillas reumatoideas; como complicaciones sólo describe 3 infecciones y 1 fractura femoral. GOLDBERG (31) en 1980 revisó 70 artroplastias de FREEMAN encontrando que una reoperación fue necesaria en un 28'5 por 100 para proceder a una artrodesis o a un recambio por otra artroplastia. Las complicaciones que tuvo este último autor fueron inestabilidad de la rodilla, alteraciones en la inserción protésica, movilidad del componente tibial, anomalías patelo-femorales y fragmentos de desecho del cemento en la articulación. Similares problemas con un 12'5 por 100 de movilizaciones de los componentes y un 42 por 100 de dolor patelar han llevado al propio FREEMAN (25) a modificar el diseño original encontrando a los 6 meses del implante con esta innovación técnica, un 90 por 100 de pacientes sin dolor.

INSALL (40) utilizando un modelo semejante, semiestable, encuentra un 90 por 100

de resultados excelentes igualmente y sólo un 3'6 por 100 de reoperaciones; este autor actúa sobre el valgo o varismo de la rodilla a nivel de la inserción inferior de los ligamentos laterales.

Si ciertamente el mantenimiento de los ligamentos cruzados en la cirugía artroplástica de la rodilla no ofrece ventajas como dice BARGREN (6) en su reciente trabajo del que ya hemos hecho referencia en nuestro estudio, este modelo puede suponer una importante innovación al capítulo protésico de la rodilla. Comercialmente se fabrica la artroplastia de FREEMAN en dos tamaños; la cementación del componente tibial de polietileno es opcional y el implante metálico se fabrica en protasul o vitallium.

### **Modelo policéntrico**

Estos modelos que llevan diferentes formas según el cirujano diseñador, constan de 4 componentes, dos en fémur y dos platillos en tibia fabricados en polietileno. Es el modelo de todos los estudiados para el presente trabajo, que precisa menos resección ósea y se respeta toda la estructura ligamentosa (27) (fig. 5).

CARRILLO (11) implantó 26 artroplastias policéntricas, obteniendo 16 casos de evoluciones satisfactorias, algo menos que las encontradas con el modelo de FREEMAN. Las complicaciones que este autor relata aparecieron en 7 enfermos que supusieron fracasos, 5 por descementación y 2 por infección.

Es un modelo utilizado frecuentemente en todo el mundo y SKOLNICK (68) realiza una revisión de un tipo artroplástico modificado de GUNSTON que implantaron en la Mayo Clinic entre 1970 y 1977; la evaluación se efectuó a los 2 años y de 500 rodillas estudiadas, un 85 por 100 presentaron disminución del dolor, un 10 por 100 precisaron reoperación y un 90 por 100 se encontraban subjetivamente satisfechos de la operación.

Estos modelos, que sólo reemplazan las superficies de apoyo en fémur o tibia, permiten una artrodesis cómoda en casos de fracasos o el implante de otro modelo artroplástico en ausencia de infección. Tienen también sus contraindicaciones como osteoporosis, deformidades severas en varo o valgo, laxitud ligamentosa, etc., semejantes a todos los modelos de recubrimiento femoral y tibial.

El modelo que conocemos, entre estos tipos policéntricos, tienen tres tamaños en su prótesis femoral y tres a su vez en el componente tibial.

El eje de rotación de la tibia respecto del fémur varía progresivamente con la flexión y de ahí viene el nombre genérico de policéntricas con que se las conoce (27).

### **Modelo de COVENTRY**

Este modelo perteneciente a las prótesis llamadas genéricamente geométricas, consta de un componente femoral metálico y uno tibial fabricado en polietileno de alta densidad y formado a su vez por dos mesetas unidas anteriormente. Se precisa la cementación después de una preparación de la zona receptora; se conservan los ligamentos cruzados y laterales y el material para la implantación es muy exacto (fig. 4), obligando a una alteración severa en la orientación de la artroplastia si las osteotomías no han sido hechas correctamente. La resección ósea necesaria es de 2'5 cts y una angulación de 150° entre la diáfisis femoral y el implante se recomienda en algún trabajo revisado (29). El componente tibial se fabrica con diferentes alturas para la corrección de un posible varo o valgo de la rodilla. La patelectomía no debe realizarse y la flexión posible es de 90° (fig. 9).

Los resultados publicados con este modelo son satisfactorios (13), (15). RILEY (53) revisa 54 prótesis geométricas en artritis reumatoideas a los 24-64 meses del implante; sólo 4 precisaron reoperaciones

debido a movilidad del componente femoral, alteraciones patelares, o movilidad de las mesetas tibiales. Este autor se encuentra muy satisfecho, ya que la movilidad activa de la rodilla fue satisfactoria en flexión, contrariamente a lo descrito por SCARAMUZZA (58) que siempre apreció disminución de la movilidad después de un

implante geométrico. RILEY (53) también advierte que los buenos resultados que consiguió acaso se debieron a que los pacientes reumatoideos exigen pocas demandas a su rodilla operada.

SKOLNICK (69) estudió en 1976, 119 prótesis de este modelo revisadas pasados dos años del implante; un 84 por 100 de pacien-

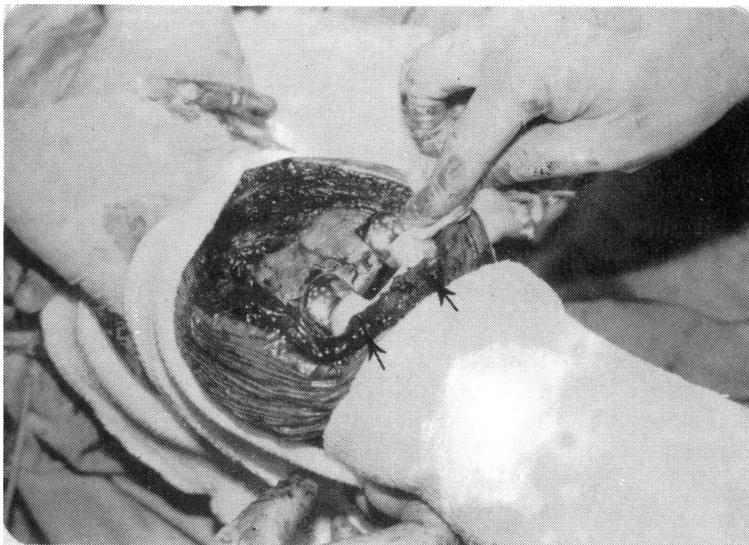


FIG. 9.—Artroplastia de COVENTRY. Fotografía operatoria. Señalado con flechas el componente de polietileno implantado en tibia.

tes aseguraron tener menor dolor y sólo un 15'5 por 100 precisó reoperaciones.

INSALL (39) en su estudio comparativo ya referido en este trabajo, revisa 50 prótesis geométricas encontrándolas muy útiles en artrosis con moderada deformidad, pero nunca en rodillas reumatoideas. De los 50 casos estudiados, 28 pacientes ofrecieron resultados buenos o muy buenos.

GANDOLFI (27) ha implantado 9 artroplastias de COVENTRY hasta 1975, fecha de su estudio; obtuvo buen resultado en todos los casos menos en un enfermo donde apareció dolor a los 6 meses del postoperatorio. La pateleotomía técnicamente no está recomendada por los diseñadores, pero este autor italiano realizó alguna y asegura que

no encontró diferencia en la evolución, añadiendo este tiempo operatorio.

Aunque estos modelos no se indican cuando existen alteraciones axiales, los diseñadores consiguen reducciones en rodillas que poseen hasta 40° de desviación.

Comercialmente poseemos dos tamaños de componentes femorales y 6 tibiales con la posibilidad por medio de estos últimos de modificar el eje longitudinal de la extremidad (fig. 4).

#### Modelo esferocéntrico

Entre estos modelos el más extendido es el diseño de ATTENBOROUGH. Básicamente a los dos componentes clásicos de una prótesis de bisagra añade una esfera que intenta

realizar la función de ligamentos cruzados (fig. 8). El componente femoral es metálico, bicondíleo (4) con un vástago intramedular y en la base de éste posee un orificio que es ocupado por una esfera de polietileno que va a su vez impactado en el vástago tibial también de polietileno. Al realizar la extensión de la rodilla, los componentes encajan exactamente y no hay movilidad lateral o rotatoria, pero en flexión una rotación es posible debido al componente esférico descrito. Se precisa cementación en la prótesis y la patelectomía no es necesaria.

En 1979, el diseñador (4) presenta 107 pacientes con más de un año de evolución encontrando como complicación sólo dos fracturas de *stress* en el fémur y 3 desprendimientos del vástago tibial. El mismo autor ha presentado últimamente 245 prótesis implantadas entre 1973 y 1979 recomendando su utilización cuando por deformidades o inestabilidad no es posible la colocación de un modelo de deslizamiento convencional de los ya descritos; de los 245 casos estudiados sólo en 4 enfermos fue preciso una artrodesis por infección y en 2 apareció movilidad del componente tibial (3).

Estos modelos esferocéntricos son la última novedad en el capítulo de las A.T.R. y es preciso esperar algún tiempo para comprobar los resultados. La concepción es original y puede ser un modelo de utilización habitual si las esperanzas que hay puestas en él se confirmaran.

CONVERY (14) en 1980 ha revisado 36 artroplastias esferocéntricas y constata un 70 por 100 de mejoría en cuanto al dolor, pero en 11 pacientes encontró complicaciones, sobre todo movilizaciones de los componentes. Debido a estos hallazgos modifica el modelo original alargando el componente femoral y reorientándolo 5° en valgo con 15° de rotación posterior. No presenta este autor aún resultados con esta modificación técnica y sólo como un dato bibliográfico debe tomarse. Ya decíamos que es pre-

tura una evaluación de los nuevos modelos protésicos esferocéntricos y hasta que no conozcamos amplias series y revisadas a mayor plazo, nuestra opinión es cautelosa.

Autores nacionales como PARDO y GABARDA o extranjeros como KAUFER han publicado recientemente su experiencia, los primeros en 44 pacientes y el segundo en 82. La mejoría para el dolor y la deambulación fue notable, aunque hasta un 9 por 100 de reoperaciones fueron necesarias en estas series.

### **Indicaciones de cada tipo de artroplastia total de rodilla**

Sintetizando todos los modelos hasta ahora comentados podemos considerar que están a disposición del cirujano ortopédico, por una parte las artroplastias en charnela que suponen la fijación intramedular de los componentes y que precisan amplias resecciones óseas y por otra los tipos artroplásticos de recubrimiento o deslizamiento que únicamente recambian las superficies articulares siendo preciso más o menos exéresis ósea, pero desde luego siempre más escasa que en los tipos de charnela. Otros modelos que combinan ambos conceptos como las bisagras que permiten rotaciones, las prótesis de deslizamiento con componentes intramedulares o por fin las artroplastias esferocéntricas, inician ahora el camino clínico y es prematura una opinión sobre su futuro.

La cementación tiene sus defensores, al igual que en las artroplastias de cadera. Los inconvenientes aducidos para su uso son minusvalorados por los defensores y exagerados por los detractores. GOMAR SANCHE (30) como ya decíamos en la primera parte de este trabajo ha demostrado que los componentes tibiales metálicos se adhieren firmemente al hueso y desde luego los modelos de prótesis de rodilla que evitan el tiempo intramedular tanto en el fémur

como en la tibia son preferibles pues evitan los mayores peligros que este sistema de sujeción suponen como el embolismo graso o la dificultad para su extracción (66).

En cuanto al tipo de contacto de los componentes el metal-metal está contraindicado por muchos autores (13) siendo el metal-polietileno el más aconsejado siguiendo también las recomendaciones que se hacen en las artroplastias totales de cadera.

Como decíamos antes los modelos en bisagra precisan resecciones amplias acompañadas a veces por la excisión de los ligamentos laterales de la rodilla y siempre de los cruzados. Estas amplias resecciones imposibilitan soluciones ventajosas y no invalidantes ante fracasos eventuales de una artroplastia (38). La implantación de otro modelo protésico es difícil y la artrodesis supone un acortamiento manifiesto del miembro. Por el contrario los tipos protésicos de deslizamiento permiten soluciones de recambio, bien por un modelo semejante o bien por una artroplastia de bisagra, manteniendo una buena funcionalidad de la rodilla. En extremo una artrodesis es fácil y se realiza con alteraciones mínimas en la longitud de la extremidad.

El tamaño de los implantes se asocia, en muchas ocasiones, con la posibilidad de infecciones o simplemente con alteraciones mecánicas. En este aspecto desde luego los tipos en charnela no salen ventajosos en relación con los otros modelos estudiados de deslizamiento que implantan menor cantidad de material.

En cuanto a los modelos de deslizamiento ya diferenciábamos en el anterior capítulo los tipos que mantienen o resecan los ligamentos cruzados. Dependiendo de la afectación de aquéllos (11) se debe indicar un tipo bicondíleo o semiestable, aunque como ya hemos escrito, trabajos en cadáveres no encuentran ventajas en cuanto a la

conservación de los ligamentos cruzados (6).

