



**Universitat Autònoma de Barcelona**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

José Carlos González Rodríguez

**PRÓTESIS TOTAL DE RODILLA TIPO CHARNELA EN  
CASOS COMPLEJOS DE ARTROPLASTIA TOTAL DE  
RODILLA**

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología  
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Director: Joan Carles Monllau García

Co-Director: Fernando Celaya Ibáñez

Septiembre – 2011

## **CERTIFICAT DEL DIRECTOR DEL TREBALL DE RECERCA**

Dr. Joan Carles Monllau García, Professor titular del Departament de Cirurgia de la Universitat Autònoma de Barcelona,

FA CONSTAR:

que el treball titulat PRÓTESIS TOTAL DE RODILLA TIPO CHARNELA EN CASOS COMPLEJOS DE ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA

ha estat realitzat sota la meva direcció pel llicenciat José Carlos González Rodríguez, trobant-se en condicions de poder ser presentat com a treball d'investigació de 12 crèdits, dins el programa de doctorat en Cirurgia (curs 2010-2011), a la convocatòria de setembre.

Barcelona, a 2 de Setembre de 2011

## **ABREVIATURAS UTILIZADAS EN ESTA MEMORIA**

PTR: Prótesis Total de Rodilla

ATR: Artroplastia Total de Rodilla

PTRTB: Prótesis Total de Rodilla Tipo Bisagra

## **ÍNDICE**

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>4</b>
<b>2. REVISIÓN Y ACTUALIZACIÓN BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>24</b>
<b>3. HIPÓTESIS</b>	<b>32</b>
<b>4. OBJETIVOS</b>	<b>33</b>
<b>5. PACIENTES Y MÉTODOS</b>	<b>34</b>
<b>6. RESULTADOS</b>	<b>41</b>
<b>7. DISCUSIÓN</b>	<b>44</b>
<b>8. CONCLUSIONES</b>	<b>49</b>
<b>9. BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>50</b>

## 1.- INTRODUCCIÓN

El origen de la Prótesis Total de Rodilla (PTR) se remonta al siglo XIX en el año 1863, cuando Vernuil intentó aliviar el dolor de tipo artrósico de una rodilla mediante la interposición quirúrgica de cápsula articular. En 1891 Themistocles Gluck fue el primer cirujano en colocar una Prótesis de rodilla tipo bisagra (PTRTB). Estaba fabricada en marfil y colocada con cemento a base de piedra pómez y yeso. Se dice que este modelo se aflojó precozmente como es fácil pensar<sup>1</sup>. Tras este intento inicial, diferentes tipos de tejidos fueron usados para interponerse en la articulación (músculo, fascia, tejido adiposo e incluso vejiga de cerdo) pero sus resultados fueron todos desalentadores y frustrantes. Debido a esto, los tejidos biológicos fueron sustituidos por materiales acrílicos y por aleaciones metálicas en forma de bisagra. Los primeros modelos protésicos tipo Bisagra fueron diseñados para tratamiento de tumores óseos. La constricción conseguida con el modelo de bisagra, se pensó que produciría una movilidad muy fisiológica y correcta, evitando la luxación de la articulación protésica. Pero, al igual que ocurrió con los modelos de interposición de tejidos biológicos, los porcentajes de fallo, aflojamiento, fractura e infección fueron intolerablemente altos<sup>1</sup>. Estos primeros modelos consistían en una verdadera articulación de bisagra con contacto metal-metal sin ninguna movilidad varo-valgo, ni rotación axial, ni permitía distracción alguna en sus superficies metálicas, lo que producía unas fuerzas de interfase cemento-hueso y metal-hueso excesivas con aflojamiento aséptico precoz<sup>2</sup>. Para combatir esto, se investigaron nuevos modelos de prótesis de bisagra que no consiguieron mejorar en mucho los resultados. Por esto, los modelos protésicos de rodilla tipo bisagra fueron poco

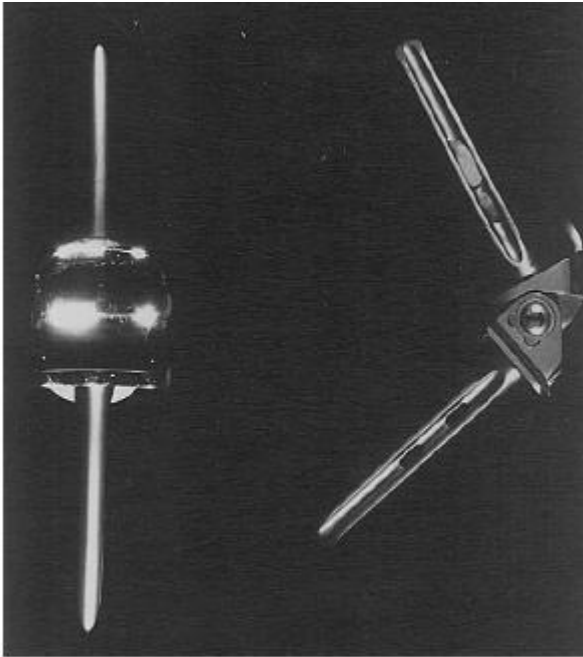
desarrollados a favor de otros modelos no tan constreñidos. Con el desarrollo de la Artroplastia total de rodilla (ATR) las indicaciones de modelos constreñidos y no constreñidos se han hecho mas claras y, por tanto, los modelos constreñidos tipo Bisagra se han desarrollado y mejorado en cuanto a resultados. . Así, se han complementado con múltiples tallas, modularidad de componentes, bisagras rotatorias, modelos porosos, superficies de Polietileno y componentes metálicos de aleaciones superresistentes a la fatiga de material. Por todo ello los modelos actuales presentan unos resultados prometedores dentro de la cirugía de revisión de la ATR<sup>3</sup>.

## **1.1 RECUERDO HISTÓRICO**

### **1.1.2 BISAGRAS DE PRIMERA GENERACIÓN**

#### **1.1.2.1 WALLDIUS**

Borje Walldius en Suecia fue el primer cirujano que introdujo PTRTB de composición acrílica en pacientes con artritis reumatoide<sup>4</sup>. Consiguió un éxito relativo con este modelo, llegando a habilitar la deambulación a ciertos pacientes impedidos en silla de ruedas. Posteriormente y, debido a fallos por rotura de los componentes y mejora en las aleaciones metálicas, se cambió el modelo por uno metálico de aleación de Cromo-Cobalto (**Fig.1**).