Existe un capítulo relacionado con los modelos de bisagra que es problemático y sujeto a controversias aún hoy. Nos referimos a la conveniencia de asociar una patelectomía al implante articular. BOUILLET (8), SHEEHAN (60) o WALLDIUS (74) entre otros, no encuentran oportuna esta resección patelar, sobre todo porque atribuyen a la conservación de la rótula una mejor protección de la prótesis y porque al mantener el aparato extensor intacto, la rehabilitación puede ser más precoz, evitando la aparición de posibles complicaciones. Estos mismos autores dejan la patelectomía como segunda intervención si los problemas rotulianos se presentan, pero nunca de primera intención. Otros como SHIERS (62) indican la patelectomía junto al implante de una artroplastia de charnela y no encuentran alteraciones evolutivas con la resección rotuliana.

Siguiendo con estos implantes es preciso requerir una serie de condiciones a los modelos de bisagra desde el punto de vista técnico y contando con experiencias ya amplias en cuanto a número de casos y años de evolución. El eje de movimiento debe ser cuanto más posterior mejor para favorecer la movilidad flexo-extensora y un buen funcionamiento del cuádriceps (27). La prótesis de GUEPAR o WALLDIUS cumplen bien este requisito. Deben conservar igualmente el valgismo fisiológico femoral y el vástago superior debe diferenciarse para la rodilla derecha o izquierda. Los vástagos largos que conllevan mayor peligro de infección o complicaciones post-cementación son preferidos por contribuir a una mejor distribución de fuerzas.

Obviamente los modelos de bisagra con escasas resecciones óseas serán preferidos por las razones ya aducidas y los tipos que permiten alguna rotación, además de la flexo-extensión biomecánicamente son interesantes, aunque aún no disponemos de series revisadas a largo plazo. Igualmente el

implante debe ser sólido y estable y su desmontaje intraarticular, imposible.

Los modelos unicóndíleos, como ya hemos referido son hoy escasamente utilizados. Seguramente en la afectación unicompartimental estaría indicada mejor una osteotomía tibial o una artroplastia bicondílea (39), pero no obstante CARTIER (12) últimamente las recomienda en gonoartrosis con pérdida de sustancia ósea condílea o tibial en sujetos mayores y en secuelas post-traumáticas.

#### Cuadro II

##### Ventajas e indicaciones de los dos modelos artroplásticos de rodilla

###### Artroplastias de *deslizamiento*:

###### *Ventajas:*

Resección ósea escasa  
Conservación de aparato ligamentoso  
Facilidad en la artrodesis  
Ausencia de tiempo intramedular

###### *Indicaciones:*

Rodillas estables  
Movilidad preoperatoria mayor de 70°  
Ausencia de grandes desviaciones laterales (20°-25°) o antero-posteriores  
Ausencia de subluxaciones de tibia  
Pacientes sin osteoporosis  
Pacientes que no precisen grandes sometimientos de sus rodillas

###### Artroplastias de *charnela*:

###### *Ventajas:*

Facilidad técnica  
Buena estabilidad  
Estadísticas mayores y más largo plazo

###### *Indicaciones:*

Rodillas con varización o valguización mayor de 25°  
Afectación articular severa  
Presencia de recurvatum, antecurvatum o contracturas  
Pacientes que precisen mayores sometimientos de sus rodillas  
Pacientes mayores, que se supone mala colaboración posterior  
Rodillas que precisen grandes resecciones (Tumores yuxtaarticulares)

Hemos resumido en el Cuadro II ventajas e indicaciones de cada tipo artroplástico de acuerdo con los trabajos revisados (13), (27), (68). Desde luego lo que ahora podemos reconocer es que no existe un tipo definitivo de artroplastia de rodilla que pueda indicarse en todos los casos. La prótesis de deslizamiento que indudablemente sale beneficiada en cuanto a las características mecánicas, en cuanto a la gravedad o frecuencia de complicaciones, en cuanto a resultados clínicos, y en resumen en cuanto al mantenimiento de la fisiología articular, no son tampoco la solución definitiva. Hay rodillas con grandes lesiones óseas, ligamentosas o desviaciones axiales que impiden su implante y la rodilla tratada con un modelo de deslizamiento no debe estar sujeta a grandes sometimientos o demandas.

Por tanto opiniones como la de SCARAMUZZA (58) quien está convencido sobre la desaparición de los modelos de bisagra dentro de unos años, deben tomarse con precaución y seguramente en el futuro habrá que contar con dos o tres modelos diferentes de artroplastias de rodilla que se indicarán según la afectación articular, edad, tipo de trabajo, e incluso colaboración y opinión del enfermo.

Los dos tipos fundamentales de A.T.R. nos recuerdan salvando lógicamente las diferencias anatómicas y mecánicas, los tipos de artroplastias totales de cadera. Los modelos de cadera con reemplazamiento femoral tipo CHARNLEY, HUGGLER, WEBER, etc. pueden asemejarse a los tipos de charnela en la rodilla que precisan resecciones óseas amplias; las prótesis de doble cúpula en la cadera tipo WAGNER, AMSTUTZ, FREEMAN, etc., pueden igualarse a los modelos de recubrimiento de rodilla que no necesitan resección ósea abundante. De la misma manera que en la cirugía de la cadera deben indicarse ambos modelos artroplásticos (36), en el tratamiento de la rodilla enferma uno u otro tipo de prótesis debe decidirse depen-

diendo de las características peculiares de cada enfermo (77).

Una artroplastia de rodilla debe producir según GANDOLFI (27) la desaparición del dolor, una estabilidad activa y pasiva, un máximo movimiento flexo-extensor y rotacional, la eliminación de deformidades, una mínima resección ósea, la posibilidad de éxito en una reintervención, fácil técnica de implante, poco contacto con tejido articular y escaso espacio muerto. En la búsqueda de

estas condiciones, existen numerosos grupos de trabajo que investigan nuevos modelos que indudablemente mejorarán las posibilidades del tratamiento de la rodilla enferma. Seguramente los modelos esferocéntricos, cuando se perfeccionen y conozcamos estadísticas más amplias y revisadas a largo plazo, ocupen este primer plano de las A.T.R. Creemos que su concepción mecánica es excelente (fig. 8) y puede ser el comienzo de un nuevo camino en el diseño de estos implantes (3), (14).

## Planteamiento del trabajo

Nos proponemos en este trabajo realizar un estudio clínico comparativo entre dos modelos artroplásticos de rodilla uno de los llamados de charnela y otro de deslizamiento. Para ello vamos a revisar dos grupos de pacientes, uno que lleva implantada una prótesis de bisagra intramedular y cementada y otro grupo similar en número, edad y afección responsable de la intervención al que se ha colocado una artroplastia de deslizamiento o recubrimiento.

Vamos a buscar en este trabajo:

1. La evolución a corto y medio plazo de ambos grupos de enfermos.
2. Las complicaciones operatorias y postoperatorias encontradas.
3. Los resultados conseguidos con los dos modelos de implantes revisados a los dos años de la operación.
4. La realización de un estudio comparativo entre ambos grupos en relación con:
  - Los resultados encontrados.
  - Las complicaciones aparecidas.
  - La solución de estas complicaciones.
5. En resumen pretendemos saber cuál de los dos modelos estudiados ofrece mayores ventajas y en último término si el tratamiento con A.T.R. ofrece alguna ventaja a los pacientes con alteraciones clínicas en esa articulación.

6. Realizaremos por último un estudio comparativo entre nuestros resultados y los publicados recientemente utilizando modelos similares a los de nuestro trabajo, así como entre nuestras complicaciones y las descritas por otros autores.

### Material y métodos

Hemos revisado en este estudio 30 historias clínicas pertenecientes a 29 enfermos que han sufrido intervenciones artroplásticas en su rodilla, con un tiempo de revisión mínimo de tres años y de los que 15 portaban un modelo intramedular en bisagra de SHIERS y otros 15 un modelo de deslizamiento de COVENTRY. El tiempo máximo de revisión fue de 7 años.

La selección de los pacientes se ha realizado únicamente siguiendo un orden cronológico ya que la enfermedad responsable de la intervención y la edad no son datos característicos diferenciables para el implante de uno u otro modelo. Sólo se decidió el tipo de artroplastia que se iba a implantar dependiendo del estado radiográfico y clínico de la articulación enferma siguiendo las indicaciones ya referidas en la introducción a este trabajo, publicadas en los estudios conocidos. Generalmente ante rodillas inestables, con grandes destruccio-

nes articulares se implantó el modelo en bisagra y en casos con deformaciones menores y estabilidad ligamentosa se utilizó el modelo de deslizamiento.

Con los datos recogidos se confeccionó un cuestionario donde se anotó además la última valoración postoperatoria. Este cuestionario constaba de 4 apartados; en el primero se encontraban los datos personales y generales de la operación, en el segundo la valoración preoperatoria de la rodilla objeto del estudio. Para esta valoración se graduó la movilidad, deambulación y dolor de 1 a 4 siguiendo las indicaciones de la bibliografía revisada; así cuando la movilidad de la rodilla es menor de 45°, se puntúa en el grupo 1, hasta llegar al 4 en que este movimiento es posible en más de 90°. La deambulación igualmente se graduó dependiendo de la imposibilidad (grado 1), dependencia de bastones (grado 2 ó 3) o normalidad (grado 4). El dolor, por fin, más difícil de puntuar por la subjetividad personal se graduó dependiendo de lo relatado por el enfermo y anotando en el 1.º grado si es intenso o continuo, en el 2.º ó 3.º si aparece sólo al caminar o esporádicamente y en el 4.º si no aparece nunca o muy raras veces.

En el tercer apartado del protocolo se anotaron los datos operatorios y complicaciones aparecidas en este tiempo; por último en el cuarto apartado figuraron la evolución postoperatoria con las complicaciones encontradas y la valoración en la revisión postoperatoria última graduando los datos de la misma manera ya referida en el preoperatorio y añadiendo la valoración subjetiva del enfermo acerca de la intervención y a tener en cuenta para futuras evaluaciones.

El equipo quirúrgico que intervino a los pacientes estudiados fue similar. Las intervenciones se realizaron en el mismo Centro Hospitalario y se siguieron técnicamente las recomendaciones de los cirujanos diseñadores de los modelos artroplásticos que se implantaron, con mínimas diferencias que

no suponen alteración sustancial. Un estudio preoperatorio completo fue realizado y se utilizó profilaxis antibiótica con Cefalotina a dosis de 1 gramo I.M. antes de la intervención y un gramo cada 6 horas durante las 72 horas postoperatorias. Igualmente una profilaxis antitrombótica fue seguida similar a la indicada para las artroplastias de cadera utilizando bien Reomacrodex salino a dosis de 500 cc cada doce horas durante 48 horas o Heparina cálcica subcutánea a dosis de 5.000 U. antes de la intervención y la misma dosis cada 8 horas durante los 7 días del postoperatorio inmediato.

La deambulación se permitió con apoyo entre el 10.º y el 20.º día, con algunas excepciones en pacientes con problemas ajenos a los implantes o por complicaciones aparecidas en el postoperatorio inmediato. Desde el primer día, ejercicios activos y pasivos cuadrícipales fueron indicados y el Servicio de Rehabilitación del Centro dirigió posteriormente la fisioterapia necesaria para la correcta evolución de las artroplastias.

Los implantes se realizaron por medio de una incisión pararrotuliana. En las rodillas con el modelo de SHIERS, la patelectomía fue la regla, aunque en algunos pacientes se decidió efectuar hemipatelectomía o no se consideró necesario actuar a nivel de la rótula. Se utilizó cementación para ambos componentes y este cemento se mezcló con Gentamicina a las dosis standard. Una inmovilización con férula de escayola posterior se mantuvo durante 15 días y los dos drenajes de aspiración se retiraron entre el tercer y quinto día. En los implantes con modelo de COVENTRY se utilizó la misma vía de acceso luxando la rótula que no se retiró habitualmente, pero donde a veces se hizo hemipatelectomía y siempre resección de osteofitos y regularización. La implantación de los dos componentes se hizo según la técnica original de COVENTRY con cementación asociada a Gentamicina y se

intentó colocar la meseta tibial de polietileno que más redujera la deformidad lateral de la rodilla. Se buscó una angulación de 15° entre la línea articular con respecto a la horizontal como recomiendan algunos autores y que favorece una mayor movilidad de la neoarticulación. Se inmovilizaron 15 días los implantes y después se permitió la rehabilitación activa y pasiva de la rodilla.

En el Servicio donde se ha realizado el trabajo (Residencia Sanitaria de Avilés) y durante el período desde 1976 a 1980 cuya experiencia se ha recogido en la presente revisión, se han implantado un mayor número de artroplastias de rodilla, pero al no haber conseguido una contestación al cuestionario por no acudir a la consulta externa, se han desechado los casos incompletos. Igualmente creemos que en la evolución de los implantes articulares toda revisión con escaso tiempo evolutivo está sometida a seguras faltas de fidelidad en los hallazgos. Hemos preferido por ello, aún sabiendo el escaso número de implantes presentados, esperar a tener evoluciones de tres años como mínimo y no realizar una valoración de mayor número de enfermos con menos tiempo de revisión.

### Resultados

Para estudiar los resultados encontrados, hemos dividido el capítulo en tres partes. En la primera se revisan los hallazgos utilizando en 15 pacientes el modelo de bisagra de SHIERS; en la segunda los resultados con el implante de deslizamiento de COVENTRY y en la tercera por fin los resultados comparativos entre ambos grupos de enfermos en cuanto a la intervención, complicaciones y evaluaciones postoperatorias clínicas y radiográficas.

#### A) Grupo de pacientes con artroplastias de SHIERS

Revisamos primero los datos que hemos encontrado en el grupo de SHIERS formado

por 15 enfermos (Cuadro III). La edad media del grupo fue de 64 años con unos extremos de 49 y 76. Había tres varones y 12 hembras. No existían casos bilaterales, aunque en una paciente afecta de espondili-

Cuadro III

	Modelo de Shiers	Modelo de Coventry
Número de artroplastias.	15	15
Edad media (año) . . . . .	64	62
Enfermedad responsable.		
Artrosis . . . . .	12	13
A. Reumat. . . . .	2	0
E. Anquil. . . . .	1	2
Duración media de la intervención (minutos) . .	74	135

tis anquilopoyética se implantaron 4 artroplastias totales, dos de cadera según técnica de CHARNLEY y dos de rodilla de las que una es el modelo SHIERS y otra de COVENTRY. Esta paciente será estudiada particularmente después al revisar el grupo con implantes de deslizamiento.

Cuadro IV

### Artroplastias de Shiers

Parámetro	Grado	N.º de artroplastias	
		(Preop.)	(Postop.)
Movilidad . . . . .	1	1	4
	2	4	1
	3	6	2
	4	4	8
Deambulacón . . . . .	1	1	0
	2	0	5
	3	12	5
	4	2	5
Dolor . . . . .	1	7	0
	2	5	0
	3	3	6
	4	0	7

La enfermedad responsable de la intervención fue además de esta espondilitis con afectación de rodillas, 12 gonoartrosis y dos artritis reumatoidea. La media de días de estancia en el Hospital fue de 38 y en la valoración preoperatoria (Cuadro IV) en cuanto a la movilidad, encontramos 4

pacientes del grado 4, 6 del grado 3, 4 del 2 y 1 del 1. Para al deambulaci3n haba 2 enfermos que caminaban sin ayuda, 13 lo hacan con bastones y una no caminaba que es la enferma con varios implantes articulares ya comentada. Por ulti mo el dolor era severo y continuo en 7 pacientes, y con m3s o menos intensidad en 8, en ninguno haba ausencia de dolor.

El tiempo medio de intervenci3n fue de 74 minutos y en la operaci3n se asoci3 patellectomía en 4 casos, plastia rotuliana en tres y no se actu3 sobre la superficie patelar en 8 pacientes.

Se permiti3 el apoyo como t3rmino medio en el 19.º día, aunque generalmente fue m3s precoz, excepto en alg3n caso con complicaciones que obligaron a una pausa en el apoyo permitido.

Cuadro V

## Complicaciones

Tipo	Modelo de Shiers	Modelo de Coventry
Desinserci3n del tend3n rotuliano .....	0	1
Hematoma postoperatorio ..	5	1
Dehiscencia de herida .....	7	3
Infecci3n profunda .....	2	0
Mala colocaci3n del comp. femoral .....	—	1
Impactaci3n femoral .....	4	—
Calcificaciones periart. ....	3	3
Fragmentos met3licos libres en articulaci3n .....	1	0
Movilizaci3n del perno central de sujeci3n .....	1	—
Limitaci3n a la flexi3n .....	1	1
Fractura traum3tica de platillo tibial .....	0	1

En el postoperatorio aparecieron una serie de complicaciones que se describen en el Cuadro V. Como vemos numerosos pacientes soportaron alteraciones evolutivas, ciertamente algunas leves, pero que supusieron un alargamiento de la estancia cuando se apreci3 en el postoperatorio inmediato o una reintervenci3n incluso.

Entre estas complicaciones constatadas, llama la atenci3n por su frecuencia, las dificultades en la herida quir3rgica que se encontraron en 12 pacientes de los 15 revisados, aunque tuvieron f3cil soluci3n y no alteraron la evoluci3n tardía de la artroplastia. En dos pacientes apareci3 una infecci3n operatoria; un caso se solucioni3 con dosis elevadas parenteralmente de antibi3ticos y drenaje con limpieza de la rodilla. Se trataba de una paciente con neoplasia de mama descubierta despu3s del implante que present3 un cuadro infeccioso en la rodilla prot3sica 7 meses despu3s de la operaci3n. Se aisl3 un estafilococcus aureus y fue sometida como decíamos a tratamiento parenteral y lavado articular con Gentamicina en sistema de lavado continuo. La infecci3n, por lo menos clínicamente, desapareci3 y la funcionalidad de la rodilla es muy buena 3 años despu3s del implante. Otra paciente (fig. 10) present3 tambi3n un cuadro de infecci3n profunda pero, en esta ocasi3n en el periodo postoperatorio inmediato y en una artroplastia con fragmento de cemento intraarticular. Se aisl3 igualmente un estafilococcus aureus y se someti3 a tratamiento intenso con los antibi3ticos adecuados. Sin permitir el apoyo el cuadro cedi3, cerrando la herida operatoria por segunda intenci3n. Posteriormente se apreci3 movilizaci3n del v3stago femoral con impactaci3n y nuevo cuadro infeccioso con fiebre y tumefacci3n que precis3 drenaje articular. A los 6 meses de la intervenci3n primera fue reintervenida. Se realiz3 una limpieza de esfacelos; el componente tibial estaba bien sujeto pero el femoral efectivamente tena una amplia movilidad. Se extrajo este v3stago femoral con el cemento de sujeci3n y se procedi3 a reimplante previo lavado (fig. 10) y utilizando cemento con Gentamicina para su sujeci3n, siguiendo las ideas de BUCHHOLZ para la cirugía de lá artroplastia de cadera infectada. El postoperatorio fue bueno en esta ocasi3n y pas3 a su domicilio permi-

tiéndose el apoyo a los 30 días sin dolor y sin cuadro infeccioso, aunque siguiendo el tratamiento antibiótico parenteralmente.

Fue revisada la enferma mensualmente y la evolución fue satisfactoria hasta cumplir los 7 meses de la segunda intervención en que

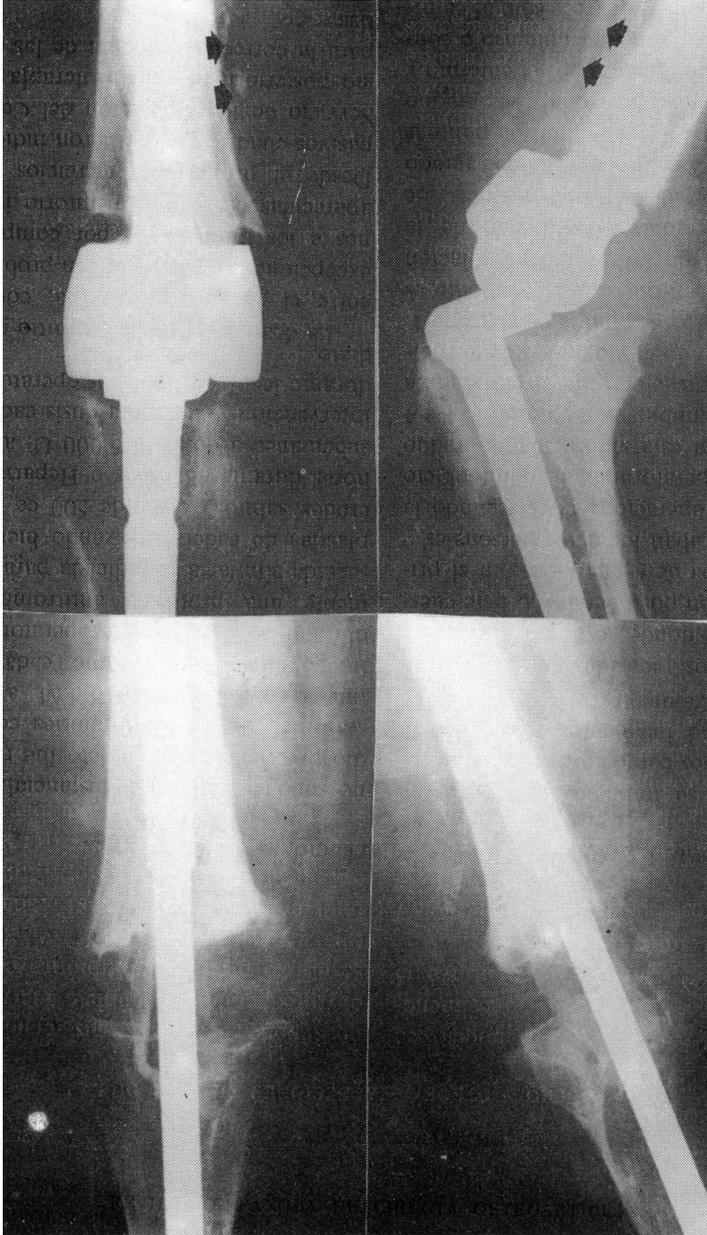


FIG. 10.- Artroplastia de SHIFERS. Infección con movilización de los componentes. Previa extracción de la prótesis se realizó artrodesis tibio-femoral con doble clavo de Kuntzcher e injertos óseos.

apareció dolor en la deambulacion en la rodilla artroplástica con tumefacción en la misma. Se instaura tratamiento antibiótico nuevamente y el cuadro cede desapareciendo las molestias. A los 16 meses de la reintervención y a los 22 del implante primitivo aparece un nuevo cuadro infectivo con ligera supuración purulenta por herida quirúrgica. El germen encontrado sigue siendo el estafilococcus aureus y en la actualidad, después de ser realizada esta revisión, se ha procedido a la realización de una artrodesis tibio-femoral después de la extracción de la prótesis.

Tres pacientes presentaron calcificaciones periarticulares ciertamente mínimas y sin transcendencia clínica. En un paciente se movilizó el perno central de sujeción (fig. 11) de la artroplastia, precisando una reintervención para la nueva sujeción (fig. 11).

Continuando con las complicaciones encontradas en este grupo apreciamos 4 impactaciones del vástago femoral que no supusieron aumento de dolor o disminución de la movilidad hasta ahora, aunque no sabemos si en el futuro esta alteración se convertirá en sintomática.

Cuadro VI

Reintervenciones

Tipo de reintervenciones	Modelo de Shiers	Modelo de Coventry
Impactación perno central .....	1 enfermo	—
Patelectomía .....	1	1 enfermo (x)
Recambio por Artroplastia de Shiers en infección .....	1 (xx)	0
Drenaje-limpieza ...	1	0
Manipulación bajo anestesia general ..	0	1

(x): Asociada a liberación articular y muscular.  
 (xx): Posteriormente se realizó artrodesis.