**Fig.1.** PRTTB de Walldius de Cromo-Cobalto.

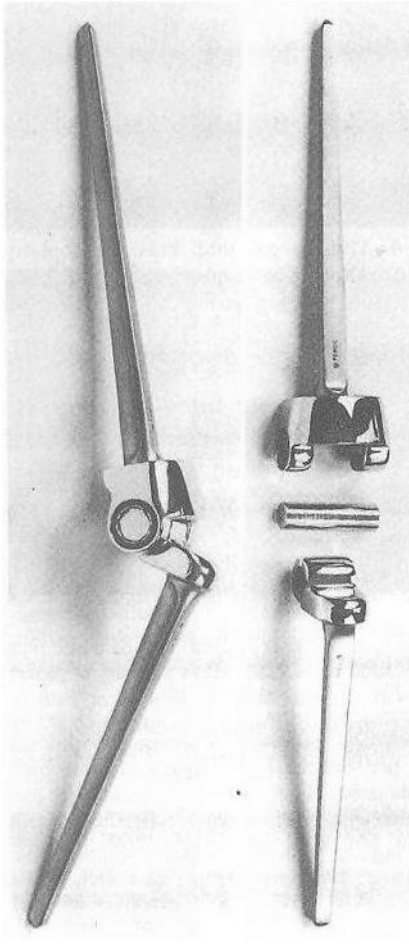
Destacar que el modelo no presentaba la angulación varo valgo entre los componentes femoral y tibial por lo que era Universal Izquierda/Derecha indistintamente. Posteriormente se desarrolló un reborde patelar y unos vástagos de extensión más largos para fémur y tibia. Inicialmente se diseñaron vástagos sin cementar, pero luego se realizaron fenestraciones en dichos vástagos para su uso con cemento acrílico. Con este modelo protésico se conseguían 110° de flexión. Todos estos aspectos en general produjeron malos resultados, a pesar de que los pacientes seleccionados eran mayores y con poca movilidad y demanda funcional. El alto nivel de fuerzas de la interfase y la falta de rotación axial produjeron un alto índice de fallos protésicos a corto-medio plazo con infección, aflojamiento precoz, parálisis peroneal secundaria, rotura de vástagos y fracturas<sup>1 3 5</sup>.

### 1.1.2.2 SHIERS

En el año 1953 del siglo pasado se implantó la primera PTRTB de Shiers. Estaba fabricada en Molibdeno y acero. Presentaba una superficie de rotación posterior evitando el "impingement" de partes blandas junto con vástagos femorales y tibiales de 15 cm. de longitud. Ambos componentes femoral y tibial se unían mediante un perno de bloqueo y no presentaban angulación varo-valgo (el mismo modelo servía para derecha e izquierda). Permitía una extensión máxima de 180° (**Fig.2**).

Diferentes series, incluyendo la del propio Shiers, destacaron en el alivio de la sintomatología pero referían fracturas por fatiga del material , infección profunda con necrosis cutánea por presión del material protésico que obligaba a amputación del miembro, luxaciones del perno de bloqueo, fracturas periprotésicas a la altura de los vástagos femoral y tibial, déficit de extensión, etc<sup>1 3 6 7</sup>. En estas mismas series, los autores achacaban la alta tasa de infección al hecho de que como la inmensa mayoría de pacientes eran reumáticos de base, el tratamiento crónico corticoideo era el principal factor de infección. También describieron la dificultad del rescate mediante Artrodesis, muy rara de conseguir con un sólo procedimiento quirúrgico, por el gran espacio sin cobertura ósea que dejaba la prótesis una vez retirada.

Como ocurrió con la Walldius, los resultados de dolor y función empeoraron con el tiempo.

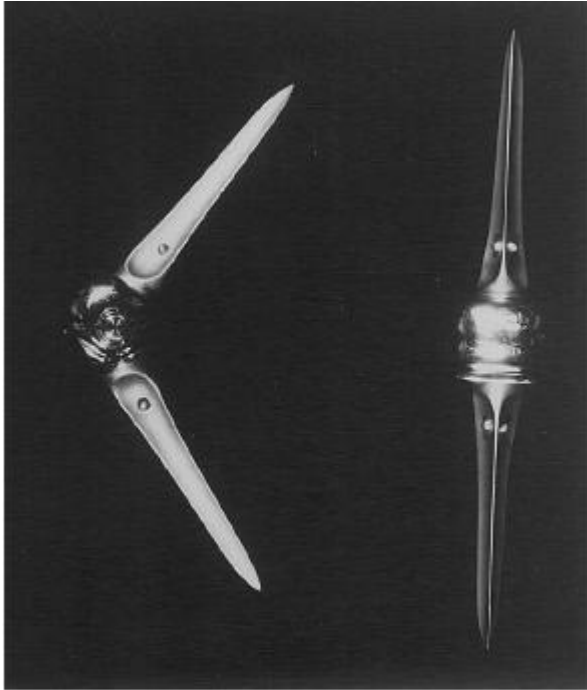


**Fig.2** Prótesis Tipo Shiers

### **1.1.2.3 McKEE**

Este modelo fue introducido en Inglaterra por el cirujano del mismo nombre que desarrolló la prótesis total de cadera con contacto metal-metal. Fue desarrollada para tratar inicialmente un caso de Tumor de Células gigantes de la rodilla y luego fue aplicada a otras patologías por la buena evolución. Inicialmente presentaba vástagos atornillados de 10 cm. de longitud que luego fueron cementados para la dispersión de las cargas. No presentaba angulación varo-valgo al igual que la Prótesis de Walldius. Presentaba un pasador que unía los componentes articulares de 5 cm. **(Fig.3)**