En total 4 pacientes precisaron reintervenciones (Cuadro VI) en este grupo. En un caso para reimplante del componente femo-

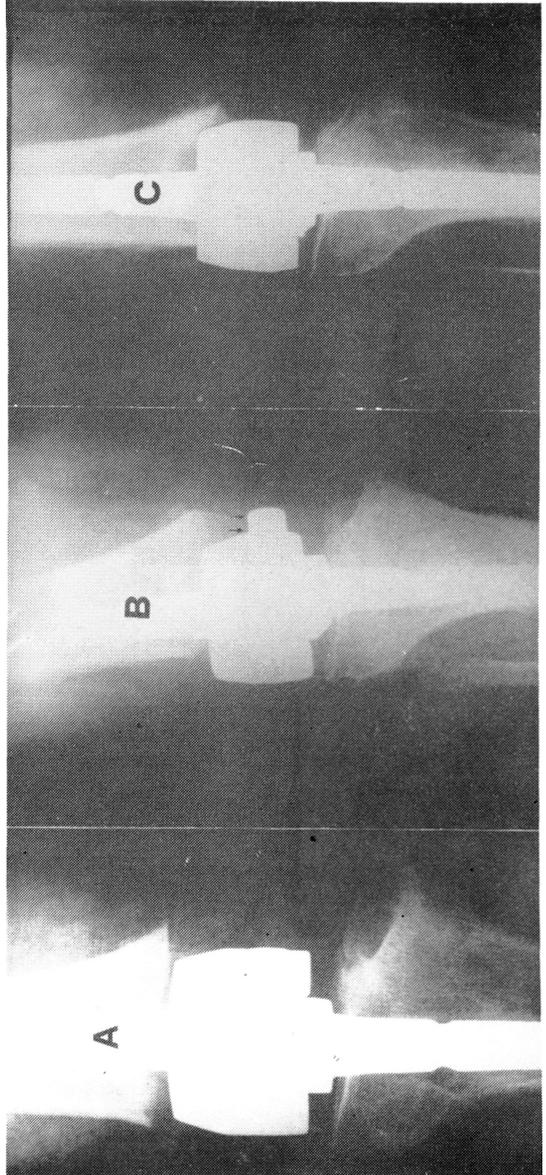


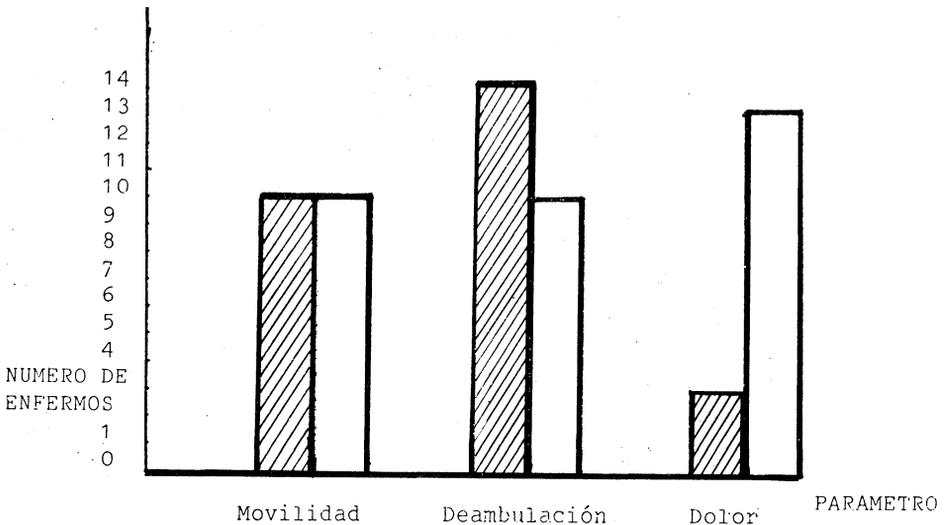
FIG. 11.— Artroplastia de SHIERS. Exteriorización del perno central. Reintervenido para reintroducirlo. Hundimiento del componente femoral.

ral por infección y movilidad ya estudiado, en otro para proceder a limpieza, drenaje y sistema de lavado continuo, uno más para realizar una patelectomía total en un paciente que tenía dificultades para la flexión de la rodilla operada, consiguiéndose

después una satisfactoria movilidad pasiva pero deficiente activa y en otro caso para reimpactar el perno central de anclaje que se había movilizado.

En la valoración postoperatoria y en cuanto a los parámetros ya conocidos de dolor, movilidad y deambulación encontramos que la movilidad no se modificó sustancialmente pues aunque aparecen 8 enfermos de grado 4, también hay 4 en el pri-

mero, más que en los datos preoperatorios o sea que 3 rodillas perdieron movilidad con la intervención. La deambulación tampoco se alteró claramente, mejorando en un enfermo de grado 1, pero manteniéndose el resto dentro de los grados 3 y 2 como en el estudio preoperatorio. Hay 14 pacientes graduados en el 3.º y 4.º grupo que después de la intervención pasaron a ser 10 (gráfica A). Sin embargo el dolor sí mejoró claramente;



ARTROPLASTIAS DE SHIERS DENTRO DE LOS GRADOS 3 Y 4.

GRÁFICA A

▨ :Antes de la intervención  
 □ :Después de la intervención

de 7 pacientes de grado 1 se pasó a 0 en el postoperatorio, de 5 de grado 2 a 2 pacientes con esta valoración, de 3 de grado 3 a 6 y por último de 0 de grado 4 a 7 pacientes. En este parámetro es donde se encuentra la mayor mejoría de los enfermos estudiados con los implantes de SHIERS.

En el estudio radiográfico efectuado en la última revisión aparecen, además de las complicaciones ya referidas, como calcificaciones o impactaciones femorales, un paciente con fragmentos metálicos intraarticulares que no son clínicamente manifiestos.

De estos 15 pacientes estudiados, sólo

uno había sufrido anteriores intervenciones en la rodilla implantada. Se trataba de una paciente de 49 años, la más joven de la serie, a la que ya habíamos operado para colocar una artroplastia unicondilar de RICHARDS (fig. 12) por padecer una gonoartritis unicompartimental. A los 4 meses refiere dolor en la rodilla operada y la movilidad de la misma no se ha recuperado. Entonces es reintervenida para practicarle una artroplastia de SHIERS (fig. 12). La evolución fue satisfactoria y hasta ahora (37 meses después de esta reintervención) no ha presentado alteraciones evolutivas.

B) Grupo de pacientes con *artroplastias de COVENTRY*

Se han estudiado 15 pacientes que tienen implantadas artroplastias de deslizamiento tipo COVENTRY (Cuadro III). La edad media del grupo fue de 62 años, con una oscilación entre los 50 y los 72. Siete enfermos eran varones y 8 hembras. No había ningún caso bilateral aunque una enferma ya conocida

afecta de espondilitis anquilopoyética porta un modelo de SHIERS en una rodilla y de COVENTRY en la contralateral.

Los 15 pacientes se revisaron con un tiempo mínimo postoperatorio de tres años y la enfermedad responsable fue gonoartrosis en 13 rodillas y 2 espondilitis anquilopoyética con afectación de esa articulación. El tiempo medio de ingreso en el Centro fue

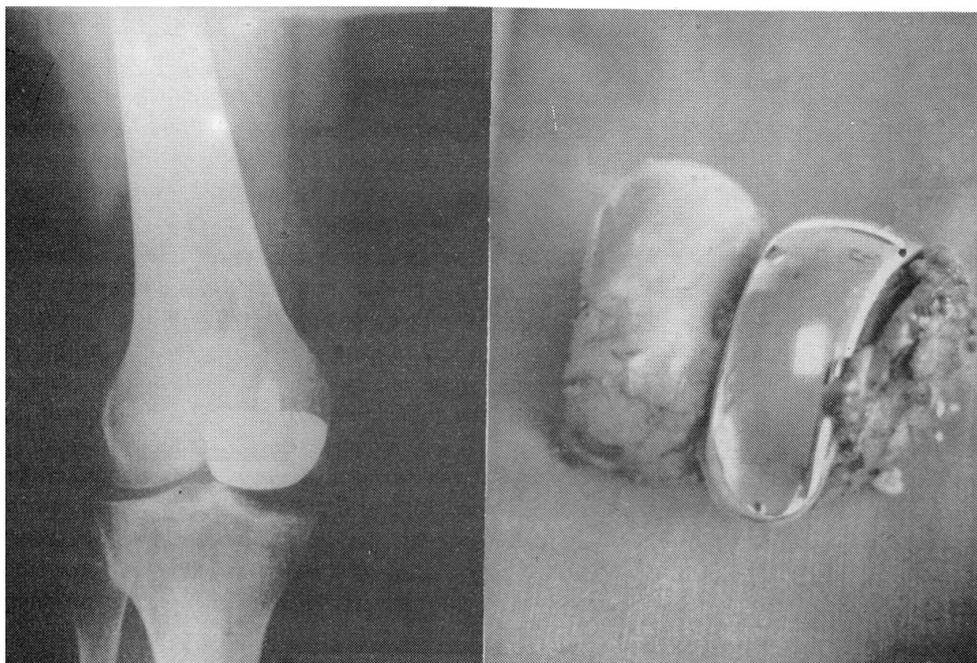


FIG. 12.— Artroplastia unicondilar de RICHARDS. Pieza operatoria tras la resección condílea para implante de artroplastia de SHIERS.

de 40 días, exceptuando una paciente con espondilitis anquilopoyética que fue sometida a varias intervenciones artroplásticas para implantar 4 prótesis, dos en caderas y dos en rodillas que permaneció varios meses en el Hospital.

La valoración preoperatoria figura en el Cuadro VII, llamando la atención la importancia del dolor, encontrando 11 en grados 1 y 2; la movilidad también estaba afectada antes de la intervención pues 7 pacientes se graduaron en estos mínimos grados. La

deambulacion era el parámetro menos dañado y 11 pacientes caminaban con un bastón o sin ayudas.

El tiempo transcurrido en la intervención fue como media de 135 minutos. No se actuó a nivel de la rótula en 11 casos, asociando patelectomía en 1 enfermo y pateroplastia en tres rodillas. La deambulacion se permitió con apoyo a los 20 días como tiempo medio. En el postoperatorio aparecieron las complicaciones que se exponen en el Cuadro V, llamando la atención una

desinserción del tendón rotuliano en el acto operatorio que precisó sutura reconstructora y que obligó a retrasar la rehabilitación de la rodilla operada. Un paciente sufrió una caída después de la intervención fracturándose la meseta tibial interna que no precisó

Cuadro VII

## Artroplastias de Coventry

Parámetro	Grado	N.º de artroplastias	
		(Preop.)	(Postop.)
Movilidad . . . . .	1	5	4
	2	2	20
	3	3	7
	4	5	4
Deambulaci6n .	1	1	0
	2	3	3
	3	5	7
	4	6	5
Dolor . . . . .	1	6	0
	2	5	3
	3	4	8
	4	0	4

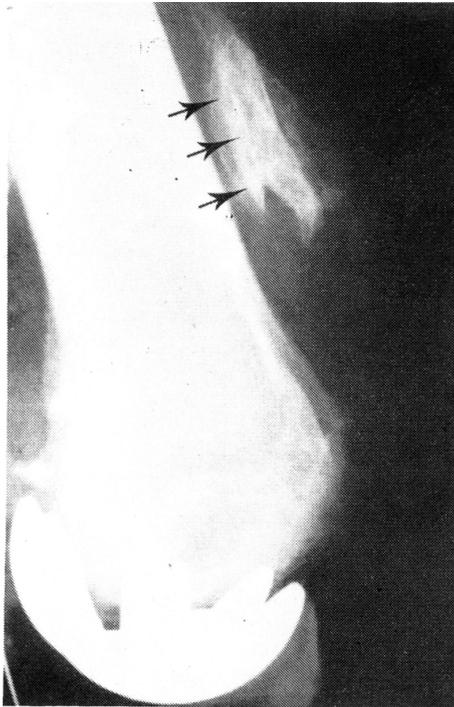


FIG. 13.—Calcificación en cara anterior femoral tras implante de COVENTRY.

otro tratamiento que el reposo con inmovilización de la rodilla.

Han sido precisas en este grupo de pacientes, dos reintervenciones (Cuadro VI). Un paciente tenía déficit en la flexo-extensión del postoperatorio, anotándose a los 7 meses de la intervención 10° de flexión tan sólo, por lo que fue sometido a una reintervención entonces para practicarle patelectomía y liberación articular según técnica de JUDET, consiguiéndose 90° de flexión que perdió nuevamente al retirar la inmovilización postoperatoria. A los 5 meses se practicó una manipulación con anestesia general obteniéndose en ese momento 75° de flexión que, hasta el momento de revisar a la paciente, a los 37 meses de la primera intervención, se mantienen.

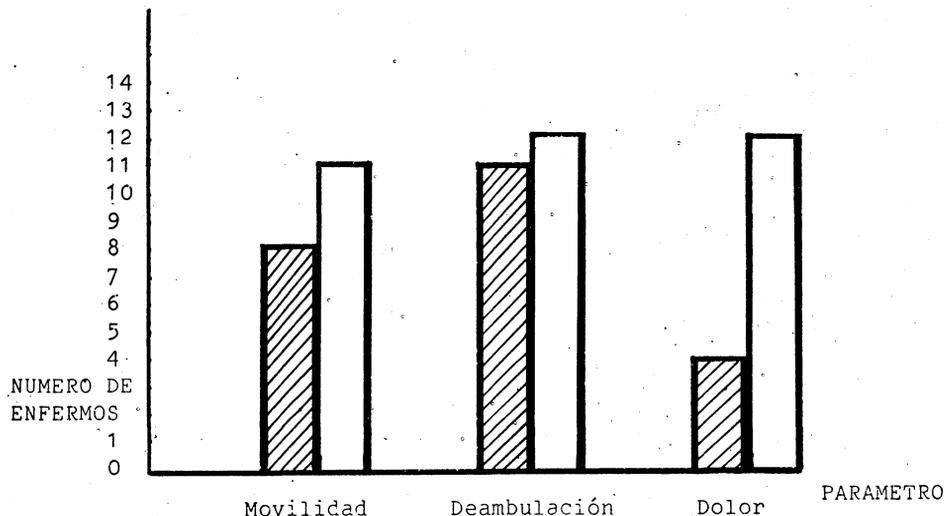
No tuvimos ningún caso de infección en este grupo y los problemas locales de la herida quirúrgica fueron mínimos y fácilmente solucionables. Encontramos 3 pacientes con calcificaciones periarticulares, en algún caso (fig. 13) de gran tamaño que no han precisado hasta el momento, actuación quirúrgica.