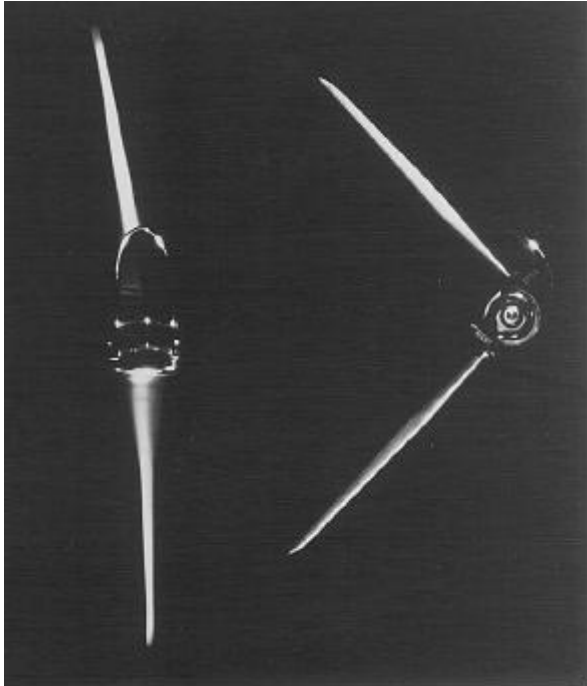




**Fig.3** PRTTB tipo McKEE

#### 1.1.2.4 STANMORE

Este modelo de PRTTB fue introducido en 1969 por el Royal National Orthopaedic Hospital como una mejora de la prótesis de Shiers para casos de destrucción articular masiva<sup>8</sup>. Estaba fabricada en Titanio ligero y una aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno, con superficies de Polietileno de alta densidad en los últimos modelos y un eje metálico sujetado con una grapa de Titanio. Presentaba vástagos de 8° de angulación cementados con tapón y, a diferencia de los modelos de Walldius y Shiers, tenían sección ovalada. El componente femoral se presentaba más anterior con respecto al tibial para ganar flexión que llegó a ser de 110°. El reborde femoral fue ensanchado como luego fueron diseñados modelos posteriores **(Fig.4)**<sup>1 3</sup>.



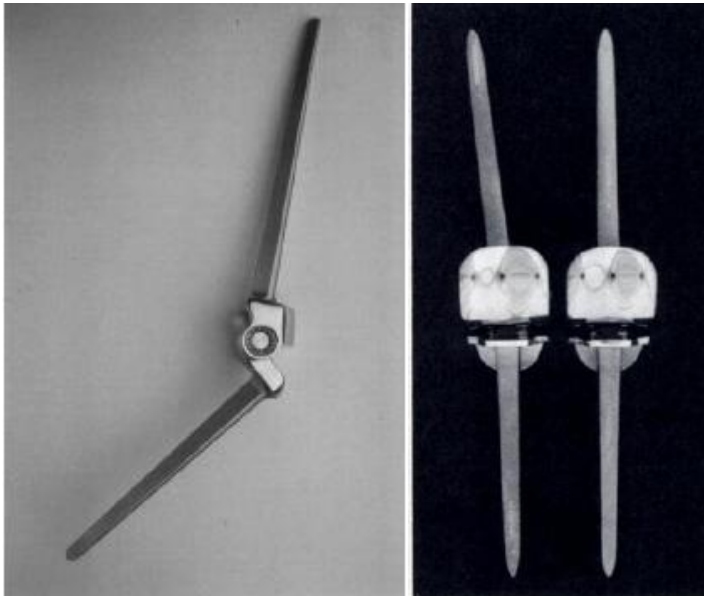
**Fig.4** Prótesis de Stanmore

Los resultados clínicos con los modelos de primera generación, fueron pobres a corto plazo debido a la alta constricción. Sin embargo, con la mejora de los modelos se publicaron buenos resultados con alivio del dolor en el 94% de los pacientes<sup>8</sup>, pero por otro lado también fueron publicados buenos resultados en sólo un 23% de los pacientes con un seguimiento medio de 44.7 meses<sup>9</sup>.

#### **1.1.2.5 GUEPAR**

PTRTB diseñada en Francia en 1969 por el *Groupe pour l'Utilisation et l'Etude des Prothèses Articulaires* del que viene su acrónimo. Se diseñaron mejoras sobre modelos anteriores y así, se colocó un eje mas posterior para ganar movilidad, se diseño con menor resección ósea, con vástagos de 13 cm. con angulación en valgo o rectos, se preservó el tracking patelar y se redujo el contacto femorotibial en extensión mediante amortiguadores de silicona. La

articulación de Bisagra era de Cromo-Cobalto y permitía una hiperextensión de 5° y una flexión de 180° (**Fig.5**).



**Fig. 5** PTRTB tipo GUEPAR.

Los resultados a largo plazo fueron igual de pobres que los demás modelos de primera generación. Le Nobel publica en su serie un 30% de fracasos a pesar de conseguir un 60% de resultados excelentes o buenos<sup>10</sup>. Sin embargo, actualmente se encuentra aún en uso el modelo GUEPAR II como cirugía de revisión en rodillas reumáticas con pobre stock óseo.

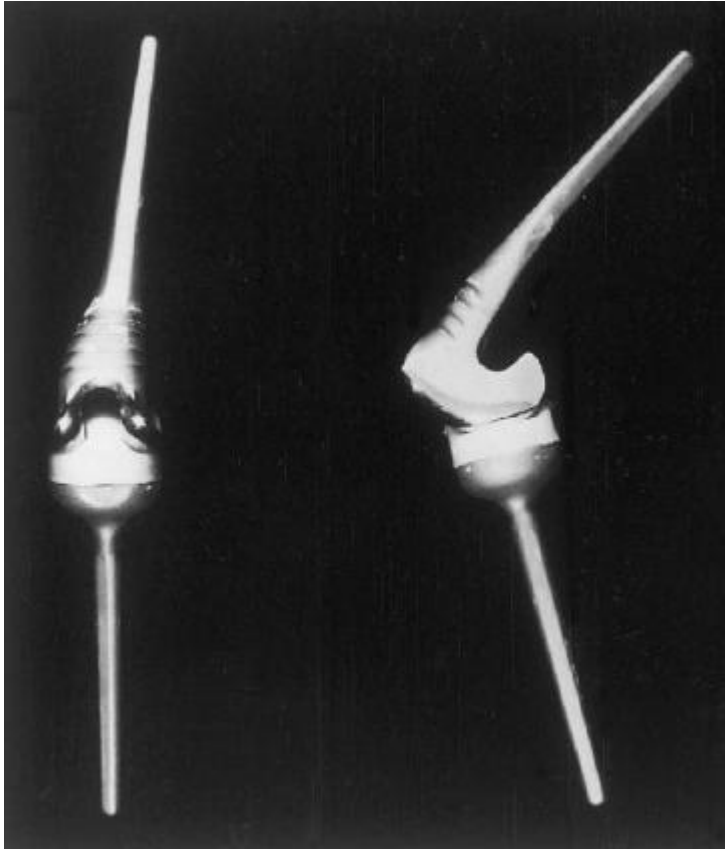
### **1.1.3 PTRTB DE SEGUNDA GENERACIÓN**

Debido a los resultados obtenidos a corto-medio plazo con los modelos anteriores, con tan alta tasa de complicaciones, se diseñaron mejores modelos uniendo conceptos de los modelos no constreñidos por su alta tasa de éxito. La intención fue la de disminuir la constricción y así el estrés en la interfase cemento-hueso y aumentar con ello la supervivencia del implante. 3 factores importantes se describieron como causa del fallo de los diseños iniciales: 1) el

contacto metal-metal producía un gran desgaste con fatiga del implante; 2) el eje de rotación uniaxial creaba altas fuerzas de carga torsional que son transferidas desde la unión protésica a la interfase cemento-hueso o prótesis-hueso con aflojamiento precoz secundario; y 3) el choque al llegar a la extensión completa creaba unas fuerzas de impacto que se transferían también a la interfase cemento-hueso o prótesis-hueso. Para evitar todo esto, se realizaron cambios para dotar a los modelos de movilidad varo-valgo y permitir una ligera rotación axial en los modelos constreñidos.