En la valoración postoperatoria siguiendo el estudio de los parámetros de dolor, movilidad y deambulación, encontramos que en cuanto a la movilidad se apreció una mejoría global, pues de 8 pacientes graduados en los grupos 3 y 4 se pasó a 11 en los mismos grados a los 24 meses del postoperatorio. La deambulación, que era bastante aceptable antes de la intervención, no se modificó sustancialmente con la colocación de la artroplastia, pero el dolor mostró ser el parámetro con mayor mejoría; seis pacientes que se graduaron en el grupo 1, desaparecieron de esta primaria evaluación; en el grupo 3 y 4 había preoperatoriamente sólo 4 pacientes que después de la prótesis fueron 12 (Gráfica B).

En la última revisión para este estudio que estamos realizando, se efectuó un estudio radiográfico. Encontramos como ya

hemos dicho, tres enfermos con calcificaciones periarticulares, pero que sólo en uno eran de verdadero tamaño y dificultaban la funcionalidad de la rodilla (fig.13). Un caso

presentaba una mala colocación del componente femoral, que se encontraba anteriormente implantado y que dificulta una extensión completa de la rodilla intervenida.



ARTROPLASTIAS DE COVENTRY DENTRO DE LOS GRADOS 3 Y 4

GRÁFICA B  :Antes de la intervención  
 :Después de la intervención

Nos hemos referido ya a dos pacientes con espondilitis anquilopoyética que portan implantes de COVENTRY. El primero es un paciente varón de 50 años de edad (fig. 14) con serias limitaciones para la deambulación, por afectación de columna, ambas caderas y rodillas. Fue sometido a implantes bilaterales según la técnica de CHARNLEY en caderas. En septiembre de 1977 se colocó una artroplastia de COVENTRY en la rodilla derecha (fig. 14). La movilidad conseguida fue baja (grado 1) algo superior a la que poseía, pero el dolor y la deambulación mejoraron, seguramente ayudados por los implantes de caderas. Una enferma de 61 años, igualmente diagnosticada de espondilitis anquilosante (fig. 15) fue intervenida en caderas por presentar fusión articular en las mismas. La enferma permanecía en cama con grandes dolores desde hacía 32 años, no podía deambular y por la rigidez articular

tampoco podía sentarse en una silla de ruedas. Se realizaron como decimos, artroplastias de CHARNLEY en ambas caderas. Las lesiones en rodillas eran también graves y en noviembre de 1978 se implanta una prótesis de COVENTRY en rodilla izquierda, seguida en febrero de 1979 de una nueva intervención para realizarle una artroplastia de SHIERS en la rodilla derecha, ya comentada en el anterior grupo de enfermos (fig. 15). La movilidad de ambas articulaciones no aumentó espectacularmente, pero el dolor desapareció con los dos implantes de rodillas. Es posible una deambulación con bastones (fig. 15) y sobre todo la permanencia en silla de ruedas. No sólo se ha beneficiado funcionalmente en cuanto a la movilidad de rodillas y caderas, sino psíquicamente la enferma se encuentra independiente de su entorno familiar y muy satisfecha de sus neoarticulaciones.

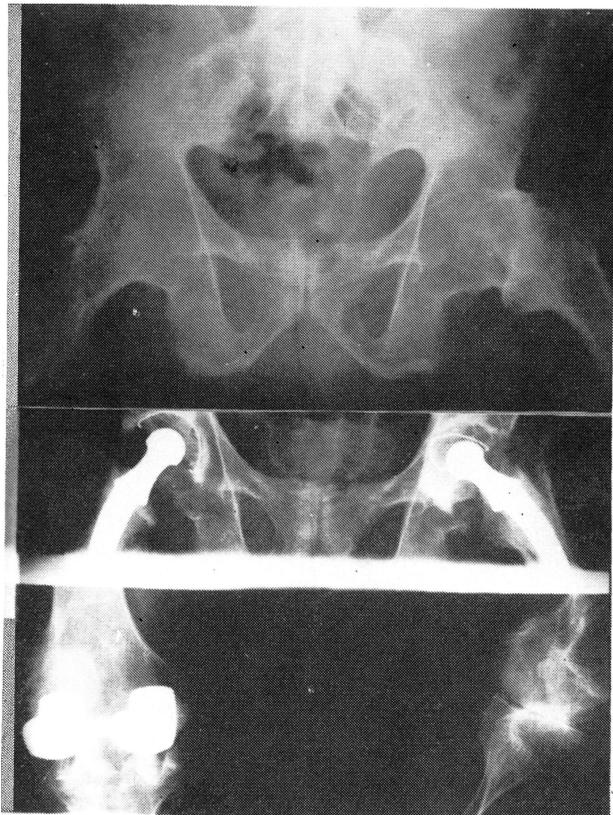


FIG. 14.—Espondilitis anquilopoyética. Implante de dos artroplastias de CHARNLEY en caderas y de COVENTRY en rodilla derecha.

### C) Resultados comparativos entre *ambos grupos de pacientes*

Se han comparado los resultados conseguidos en ambos grupos de enfermos en relación con algunos hallazgos que pasamos a explicar.

Primeramente en la intervención quirúrgica en sí, sólo hemos encontrado como diferencias, aparte de las características técnicas de cada modelo, un mayor tiempo necesario para el implante de COVENTRY (60 minutos más como media) (Cuadro III) que consideramos lógico por la mayor dificultad en la artroplastia de deslizamiento, al tener que preparar el lecho de implantación de los componentes femoral y tibial. Este

mayor tiempo transcurrido no se ha evidenciado en otro tipo de alteraciones y los postoperatorios inmediatos fueron correctos en todos los pacientes de ambos grupos.

La edad, como decíamos era bastante similar en los dos grupos de pacientes estudiados, así como las enfermedades primitivas que obligaron a la intervención artroplástica. Alguna complicación presente en el acto operatorio no fue grave y se solucionó fácilmente en el mismo tiempo (desinserción del tendón rotuliano). La deambulación y el comienzo de ejercicios de rehabilitación se permitieron en los mismos días para las dos series.

En cuanto a los resultados conseguidos con ambas artroplastias y que hemos graduado en 4 estadios para la movilidad, dolor y deambulación, nos llama la atención que en el grupo de SHIERS algunos pacientes perdieron movilidad con el implante (tres casos), e incluso la deambulación era más dificultosa después de la operación. En el grupo de COVENTRY, esta posibilidad en la deambulación no se ha modificado, pero la movilidad mejoró claramente. En ambos grupos de enfermos el dolor fue el parámetro más mejorado. En el grupo de SHIERS (gráfica A) de tres pacientes graduados en el 3.º y 4.º grupo se pasó a 13 enfermos y en el de COVENTRY (gráfica B) graduados en los mismos 3.º y 4.º grupo se transformaron en 12. Los resultados comparativos de las dos series de pacientes no muestran muchas diferencias en cuanto a la evaluación final (Cuadro VIII) siempre con

Cuadro VIII

### Estudio comparativo de resultados Grados tercero y cuarto

Parámetro	N.º de artroplastias (Modelo de Shiers)	N.º de artroplastias (Modelo de Coventry)
Movilidad ...	10	11
Deambulación	10	12
Dolor .....	13	12

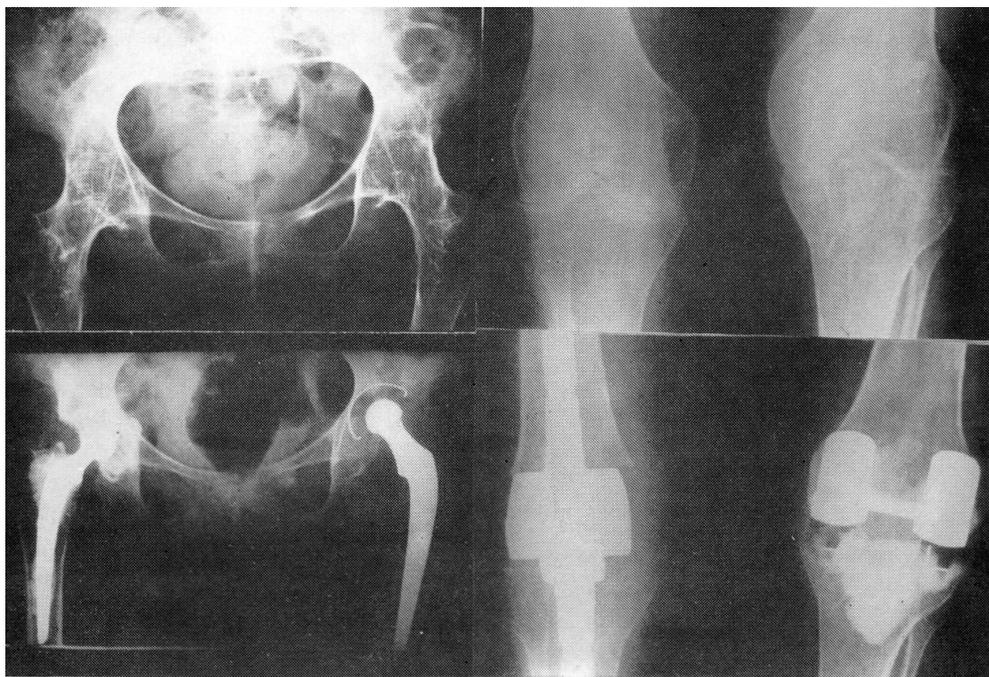


FIG. 15.— Espondilitis anquilopoyética. Artroplastia bilateral de caderas de CHARNLEY. Rodilla derecha con implante de SHIERS e izquierda con modelo de COVENTRY.

ligera ventaja para el modelo de deslizamiento, aunque sea preciso referirse al estado previo en la funcionalidad de la rodilla y entonces comprobaremos como el modelo artroplástico de COVENTRY consiguió una mayor mejoría que el de SHIERS en cuanto a la movilidad y deambulaci3n. Para el dolor los resultados de ambos grupos son superponibles así como en cuanto a la impresi3n subjetiva del paciente.

Donde sí existen claras diferencias es en el capítulo de complicaciones (Cuadro V). Los modelos de SHIERS han presentado en general, mayor número y gravedad de alteraciones. Los problemas locales de la herida operatoria fueron numerosos en este grupo, tanto dehiscencia de bordes como hematomas e incluso infecci3n profunda en dos pacientes. Cuatro enfermos presentaron impactaci3n del vástago femoral que pueden precisar revisi3n quirúrgica con el paso del

tiempo y en un caso fue preciso reintervenir a un enfermo por movilizaci3n del perno central de la prótesis (fig. 11). Las calcificaciones fueron curiosamente semejantes en cuanto a número en los dos grupos de enfermos, acaso más manifiestas con el implante de COVENTRY (fig. 13). En este último grupo no tuvimos ninguna infecci3n, los problemas locales de la herida afectaron a pocos enfermos y el resto de las complicaciones que expusimos se han solucionado satisfactoriamente.

Secundariamente a esta aparici3n de complicaciones en la serie implantada con modelos en bisagra, hubo que reintervenir a 4 pacientes, mientras que en la efectuada con modelos de desplazamiento, sólo fue preciso patelectomía y liberaci3n articular y posteriormente en el mismo enfermo una manipulaci3n bajo anestesia general. Además las complicaciones que precisaron rein-

tervenciones fueron mucho más graves en los modelos de SHIERS; como ya dijimos, posteriormente a la fecha de esta revisión hemos efectuado una artrodesis tibio-femoral por movilidad de los vástagos secundario a infección. Estas artrodesis realizadas con hueso en deficientes calidades, seguidas de imprescindible acortamiento de la extremidad, son problemáticas y sospechamos sean origen de nuevas dificultades.

### Discusión

Desde 1951 en que WALLDIUS (44) publica sus primeras estadísticas utilizando como tratamiento sustitutivo de una rodilla enferma un modelo metálico de artroplastia, las series dadas a conocer han sido numerosas. Los implantes totales de rodilla se han generalizado en los quirófanos de cirugía ortopédica y con los fracasos de algunos modelos se ha ido evolucionando en el diseño de otros.

Como ya hemos visto no ha sido un camino fácil el seguido por los cirujanos en relación con las A.T.R. Las complicaciones descritas han sido numerosas y la evolución, en muchos casos desastrosa, con la necesaria artrodesis como solución desafortunada.

Los trabajos sobre implantes en charnela dedican un importante capítulo a las complicaciones que padecieron. La infección es la primera en cuanto a gravedad (74). GSCHWEND (34) refiere 4 pacientes con infección profunda en su serie de 192 rodillas, pacientes que precisaron artrodesis; AUBRIOT (5) publica 6 enfermos de los 112 implantados con prótesis GUEPAR; LETTIN (45), utilizando el modelo de bisagra de STANMORE anota 3 infecciones de los 100 pacientes revisados, obligando a la amputación en dos casos; SHEEHAN sólo encuentra un 0'6 por 100 de infección (61); MURRAY (47) en dos de las 80 revisadas y HUI (38) que implanta los modelos GUEPAR y WALLDIUS, publica 9 casos en sus 77

pacientes. Como vemos en modelos de bisagra, la infección profunda aparece en las series consultadas en un porcentaje variable entre 0'6 y un 11 por 100. Nuestros resultados (dos infecciones en 15 pacientes) ofrecen una elevada frecuencia, en comparación con los estudios conocidos, que aunque no significativo, por el escaso número de implantes revisados, nos hace buscar la etiología de estos fracasos, máxime si tenemos en cuenta que nuestra frecuencia de infecciones profundas en otros implantes como en cadera, se mantienen en los límites lógicos y comparables a otras estadísticas nacionales o extranjeras.

Los trabajos que hemos revisado utilizando exclusivamente el modelo SHIERS como nosotros muestran también esta elevada frecuencia y así CARRILLO (11) también en 15 casos muestra 4 infecciones. El propio SHIERS (64) al comentar 140 pacientes operados no publica la frecuencia de esta complicación, pero sin embargo WATSON (76) en 38 rodillas reumatoideas sólo encontró una infección profunda aunque como ya comentábamos en la introducción a este trabajo, el fracaso de la prótesis fue la regla a los 10 años del implante.

El excesivo material implantado, la mala cobertura cutánea al realizar patelectomía, la posibilidad de movilización o «campaneo» de los componentes por su gran tamaño y no rotación, pueden ser los causantes de este elevado porcentaje de infecciones que padecimos, complicación como vimos también frecuente en otras series implantando la misma artroplastia.

El tratamiento de esta complicación no está suficientemente explicado en los trabajos que conocemos. GSCHWEND (34) realiza extracción de la prótesis y artrodesis; LETTIN (45) precisa amputación en dos casos de sus tres infecciones; CARRILLO (11) realiza igualmente una amputación y en tres enfermos la solución fue extraer el material ignorando si artrodesó la rodilla después. Tam-

bién LETTIN (44) como ya referíamos tuvo que recurrir a esta dramática amputación para solucionar una infección de la A.T.R. Podemos resumir la terapéutica de esta complicación diciendo que la extracción de material y la artrodesis con el consiguiente acortamiento, es la pauta más recomendada. La amputación debe dejarse lógicamente para fracasos de estas reoperaciones y creemos que hoy, con el arsenal antibiótico que disponemos es una solución difícil de explicar.

No obstante siguiendo las indicaciones de autores como BUCCHOLZ (9) con amplia experiencia en artroplastias infectadas, hemos realizado en un caso de los comentados en este trabajo, el reimplante con nueva cementación (fig. 10) asociada a Gentamicina y terapéutica antibiótica parenteral. Como ya hemos referido posteriormente ha sido preciso realizar una artrodesis tibiofemoral. En otra paciente hemos realizado una limpieza quirúrgica manteniendo un sistema de drenaje continuo para lavado con antibióticos específicos, que también se administró parenteralmente y siguiendo una técnica descrita para infecciones de A.T.R. por HUI (38). Este caso evolucionó satisfactoriamente ante nuestro escepticismo, ya que como una medida previa a la extracción de la prótesis, se había indicado.

En resumen y ante la presencia de una infección en una A.T.R. la pauta que recomendamos sería ordenadamente:

- 1.º Identificación del germen responsable.
- 2.º Reposo articular activo y pasivo.
- 3.º Limpieza quirúrgica y lavado continuo con antibióticos.
- 4.º Recambio de implante siguiendo la técnica de BUCCHOLZ.
- 5.º Extracción de material y artrodesis si es posible.

Estos pasos pueden saltarse si comprobáramos una afectación del estado general por sepsis o la seguridad de la inutilidad de los tratamientos referidos.

Por último y como profilaxis de la infección profunda sólo una técnica cuidadosa, evitando la formación de hematomas o dehiscencias, prevención antibiótica en el pre y postoperatorio, un estudio detallado y precoz ante la sospecha de una infección y desde luego la utilización de un modelo protésico menos extenso, pueden recomendarse seriamente.

Las alteraciones cutáneas de la herida quirúrgica han sido numerosas en nuestra serie (12 pacientes de los 15 estudiados). Tanto los hematomas postoperatorios como las dehiscencias o necrosis, se presentaron abundantemente. De manera sistemática hemos mantenido drenajes de aspiración y no sabemos cuál es la causa de la formación de estos hematomas que precisaron en algún caso drenaje, añadiendo una posibilidad infectiva. Las alteraciones en la cicatrización se atribuyen a la escasa cobertura cutánea tras la patelectomía. Autores como LETTIN (45) encuentran un 29 por 100 de estas alteraciones en el cierre de la herida en su serie con implantes de STANMORE y sospechamos que otros autores que no las mencionan también padecieron estas complicaciones (27) pero que por curar fácilmente, no supusieron modificación de los resultados del implante, no apareciendo por eso descritas en sus complicaciones.

Otra alteración descrita en la bibliografía que conocemos sobre estas A.T.R. es la movilización de la prótesis, casi siempre referida a la implantación del componente femoral. LETTIN (45) las describe en un 5 por 100 que precisaron reoperaciones para artrodesis en un caso y para reposición en tres enfermos. MURRAY (47) no encuentra ningún caso en sus 80 prótesis revisadas y SLEDGE (65) en 144 enfermos operados con el modelo de WALLDIUS, halla 6 casos de movilizaciones. AUBRIOT (5) utilizando la artroplastia GUEPAR aprecia 5 casos que reoperó; un 1'4 por 100 es la cifra descrita en los modelos de bisagra G.S.B. (1).

La reabsorción ósea, sobre todo en fémur, es frecuente en los modelos de SHIERS (27), pero ciertamente no supone, al menos en nuestros casos, alteraciones evolutivas.

Se describe una línea radiolúcida sin valoración patológica que envuelve a la prótesis. Así INSALL (39) la encuentra en un 45 por 100 de sus casos implantados con el modelo GUEPAR; HUI (38) que coloca WALLDIUS o GUEPAR la refiere en un 33 por 100. Esta línea radiolúcida, común a otros modelos (43) es de dudosa etiología y similar a la aparecida en los implantes de cadera. No constituye un signo precoz de infección o movilizaciones indeseables y acaso el efecto local del cemento óseo o los micromovimientos, puedan estar involucrados en su génesis.

Las complicaciones secundarias a la estructura de la prótesis en sí también han

sido descritas y son origen de la búsqueda de otros modelos artroplásticos. Otros tipos además del SHIERS, como el de ATTENBOROUGH (4) o SHEEHAÑ (61) también ofrecen estos fracasos y continuamente se investigan otros modelos para subsanarlos. Con la artroplastia de SHIERS, DEBEYRE refiere tres desmontajes en el postoperatorio que le hace desistir de su utilización futura. La rotura de la prótesis le sucedió a ORDÓÑEZ (48) en dos casos y al propio SHIERS en 6 de sus 89 enfermos primeramente presentados (62). En nuestros casos tuvimos una movilización del perno central (fig. 11) que obligó a una reoperación para su correcto anclaje, siguiendo una evolución posterior satisfactoria. Las fracturas operatorias son descritas por AUBRIOT (5) implantando el modelo GUEPAR, no es una complicación frecuente y sólo como un error técnico puede considerarse. También hemos sufrido noso-

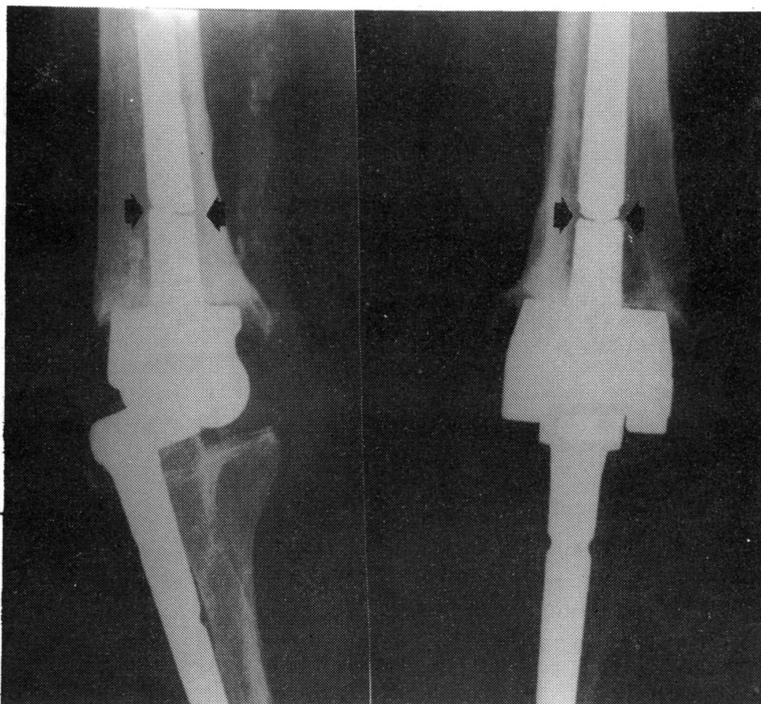


FIG. 16.—Fractura del vástago femoral en una artroplastia de SHIERS en un paciente no revisado este trabajo.

tros la fractura del material (fig. 16) en un caso no sujeto a la presente revisión.

Otras alteraciones que hemos padecido en este grupo de pacientes han sido las calcificaciones periarticulares. No fueron importantes y no precisaron actuaciones médicas o quirúrgicas. La etiología, al igual que las presentes en los modelos artroplásticos de cadera no está aclarada y acaso un factor predisponente, puede aducirse (35).

Por último se han descrito en las artroplastias de charnela, embolismos pulmonares grasos, tromboflebitis, afectaciones neurológicas, etc., que no vamos a estudiar por ser complicaciones ajenas a un modelo artroplástico específico.

Discutido ya el capítulo de complicaciones descritas en los modelos de SHIERS o similares, pasemos ahora a las presentes en los tipos de deslizamiento, ciñéndonos al modelo de COVENTRY. Las alteraciones técnicas yatrógenas como la desinserción del tendón rotuliano que padecimos en un enfermo, no aparecen frecuentemente en la bibliografía, aunque otras complicaciones como anomalías patelo-femorales están presentes en las series publicadas con implantes I.C.L.H. (31), llegando a un 42 por 100 para la serie de FREEMAN (25).

Los errores de orientación son frecuentes para la experiencia de ORDÓÑEZ (48) que los sufre en dos de los 14 implantes de CHARNLEY que utiliza habitualmente; nosotros tuvimos una mala colocación femoral en los 15 pacientes revisados.

Las alteraciones cutáneas en el cierre de la herida se citan por autores como LASKIN (43) que implanta artroplastias totales condilares, con una frecuencia del 6 por 100 o en mayor número por otros como GANDOLFI (27).

La movilización de la artroplastia es una eventualidad corriente en los modelos de deslizamiento, tanto en los tipos I.C.L.H. donde se cita un 12'5 por 100 (25), un 15'7 por 100 (31), un 4 por 100 para RILEY (52)

o un 12 por 100 para SKÖLNICK (69) utilizando el modelo COVENTRY o un 2'4 por 100 para el modelo policéntrico (68).

La infección profunda del implante apareció para FREEMAN (23) en un 10 por 100 cuando por el contrario para INSALL (40) (43) es el 1 por 100; SKÖLNICK (68) utilizando el modelo policéntrico encuentra un 2'8 por 100 de infecciones acabando en artrodesis las dos terceras partes de sus casos, y un 1'8 por 100 implantando el modelo geométrico como nosotros (69).

La aparición de una línea radiolúcida periprotésica que ya describíamos en los implantes de bisagra, se citan aquí también en una frecuencia del 65 por 100 para LASKIN (43) pero sin significación patológica tampoco.

Los porcentajes totales de reoperación son altos en las series revisadas. GOLDBERG (31) precisó reintervenir a un 28'5 por 100 de enfermos con artroplastias de FREEMAN, bien para recambio de la prótesis o para artrodesis. INSALL (40) sin embargo, disminuye este porcentaje a un 3'6 por 100 utilizando artroplastias del mismo tipo, cifra muy similar a la publicada por LASKIN (43) que no contabiliza en este capítulo las manipulaciones que casi llegaron a un 20 por 100 para aumentar la movilidad de la neoarticulación. SKÖLNICK (69) que implanta prótesis geométricas como nosotros precisa un 15'5 por 100 de reoperaciones y el resto de los trabajos revisados muestran cifras muy dispares. Las reoperaciones que se describen fueron para la extracción del implante para solucionar problemas mecánicos bien por movilidad y colocación de una nueva artroplastia, o bien para patelectomía (53), resección de formaciones óseas que impiden la funcionalidad de la rodilla o para fijación metálica por fracturas supracondíleas que comentaremos.