#### **1.1.3.1 SHEEHAN**

La PTRTB Tipo Sheehan fue introducida en 1971 por el cirujano del mismo nombre<sup>11</sup>. La constricción de este modelo dependía del grado de flexión de la rodilla, siendo casi totalmente constreñida en extensión y permitiendo rotaciones y movilidad varo valgo cada vez mayor cuanto mas flexión de la rodilla se producía. Trataba de imitar el bloqueo anatómico de la rodilla con la extensión. Básicamente el componente tibial presentaba un poste que encajaba en el intercóndilo femoral que se abría durante hacia atrás para permitir la movilidad con la flexión. No incluía superficie patelar, aunque la patela hacía contacto a partir de los 50° de flexión (**Fig.6**).

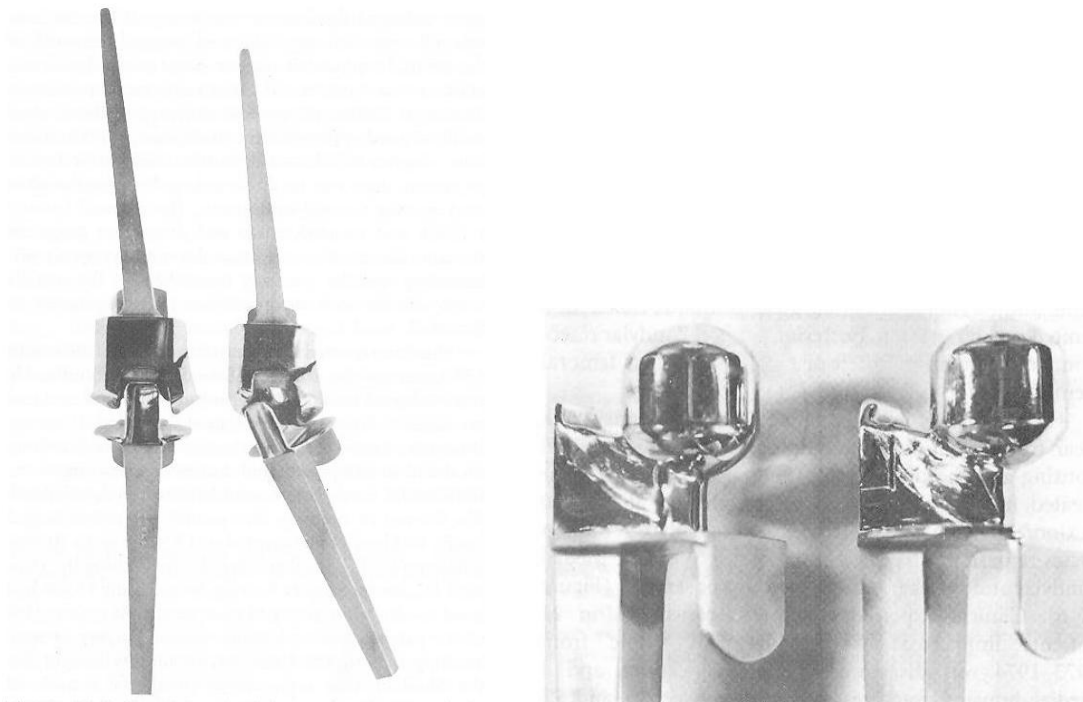


**Fig.6** Prótesis Tipo Sheehan

Los resultados publicados por el propio Sheehan<sup>11</sup> en 157 rodillas con un seguimiento medio de hasta 34 meses, fueron buenos en cuanto al alivio del dolor y la ausencia de aflojamientos clínicos y/o radiológicos. Si que se publicaron 4 casos con desprendimiento del componente de polietileno de la tibia y roturas de los vástagos tibiales en 2 casos. Aunque en principio la técnica quirúrgica sacrificaba los ligamentos colaterales, el modelo demostró ser muy dependiente de éstos y fue una de las causas que produjeron malos resultados como en todas la PTRTB de segunda generación<sup>1</sup>. Así se demostró una mayor tasa de aflojamiento a largo plazo y hasta en un 31% de los casos requirieron cirugía de revisión con un 40% de casos con resultados pobres al aplicar la valoración del Hospital for Special Surgery<sup>12</sup>.

### 1.1.3.2 HERBERT

La PTRTB de Herbert fue una de las primeras descritas en 1973 como Bisagras de segunda generación. Su diseño consistía en una esfera tibial que encajaba en una especie de bolsillo femoral. Permitía, este diseño, un movimiento de rotación así como una movilidad varo-valgo durante todo el arco de movilidad protésico. Se describió un alto porcentaje de fractura protésica en el componente tibial por el gran desgaste del metal durante la flexo-extensión. En el Laboratorio se demostró el alto desgaste que sufría al contacto metal-metal y, a pesar de realizar un cambio en el diseño para fortalecer el "bolsillo" femoral, los resultados no dejaron de ser desalentadores (**Fig.7**). Lo importante de este modelo es que demostró la necesidad de realizar pruebas de laboratorio de los nuevos diseños para asegurar buenos resultados<sup>3</sup>.



**Fig. 7** Prótesis Tipo Herbert. Destaca la presencia de fatigas de material con fractura del cóndilo interno femoral y el desgaste sufrido por el material tras realizar un millón de ciclos

### 1.1.3.3 SPHEROCENTRIC

Este modelo fue introducido al mismo tiempo que el modelo anterior en 1973. Su diseño corresponde también, como la anterior, a una esfera metálica tibial dentro de un "bolsillo" femoral con la característica de que añade unos "arbotantes" femorales metálicos que se articulan con superficies de polietileno tibiales que transfieren las cargas (**Fig.8**). Además presentaba un mecanismo que evitaba el golpeo final en la extensión completa y disminuía este componente de fuerzas. Antes de usarse en la clínica se realizaron pruebas de laboratorio para valorar estas mejoras y aumentar, en teoría, su supervivencia.