Una complicación descrita últimamente en la bibliografía consultada ha sido la fractura supracondílea femoral (23), (37) consi-

derada por RAND (52) de stress y atribuida por este autor a mala orientación de los componentes, obligando en algunos casos a reoperaciones.

Otras alteraciones evolutivas que hemos encontrado descritas como el embolismo graso, lesiones tromboflebíticas, aparición de fragmentos de cemento (25), (31), luxación de la prótesis (69) o las aparecidas en nuestra serie como calcificaciones (fig. 13) no merecen estudio aparte bien por su rareza o bien por la ausencia de alteraciones clínicas.

Hemos tenido que reintervenir en nuestra serie a un enfermo y en dos ocasiones. En la segunda fue preciso realizar una manipulación bajo anestesia general para aumentar la movilidad de la rodilla intervenida anteriormente con un implante de COVENTRY y después de una patelectomía con liberación articular. La evolución fue satisfactoria después de aquella manipulación y la movilidad conseguida es muy aceptable.

Realizando un estudio comparativo entre las complicaciones que hemos padecido en las dos series de enfermos revisados, nos damos cuenta en seguida del menor número y gravedad de las presentes en los modelos de COVENTRY. Las alteraciones cutáneas fueron escasas, seguramente por la mejor cobertura al mantener la rótula; no padecemos ninguna infección profunda en este grupo y el número de reoperaciones fue igualmente menor, pues sólo en un caso puede considerarse que fue preciso reoperar a estos enfermos en comparación con los 4 reintervenidos en el otro grupo con implantes de SHIERS, sin contar la artrodesis necesaria ya comentada.

Otro capítulo que hemos estudiado comparativamente con la bibliografía conocida han sido los resultados que hemos encontrado en cada grupo.

En los trabajos donde se publican series de artroplastias en charnela, los resultados

son dispares. SHIERS (64) encuentra un 73 por 100 de buenas evoluciones globales en pacientes con gonoartrosis que se elevan a un 95 por 100 en artritis reumatoidea. El mismo SHIERS reconoce que con el tiempo de evolución puede disminuir este porcentaje. SLEDGE (65) que implanta prótesis de WALLDIUS, SHIERS o GUEPAR, encuentra un 90 por 100 de pacientes sin dolor, cifra parecida a la descrita por WALLDIUS (74) que sitúa en un 80 por 100 los buenos resultados con su modelo artroplástico. WATSON (76) que cita a ARDEN con el mismo porcentaje, no se muestra tan optimista y en su experiencia personal a los 7 años del implante asegura que los resultados pobres se establecieron en 26 de las 38 rodillas reumatoideas intervenidas; 11 pacientes de esta serie no podían deambular en la fecha de la revisión y el dolor era severo en 26 enfermos y moderado en 9; la movilidad sólo llegaba a 80° de flexión en 1 enfermo y 19 tenían menos de 30°; 26 enfermos tenían una inestabilidad severa postoperatoria. Como vemos en artritis reumatoidea, por lo menos en este trabajo, la mala evolución es significativa a largo plazo utilizando los implantes de SHIERS. AUBRIOT (5) que coloca el modelo GUEPAR es menos pesimista en relación con los implantes de bisagra, aunque encuentra sólo 38 pacientes de los 112 operados con resultados muy buenos o buenos en revisiones efectuadas a más de 6 meses de la intervención.

Nuestros resultados no son tan llamativos como los descritos; la facilidad para la deambulación como vimos ha disminuido en el postoperatorio, pero el dolor ha mejorado generalmente, mientras la movilidad no ofrece diferencias significativas entre el pre y el postoperatorio. Estos hallazgos son muy similares a los publicados por HUI (38) que implanta los modelos GUEPAR y WALLDIUS.

Los resultados conocidos con el modelo de COVENTRY son más optimistas. SKOL-

NICK (64) encontró un 84 por 100 de desaparición del dolor, inferior desde luego al 93 por 100 publicado por COVENTRY (16) en revisiones efectuadas a los dos años del implante, menor que en nuestro estudio. RILEY (53) en artritis reumatoidea encuentra una mejoría clara para la movilidad de la rodilla intervenida, manifestándose defensor de esta técnica. GANDOLFI (27) revisa 9 enfermos en un período oscilante entre los 6 y 18 meses del postoperatorio apreciando en 8, buenas evoluciones. Con otros modelos protésicos los resultados son parecidos; POAL (50) a los tres años anota un 90 por 100 de resultados aceptables implantando la prótesis de FREEMAN; INSALL (40) con el modelo semiestable muy semejante al anterior, publica un 90 por 100 de resultados excelentes o buenos en pacientes revisados de 3 a 5 años de la intervención. LASKIN (43) interviene a 117 pacientes con un implante total condilar y asegura tener un 86 por 100 de pacientes sin dolor y un 88 por 100 con mejoría en la deambulación; SKOLNICK con un modelo policéntrico (68) encuentra un 85 por 100 de pacientes sin dolor a los dos años de la operación, mientras un 96 por 100 de enfermos se encuentran subjetivamente satisfechos del implante, resultados muy parecidos a los publicados por SHAW (59) utilizando el modelo de MANCHESTER en 51 enfermos.

Nuestros pacientes han ofrecido unos resultados semejantes a los descritos. La movilidad ha aumentado globalmente, el dolor ha disminuido y la deambulación es el parámetro menos modificado. La movilidad, que para SCARAMUZZA (58) disminuiría siempre tras los implantes de deslizamiento ha sido mejorada claramente, como decíamos, en nuestros enfermos.

Hemos buscado para acabar este capítulo, trabajos aparecidos en la bibliografía mundial sobre estudios comparativos semejantes al nuestro entre dos modelos de A.T.R. WILSON (78) estudia dos grupos de

enfermos, uno con el modelo WALLDIUS de bisagra y otro con un implante geométrico, semejante al utilizado por nosotros. Encuentra este autor que el tipo de bisagra obtiene mejores puntuaciones, aunque globalmente los resultados son muy parejos. INSALL (39) estudia 4 series de pacientes con prótesis unicondíleas, bisagras, bicondílares y geométricas, revisando a los enfermos entre los 2 y 3 años del postoperatorio. La prótesis geométrica la recomienda en artrosis pero no en artritis reumatoidea. La forma en bisagra ha sido utilizada en los casos más graves y, aunque encuentra bastantes casos de infección profunda, se manifiesta optimista con su uso. De 45 casos con artroplastias de GUEPAR obtuvo 31 resultados buenos o muy buenos, mientras en 50 artroplastias geométricas encuentra 28 casos con estos mismos resultados. El modelo francés en bisagra es el de mejores resultados en su experiencia, seguido del geométrico, siendo peor, el ofrecido por los modelos unicondíleos.

GIBBS (28) asegura que con los modelos de FREEMAN encuentra mejor evolución en todos los aspectos que implantando el tipo de bisagra de GUEPAR.

CARRILLO (11), entre los autores nacionales, estudia comparativamente 15 casos de prótesis de SHIERS, 26 con artroplastias policéntricas y 24 con modelos bicondílares totales condíleos, obteniendo mejores resultados con estos últimos modelos. Con el tipo de SHIERS encuentra evoluciones regulares o malas en 10 de los 15 pacientes estudiados, mientras en el grupo con implantes totales condílares, estos fracasos no aparecen en ningún enfermo.

ORDÓÑEZ (48) implanta 14 prótesis de bisagra y 14 de deslizamiento, mostrándose partidario de estos últimos tipos, aunque no descarta la implantación de los modelos unicondíleos en artrosis unicompartimentales u osteocondritis disecante.

ESCRIBANO (19) revisa 61 prótesis de

rodilla, 10 del modelo GUEPAR, 35 geométricas y 16 total condilar. Se muestra más satisfecho con la total condilar, reconociendo que todas mejoraron el dolor pero que las de bisagra ofrecieron muchas complicaciones. En general, como vemos, los modelos de charnela son más conflictivos que los restantes descritos.

En nuestra experiencia, mostrada en este trabajo, el tipo artroplástico geométrico de COVENTRY (Cuadro VIII) ha obtenido una mejor evolución que el de SHIERS. Pero esta diferencia no es muy llamativa; no sabemos si un mayor número de implantes y una evolución a más largo plazo hubieran modificado estos resultados que estamos de acuerdo en afirmar, son poco demostrativos. También tenemos que tener en cuenta que los modelos en bisagra se implantaron en rodillas con lesiones más graves generalmente y por lo tanto los resultados finales no pueden compararse fríamente.

Otros autores han revisado series de pacientes con diferentes modelos en bisagra de A.T.R. El tipo de SHIERS es desaconsejado por WATSON (76) quien recomienda la búsqueda de modelos que permitan rotaciones y eviten el contacto metal-metal. DEBEYRE dejó de utilizar también este modelo para implantar los de WALLDIUS y GUEPAR; GSCHWEND (32) igualmente recomienda la prótesis diseñada por WALLDIUS en comparación con la de SHIERS y por último WAGNER (73) recomienda la GUEPAR mejor que la WALLDIUS, DEBEYRE o SHIERS. Como vemos entre esos dos modelos, descritos por WALLDIUS o por los autores franceses incluidos en el modelo GUEPAR, se centran ahora los estudios sobre el campo de los modelos en charnela. Nosotros añadiríamos el modelo G.S.B. y el esférico con el inconveniente de la escasa estadística que se ha publicado sobre los últimos. Prácticamente el tipo de SHIERS sólo es todavía recomendado por su diseñador o en trabajos con tiempos de revisión corta.

En cuanto a los tipos de deslizamiento, el original de COVENTRY, que usamos nosotros, es un modelo actual y bien estudiado. Nos manifestamos contentos con su utilización y creemos que junto con el tipo GUEPAR debe situarse en el arsenal quirúrgico del cirujano ortopédico en nuestros días. La prótesis de SHIERS debe ser retirada; un exceso de material con la imposibilidad de rotaciones, el contacto metal-metal, la fragilidad del implante y la necesaria patelelectomía, son factores que obligan a reconsiderar la conveniencia de esta clásica artroplastia, añadiendo además la difícil realización de una artrodesis si el implante fracasa.

Debemos llegar ya al final de este trabajo y no es fácil decidirse por uno u otro modelo de A.T.R. Creemos que deben existir ambos a disposición del cirujano. Bueno es recordar ahora que la prótesis de rodilla es una intervención destinada a rodillas que no admitan otro tratamiento menos «mutitante» (8), pero no estamos de acuerdo en que los tipos en bisagra tiendan a desaparecer (58). Ante una rodilla con lesiones graves, inestabilidad severa o en articulaciones neuropáticas (38), estos modelos están indicados, aún con el peligro de una infección profunda a la que seguirá una problemática artrodesis (39). La patología responsable del proceso no nos va a orientar sobre la conveniencia del modelo a implantar y un tipo de deslizamiento o en bisagra debe ser indicado dependiendo del estado clínico y radiográfico de la articulación.

Como decíamos, el problema de la artroplastia de rodilla, está vigente aún; con dos tipos de prótesis, una en bisagra y otra de deslizamiento o recubrimiento, podemos mejorar la evolución de una articulación enferma, pero nuevos modelos (27) deben ser investigados en los próximos años para conseguir mayor semejanza con la rodilla sana. Hasta entonces la cautela y realismo deben ser la pauta del cirujano ortopédico al enfrentarse a una rodilla susceptible de tratamiento artroplástico.