**Fig.8.** PTRTB Tipo Sferocentric. Destaca la superficie de polietileno tibial y los "arbotantes" laterales del componente femoral.

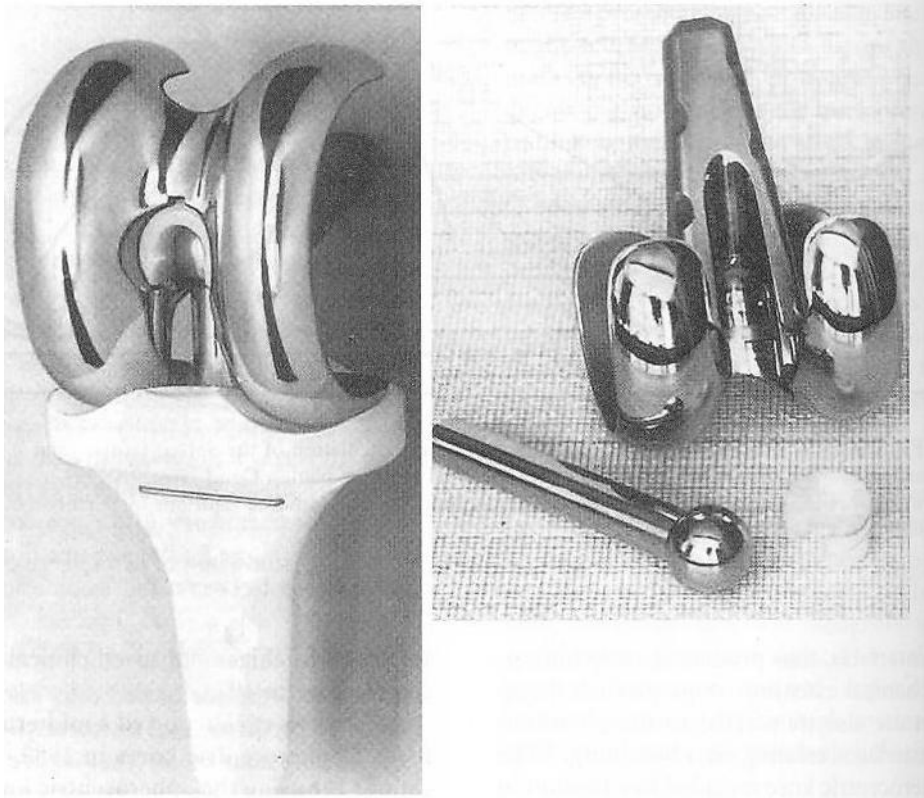
H. Kaufer et al.<sup>13</sup> Publicaron sus resultados con este modelo protésico con unos porcentajes de revisión por fallo muy inferiores a anteriores modelos y publicaciones, dando por buenos los estudios de laboratorio previos para mejorar el implante. El entusiasmo clínico inicial decayó al apreciarse la aparición de radiolucencias en la interfase cemento-hueso y prótesis cemento en un 52% de los pacientes. A pesar de esto, los buenos resultados se mantuvieron si bien en un número de pacientes muy inferior al del estudio inicial<sup>14</sup>.

#### **1.1.3.4 ATTENBOROUGH**

La prótesis de Attenborough fue introducida en 1974 y supuso una mezcla de modelo constreñido de primera generación con los modelos sin constreñir condilares (**Fig.9**). Presentaba un componente tibial de polietileno cementado que se articulaba, como los modelos actuales, con un componente femoral metálico con un vástago corto cementado. La novedad estribaba en la colocación de una barra estabilizadora que se encajaba en el componente tibial permitiendo movilidad medio-lateral y rotacional. Esta barra se fijaba dentro del componente femoral mediante un "clip" de polietileno. Este sistema permitía una "suavidad" de movimientos, evitando el movimiento "en bloque", que disminuía el estrés en la interfase cemento-prótesis y cemento-hueso. Esta fue la novedad que aportó esta prótesis que, en teoría, disminuía el aflojamiento mecánico precoz.

Los resultados iniciales fueron alentadores con una tasa de aflojamiento mínima (2 casos de 245)<sup>15</sup>. Sin embargo, como en los modelos tipo bisagra iniciales los resultados a largo plazo sufrieron una tasa de aflojamiento de 30%. La supervivencia a 10 años bajó hasta el 50%<sup>16</sup>.

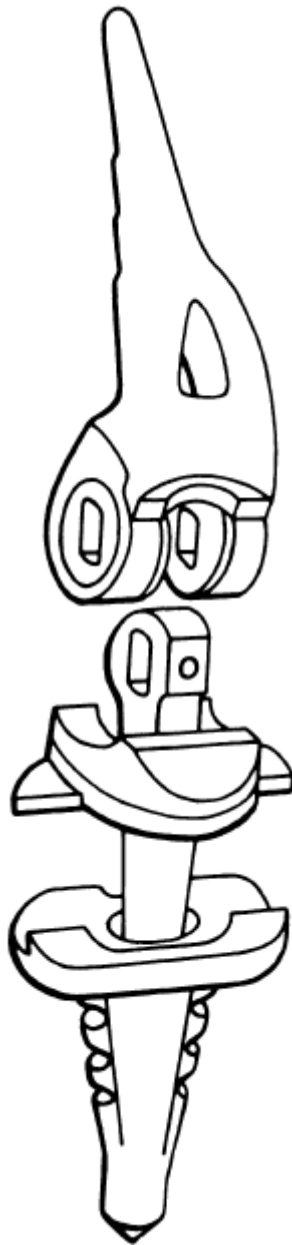




**Fig.9** Prótesis tipo Attenborough

### 1.1.3.5 NOILES

La Prótesis de NOILES apareció a finales de los años 70 y consistía en una modificación de una bisagra que permitía 20 de varo/valgo y 20° de rotación entre sus componentes. Tenía un componente femoral cementado unido por un perno y un "pin" de bloqueo a un componente tibial no cementado que se introducía a su vez en un superficie de polietileno que estaba cementada a la tibia (**Fig.10**).El motivo de este "doble" componente tibial era disminuir las fuerzas de estrés en las interfases. Estaba indicada para pacientes con graves deformidades en varo-valgo e inestabilidad y también como modelo de revisión. Como los modelos anteriores, los resultados iniciales fueron prometedores pero a largo plazo presentaban porcentajes de fallo con hundimiento del componente tibial, sobre todo en pacientes obesos y reumáticos crónicos<sup>17</sup>.

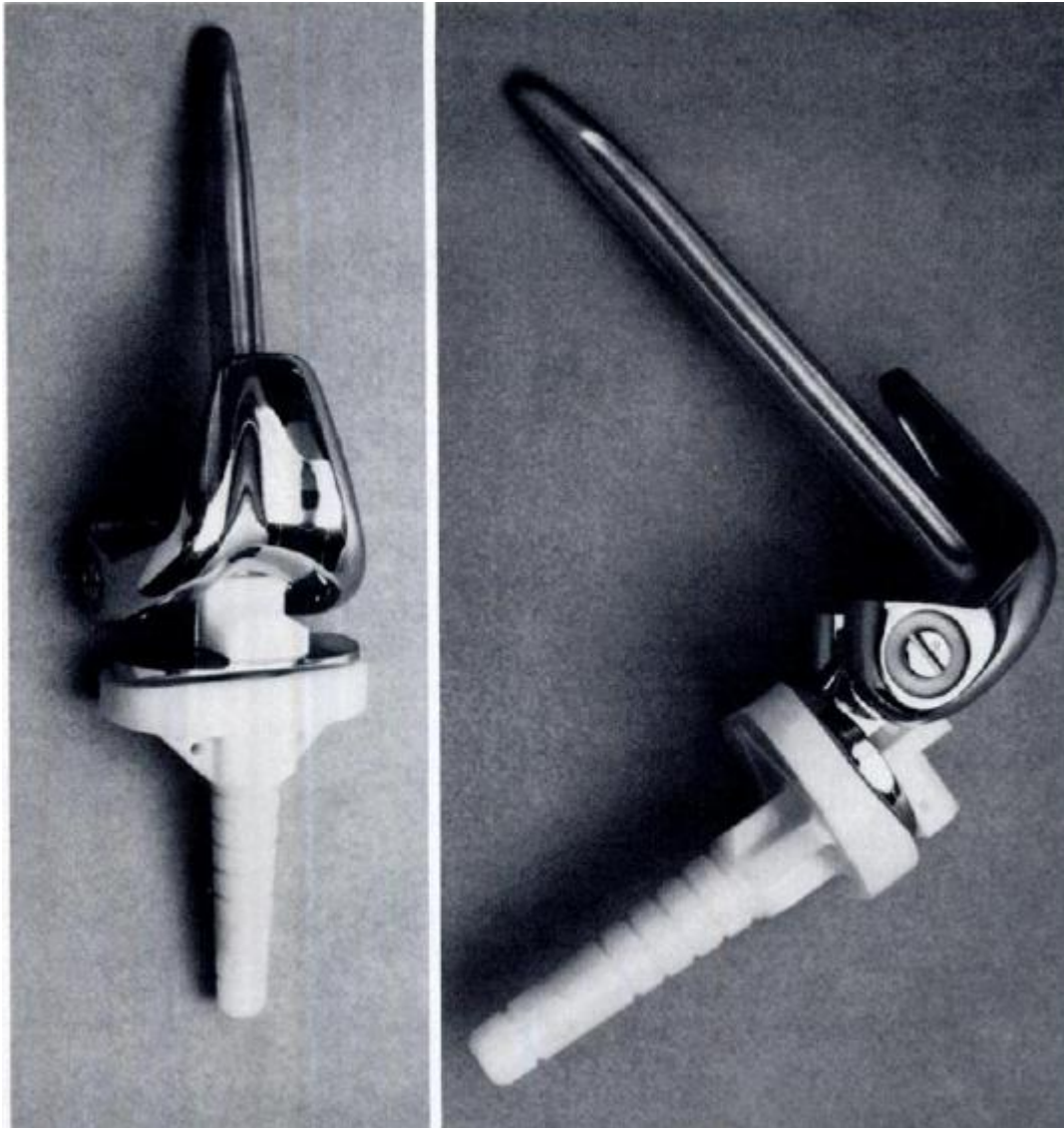


**Fig.10** Prótesis Tipo NOILES. Destaca el "doble componente tibial que disminuía el estrés en la interfase.

#### 1.1.3.6 KINEMATIC

En 1978 la Kinematic Rotating Hinge fue introducida para uso clínico<sup>18</sup>. Como en los modelos anteriores, nació para intentar mejorar la supervivencia mecánica y clínica del implante. Un componente femoral condilar de Cromo-Cobalto con la posibilidad de insertar vástagos de extensión cementados. Unos "cojinetes" de polietileno evitan el contacto metal-metal del componente femoral con un eje

que permite la flexoextensión. Un componente tibial de cromo-Cobalto se articula con el eje anterior y un componente tibial "all poly" que va cementado a la tibia. Este último componente presenta además un cilindro central que aloja un eje rotacional del componente tibial de Cromo-Cobalto (**Fig.11**).



**Fig 11.** Kinematic Rotating Hinge

La movilidad de este modelo protésico consiste en una hiperextensión de  $3^{\circ}$ , momento en el cual un componente de polietileno impacta en el eje de flexoextensión. A su vez permite una rotación interna-externa de  $12^{\circ}$ . La distracción y la flexión están limitadas por los tejidos blandos mas que por el

modelo protésico. El análisis del desgaste de los cojinetes de polietileno era bastante inferior al de modelos anteriores<sup>19</sup> y se describió únicamente desgaste en otros componentes cuando se realizaban cargas asimétricas en la articulación, por lo que estos autores recomendaban la realineación del eje de carga de la extremidad para mantener una buena supervivencia. Tras diferentes pruebas se mejoraron elementos mecánicos del modelo, y aún hoy en día muchos diseños constreñidos respetan principios descritos en estos estudios. Los resultados clínicos de este modelo protésico fueron alentadores al principio aunque se presentaron hasta en un 25% de casos la presencia de radiolucencias progresivas a pesar de seguimientos cortos<sup>20 21</sup>. Los últimos estudios realizados con este modelo protésico<sup>22</sup> describen una alta tasa de complicaciones de hasta un 32% de los pacientes. La supervivencia descrita fue de un 60% a los 6 años. Sin embargo, las características de los pacientes y las indicaciones de este tipo de cirugías eran especiales, así se colocaron en pacientes con gran pérdida ósea y/o inestabilidad ligamentosa severa, casos de fracturas periprotésicas, inestabilidad severa de ligamentos colaterales, luxaciones congénitas de la rodilla y segundos tiempos de cirugía séptica. Los autores concluyeron que este modelo protésico constreñido de la Kinematic Rotating Finge debería ser usado únicamente en casos de Cirugía de rescate en casos complejos.