## BIBLIOGRAFIA

1. *Allo. Pro. Info.*, núm. 2, 1980.
2. APRAIZ, J. A. De (1967): Resultados inmediatos de las Prótesis de cadera y rodilla. *Rev. Esp. Cir. Osteoart. Tomo II*, p. 517.
3. ATTENBOROUGH, C. G. (1978): The Attenborough Total Knee Replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, 3, p. 321.
4. ATTENBOROUGH, C. G. (1979): El principio de deslizamiento estabilizado en las prótesis articulares. *Reemplazos articulares en las Enfermedades Reumáticas*, p. 253. Edit. Salvat. Barcelona.
5. AUBRIOT, J. H.; DEBURGE, A.; SCHRAMM, P. (1973): GUEPAR Prosthesis. A multicentric study. *Acta Orthop. Belg. T. 39*. Fasc. 1, p. 257.
6. BARGREEN, J. H.; DAY, W. H.; FREEMAN, M.A.R.; SWANSON, S.A.V. (1978): Mechanical tests on the tibial components of non-hinged knee prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, 2, p. 256.
7. BASTIANI, G. de; TRINCHI, F. (1977): Prótesis totales de deslizamiento de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 21-IB, 4, p. 543.
8. BOUILLET, R.; WAGNER, J. (1973): Conclusiones generales. *Acta Ortop. Belg. T. 39*. Fasc. 1, p. 353.
9. BUCHHOLZ, H. W. (1974): Las operaciones de reemplazo articular y sus complicaciones. Fines de Semana Traumatológicos. Edit. I.N.P.P.: 53.
10. CARRILLO MATEOS, J. P.; RODRÍGUEZ ALTONAGA, J. R. (1977): Tratamiento quirúrgico de la artrosis de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 21-IB, 1, p. 115.
11. CARRILLO MATEOS, J.; ALFARO OTERO, J. R.; SAORNIL ALVAREZ, J. (1980): Nuestra experiencia en el tratamiento de la artrosis de rodilla con diferentes tipos de prótesis totales de rodilla. *Rev. Esp. Cir. Osteoart.* 15, p. 101.
12. CARTIER, P.; MAMMESI, M.; VILLERS, P. (1982): Clinical and Radiographic evaluation of modular knee replacement. A review of 95 cases. *Int. Orthop.*, 6: 35-44.
13. CATALÁN GONZÁLEZ, J.; DE ANTONIO LLORENTE, J.; SÁNCHEZ COTA, J. (1980): Prótesis parciales y totales de rodilla. Nuestros resultados. *Rev. Ortop. Traum.*, 24-IB, p. 575.
14. CONVERY, F. R.; MINTOOR-CONVERY, M.; MALCOM, L. L. (1980): The Spherocentric knee: a re-evaluation and modification. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A, 3, p. 320.
15. COVENTRY, M. B. (1973): Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J. Bone Joint Surg.*, 51-A, 1, p. 23.
16. COVENTRY, M. B. (1973): Early results in geometric total knee arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 55-B, 4, p. 874.
17. DUCHEYNE, P.; KAGAN II, A.; LACEY, J. A. (1978): Failure of total knee arthroplasties due to loosening and deformation of the tibial component. *J. Bone Joint Surg.*, 60-A, 384.
18. EFTEKHAR, N. S. (1978): *Symposium on reconstructive surgery of the knee*. P. 272. Edit. The C.V. Mosby Company. St. Louis.
19. ESCRIBANO VILLANUEVA, VILANOVA VÁZQUEZ, BORREGÓN MARTÍNEZ, MARTÍNEZ CANDIAL, FERNÁNDEZ DÍEZ DE MIGUEL, MARTÍN MINGUEZ (1982): Revisión y complicaciones de 61 prótesis de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 26-IB, 333.
20. FERNÁNDEZ, C. I. (1979): Artrosis de rodilla. *Rev. Esp. Cir. Osteoart. T. 14*, p. 159.
21. FERNÁNDEZ SABATÉ, A.; MARÍN, M.; VILLARRUBIAS, J. M. (1980): Tratamiento de la gonoartrosis con osteotomía tibial de penetración y fijación con grapas. *Rev. Ortop. Traum.*, 24-IB, 1, p. 13.
22. FREEMAN, M.A.R.; SWANSON, S.A.V. (1972): Total prosthetic replacement of the knee. *J. Bone Joint Surg.*, 54-B, 2, p. 170.
23. FREEMAN, M.A.R.; SWANSON, S.A.V.; TODD, R. C. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 181.
24. FREEMAN, M.A.R.; SCULCO, T.; TODD, R. C. (1977): Replacement of the severely damaged arthritic knee by the ICLH Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 59-B, 1, p. 64.
25. FREEMAN, M.A.R.; TODD, R. C.; BAMERT, P. (1978): ICLH Arthroplasty of the knee: 1968-1977. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, 3, p. 339.
26. FREEMAN, M.A.R. (1982): *Artritis y Artrosis de la rodilla. Clínica y tratamiento quirúrgico*. Edit. Salvat. Barcelona.
27. GANDOLFI, M.; PEGREFFI, P. (1975): *Artroprotesi di ginocchio*. Edit. Aulo Gaggi Editore. Bologna.
28. GIBBS, A. N.; GREEN, G. A.; TAYLOR, J. G. (1979): A comparison of the FREEMAN-SWANSON (ICLH) and WALLDIUS. Prosthesis in total knee replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 61-B, 3, p. 359.
29. GILULA, L. A.; STAPLE, T. W. (1977): Radiología de los modelos más recientes de prótesis total de rodilla. *Clínica Radiológica*. P. 61. Edit. Salvat. Barcelona.
30. GOMAR SANCHO, F. (1982): La fijación del componente tibial en las artroplastias de rodilla. Estudio experimental. *Rev. Esp. Cir. Osteoart.*, 17: 1.

31. GOLDBERG, M.; HENDERSON, B. T. (1980): The FREEMAN-SWANSON ICLH total knee Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A, 8, p. 1338.
32. GSCHWEND, N. (1971): *Tratamiento quirúrgico de la Poliartritis Crónica Progresiva*. P. 165. Edit. Toray. Barcelona.
33. GSCHWEND, M. N. (1978): G.S.B Knee joint. A further possibility, principle, results. *Clin. Orthop.*, 132, p. 170.
34. GSCHWEND, N.; SCHEIER, H.; BAHLER, A. (1979): Prótesis de rodilla G.S.B. *Reemplazos articulares en las enfermedades reumáticas*. P. 47. Edit. Salvat. Barcelona.
35. HERNÁNDEZ VAQUERO, D.; PAZ JIMÉNEZ, J.; AMIGO FERNÁNDEZ, A.; SONEYRA PATIÑO, J. M.; ROMO CONTRERAS, I. (1980): Las calcificaciones periarticulares como complicación de las Artroplastias de cadera. *Rev. Quir. Esp.*, 7, 4, p. 173.
36. HERNÁNDEZ VAQUERO, D. (1980): Artroplastias totales de cadera. Estudio comparativo entre un modelo convencional y otro de doble cúpula. *Tesis Doctoral*. Edit. Universidad Complutense de Madrid.
37. HIRSH, D. M.; BHALLA, S.; ROFFMAN, M. (1981): Supracondylar fracture of the femur following total knee replacement. Report of four cases. *J. Bone Joint Surg.* 63-A, 1, p. 162.
38. HUI, F. C.; FITZGERALD, R. H. (1980): Hinged total knee Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A, 4, p. 513.
39. INSALL, J. N.; RANAWAT, C. S.; AGLIETTI, P.; SHINE, J. (1976): A comparison of four models of total knee replacement prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 58-A, 6, p. 754.
40. INSALL, J.; SCOTT, N.; RANAWAT, C. S. (1979): The total condylar knee prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 61-A, 2, p. 173.
41. INSALL, J.; AGLIETTI, P. (1980): A five to seven year follow up of unicondylar Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A, 8, p. 1329.
42. JORDÁ SERRA, E. (1975): Prótesis parcial de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 19-IB, 4, p. 873.
43. LASKIN, R. S. (1981): Total condylar knee replacement in Rheumatoid Arthritis. A review of one hundred and seventeen knees. *J. Bone Joint Surg.*, 63-A, 1, p. 29.
44. LETTIN, A.W.F.; DELISS, L. J.; BLACKBURNE, J. S.; SCALES, J. T. (1978): The STANMORE hinged knee replacement. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, 3, p. 327.
45. LETTIN, A.W.F. (1979): Prótesis total de rodilla de bisagra STANMORE. *Reemplazos articulares en las Enfermedades reumáticas*. P. 219. Edit. Salvat. Barcelona.
46. MARMOR, L. (1979): MARMOR modular Knee in unicompartmental disease. *J. Bone Joint Surg.*, 61-A, 3, p. 347.
47. MURRAY, D. G.; SHAW, J. A. (1978): *Symposium on reconstructive surgery of the knee*. P. 247. Edit. The C.V. Mosby Company. St. Louis.
48. ORDÓÑEZ PARRA, J. M. (1978): Indicaciones y complicaciones con la artroplastia de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 22-IB, 1, p. 47.
49. PALACIOS CARBAJAL, J.; PARDO ALBARELOS, J. A.; FERNÁNDEZ GILINO, L. (1980): Papel de las osteotomías en el tratamiento de la artrosis de rodilla. *V Simposio Reumatológico Oficial e Internacional*. P. 151. Edit. Eco. Barcelona.
50. POAL MANRESA, J.; RODRÍGUEZ NAVARRO, J.; ASENCIO SANTOTOMÁS (1980): *V Simposio Reumatológico Oficial e Internacional*. P. 179. Edit. Eco. Barcelona.
51. RANAWAT, C. S.; JORDÁN, L.; RAMSAY STRAMB, L. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1. P. 102.
52. RAND, J. A.; COVENTRY, M. B. (1980): Stress fractures after total knee Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A, 2, p. 226.
53. RILEY, L. H.; HUNGERFORD, D. S. (1978): Geometric total knee replacement for treatment of the rheumatoid knee. *J. Bone Joint Surg.*, 60-A, 4, p. 523.
54. SALVATELLA VILA, F.; BLANQUET BENEDICTO, A.; ORDUÑA SERRA, M. (1979): La Osteotomía en cúpula de tibia en el tratamiento de la artrosis de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 23-IB, 1, p. 29.
55. SAVASTANO, A. A.; ZECHINO, V. A. (1978): *Symposium on Reconstructive surgery of the Knee*. P. 235. Edit. The C.V. Mosby Company. St. Louis.
56. SBARBARO, J. L. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 91.
57. SBARBARO, J. L. (Jr.) (1973): *Acta Orthop. Belg.* T. 39. Fasc. 1, p. 138.
58. SCARAMUZZA, D. R. (1977): La Artroplastia de rodilla. *Rev. Ortop. Traum.*, 21-IB, 4, p. 523.
59. SHAW, N. E.; CHATERJEE, D. K. (1978): Manchester Knee Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, 3, p. 310.
60. SHEEHAN, J. M. (1978): Arthroplasty of the knee. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, p. 333.
61. SHEEHAN, J. M. (1979): *Reemplazos articulares en las enfermedades reumáticas*. P. 237. Edit. Salvat. Barcelona.
62. SHIERS, L.G.P. (1954): Arthroplasty of the knee. Preliminary report of a new method. *J. Bone Joint Surg.*, 36-B, 4, p. 553.
63. SHIERS, L.G.P. (1965): H-inge Arthroplasty of the knee. *J. Bone Joint Surg.*, 47-B, 4, p. 586.

64. SHIERS, L.G.P. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 252.
65. SLEDGE, C. B.; THOMAS, W. H.; ARBUCKLE, R. H. (1978): *Symposium on reconstructive surgery of the Knee*. P. 344. Edit. The C.V. Mosby Company. St. Louis.
66. SLOT, G. H. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 337.
67. SMILLIE, I. S. (1977): *Enfermedades de la articulación de la rodilla*. P. 193. Edit. JIMS. Barcelona.
68. SKOLNĀCK, M. D.; BRYAN, R. S.; PATERSON, L.F.A.; COMBS, J. J.; ILSTRUP, D. M. (1976): Polycentric total knee Arthroplasty. A two years follow up study. *J. Bone Joint Surg.*, 58-A, 6, p. 743.
69. SKOLNICK, M. D.; COVENTRY, M. B.; ILSTRUP, D. M. (1976): Geometric total knee Arthroplasty. A two year follow up study. *J. Bone Joint Surg.*, 58-A, 6, p. 749.
70. VAQUERO GONZÁLEZ, F. (1978): Indicaciones actuales de las artrodesis de los miembros. *Ponencia del XII Congreso Nacional de la SECOT*. P. 149. Edit. Garsi. Madrid.
71. VILARDELL, J. M.; ESTEVA VILARDELL, J. (1955): Artroplastia de rodilla con nylon. *Acta Ortop. Traum. Ibérica*, III, 2, p. 226.
72. WAGNER, J.; MASSE, Y. (1973): *Acta Ortop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 11.
73. WAGNER, J.; BOURGOIS, R.; BAILLON, J. M.; HALLEUX, P. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 217.
74. WALLDIUS, B. (1973): *Acta Orthop. Belg.*, T. 39. Fasc. 1, p. 245.
75. WALKER, P. S.; GREENE, D.; REILLEY, D.; THATCHER, J.; BEN-DOV, M.; EWALD, F. C. (1981): Fixation of tibial components of knee Prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 63-A, 2, p. 258.
76. WATSON, J. R.; WOOD, H.; HILL, R.C.J. (1976): The SHIERS Arthroplasty of the Knee. *J. Bone Joint Surg.*, 58-B, 3, p. 300.
77. WAUGH, W. (1978): Editorial. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B, 3, p. 301.
78. WILSON, F. C.; FAJGENBAUM, D. M.; HILL, C. H. (1980): Results of knee replacement with the WALLDIUS and Geometric Prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 62-A, 4, p. 497.