En 1986 se publicaron en el Registro Sueco de Artroplastias las supervivencias de los modelos de PTRTP de primera y segunda generación antes descritas. Se consideró criterio de fallo cuando algún componente se tuvo que cambiar, añadir o reponer en el periodo de observación. A 6 años de seguimiento se describió una supervivencia del 65% para los modelos de primera generación, llegando a un 83% para el mismo periodo de seguimiento en los modelos de PTRTB de segunda generación. La mayoría de fallos registrados se debieron a infección o a

aflojamiento mecánico. Este porcentaje de fallos claramente ha mejorado con los nuevos diseños y se continúan mejorando éstos para incrementar la supervivencia a largo plazo de estos modelos.

#### **1.1.4 PTRTB DE TERCERA GENERACIÓN**

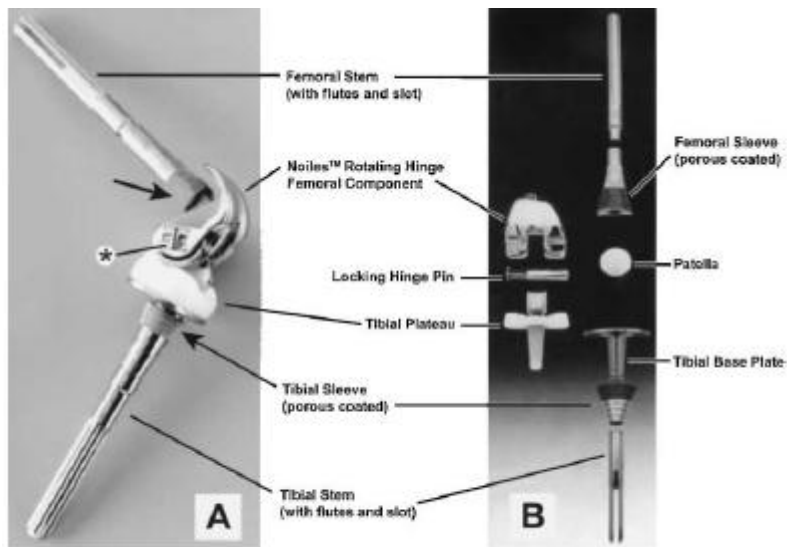
##### **1.1.4.1 FINN**

La PTRTB tipo Finn fue introducida en el año 1990 como un implante modular de Cromo-Cobalto. Presenta un eje y un "yunque" que mantiene la carga o contacto femoro-tibial durante todo el trayecto de la flexoextensión. Presenta además una tróclea femoral mas profunda con un centro de rotación más posterior. Luego se añadieron vástagos cementados y sin cementar además de suplementos distales de fémur y proximales de tibia. Inicialmente Finn<sup>23</sup> describió muy buenos resultados a corto plazo, que luego se incrementaron en otros estudios a mas largo plazo en pacientes tumorales con un 25% de fallos donde el aflojamiento mecánico continuaba siendo el problema mayor<sup>24</sup>. No existen estudios de supervivencia a largo plazo de este modelo, pero se ha demostrado que presenta una tasa de infección menor que los modelos de PTRTB de primera y segunda generación probablemente debido a las mejoras de las técnicas quirúrgicas<sup>3</sup>.

##### **1.1.4.2 S-ROM**

Este modelo protésico es la tercera generación de su precursora, la PTRTB tipo NOILES. Recordar que permitía una rotación interna-externa de 12º durante la flexo-extensión. Esta fabricada en Cromo-Cobalto y su componente femoral presenta una tróclea profunda para mejorar el "tracking" patelar. Presenta una bandeja tibial ensanchada con un polietileno congruente con el componente

femoral que rota sobre el componente tibial. Los vástagos tienen diferentes medidas para rellenar bien la cavidad diafisaria y pueden ser rasurados. Además presentan la posibilidad de colocar aumentos para restaurar la interlinea articular (**Fig.12**).



**Fig.12.** La PTRTB modular de polietilenos móviles tipo S-ROM

Los resultados clínicos de este modelo protésico son alentadores<sup>25</sup>. Así, tras el estudio a medio plazo, no se describieron fallos por aflojamiento mecánico en ninguno de los pacientes operados, consiguiendo un unas mejoras de los “scores” y de escalas de dolor significativas.

#### 1.1.4.3 NEXGEN RHK

La Nexgen Rotating hinge knee es una PTRTB de las últimas generaciones. Es una prótesis de Cromo-Cobalto de tipo “resurfacing” con un cajón intercondilar femoral que acoge el sistema de unión femoro-tibial. Presenta también la posibilidad de obtener aumentos y vástagos de revisión modulares. Presenta un sistema de bisagra que difiere de los modelos llamados tradicionales, porque presenta un poste metálico de Cromo-Cobalto que viene preensamblado en el

componente femoral. Previene el contacto metal-metal un polietileno ultraconformado que sostiene la mayoría de las cargas (95%), evitando la sobrecarga femoro-tibial (**Fig.13**). El eje se coloca una vez colocados los componentes en extensión y se permite una rotación interna-externa de 25°.

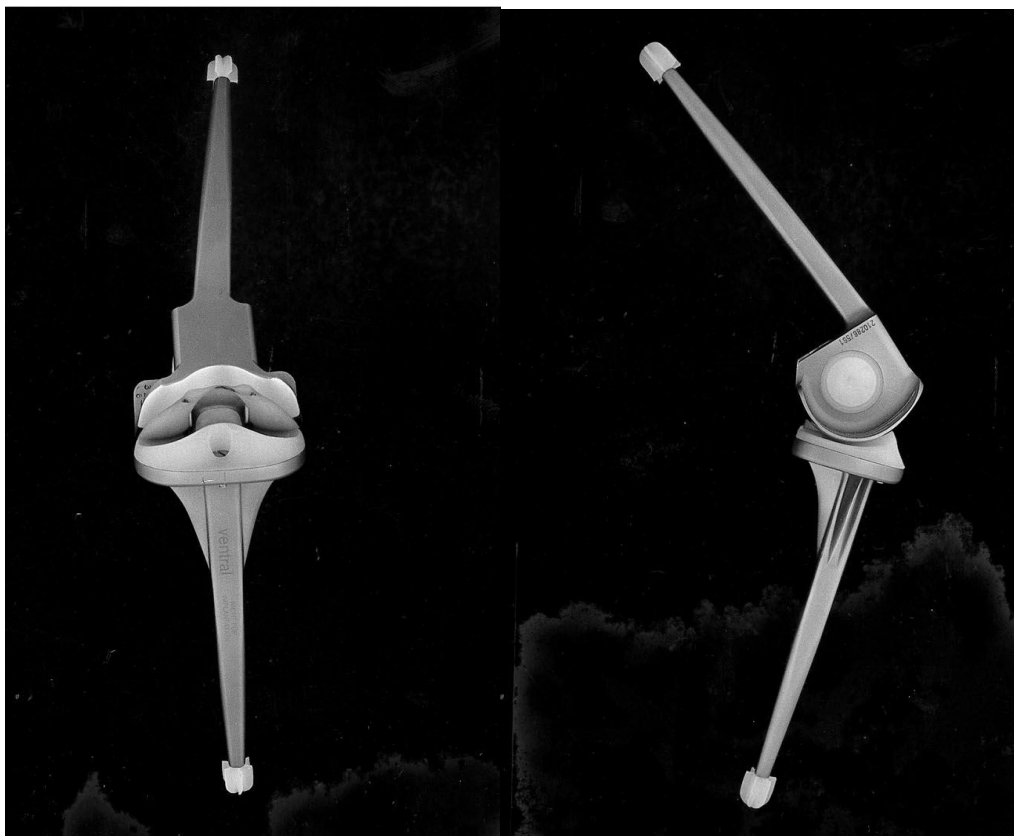


**Fig.13** PTRTB Tipo Nexgen RHK

## 2.- REVISIÓN Y ACTUALIZACIÓN BIBLIOGRÁFICA

Basándose en los buenos resultados obtenidos por el modelo de bisagra rotatoria Tipo St. George<sup>®</sup>, una PTRTB rotatoria de segunda generación que se desarrolló a principios de los años 70 y que en 1979 evolucionó hacia el modelo protésico tipo Endo-Model de Waldemar-Link<sup>®</sup>, un modelo de tipo Bisagra que puede ser rotacional o bisagra Pura.

El modelo St. George es un modelo evolucionado de una bisagra pura o fija que se convirtió en una bisagra rotatoria para intentar mejorar la supervivencia mejorando la absorción de fuerzas rotacionales inherentes al movimiento natural de la rodilla (**Fig.14**)



**Fig. 14.** PTRTB Modelo St. George



Este modelo protésico consiste en un componente femoral cuyos cóndilos se apoyan sobre hueso y se articulan con el polietileno tibial. Una característica especial de este implante es que preserva la tróclea femoral ósea. La principal particularidad de este modelo es que tibia y fémur están unidos mediante un eje axial que permite un segundo grado de movilidad. Este eje permite la flexión girando en unos polietilenos femorales. Un saliente tibial se encaja dentro de este eje y realiza movimientos de rotación protegidos por superficies de polietileno. La prótesis permite una flexo-extensión desde 3° de hiperextensión hasta 165° de flexión máxima. La rotación axial está controlada según la flexión de los componentes y así, es de 0° en extensión máxima y de 25° a partir de los 50° de flexión. Respecto a la técnica quirúrgica, destacar, aparte de la no resección de la tróclea femoral ósea, la sección de ambos ligamentos colaterales a nivel femoral durante la implantación de la prótesis. Es importante destacar que la resección distal del fémur es mínima en contraste con los modelos clásicos de prótesis total condilar. Únicamente se reseca la cantidad distal de fémur que permita las correcciones de contracturas en flexión. La cantidad de resección tibial es comparable a otros modelos. Subrayar que ambos componentes femoral y tibial presentan unos vástagos con centradores que van cementados y que aseguran la alineación coronal del implante.

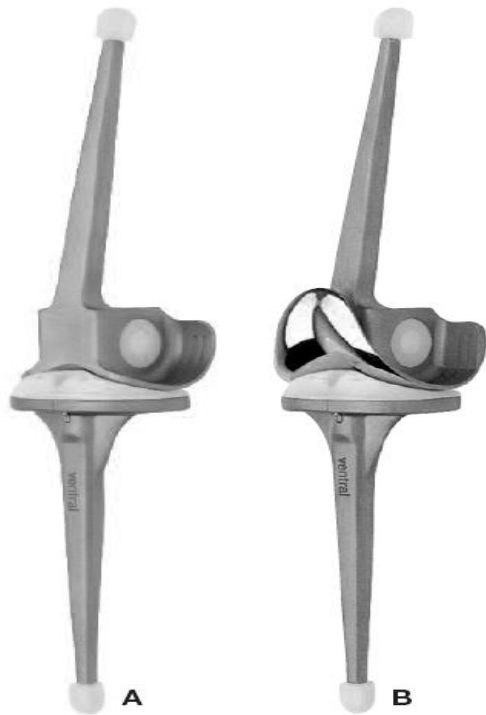
Philips NJ et al.<sup>26</sup> muestran unos resultados excelentes en su serie de 21 pacientes con 29 PTRTB Sant George con un seguimiento medio de 10,7 años. Todos los casos fueron tratados de manera primaria, destacando que casi la mitad (12 pacientes) presentaban Artritis Reumatoide y el resto Gonartrosis primaria. Evaluaron diferentes características en los pacientes: dolor, capacidad de deambulación, alineación coronal, rango de movimiento y aspecto radiológico.

El dolor mejoró en el 89% (26/29) de los casos y únicamente fue igual o peor en el 7% (2/29). La capacidad de deambulaci3n tambi3n mejor3 en todos los casos excepto en el 7% (2/29) donde no mejor3 o incluso empeor3. El rango de movimiento mejor3 unos 10° de media, pasando de una media preoperatoria de 90° a poco as de 100° postoperatorios. En todos los casos donde se encontr3 contractura en flexi3n se consigui3 corregirla quedando 3nicamente 2 casos con contractura de 5° y 10°. El aspecto radiol3gico de la serie fue valorado preoperatoriamente, postoperatoriamente y al final del seguimiento, comprobando que no se produjeron ningunas l3neas de radiolucencia, signos de aflojamiento prot3sico ni hundimiento de los componentes femoral y/o tibial.

#### **PROTESIS DE RODILLA TIPO CHARNELA ENDO-MODEL®**

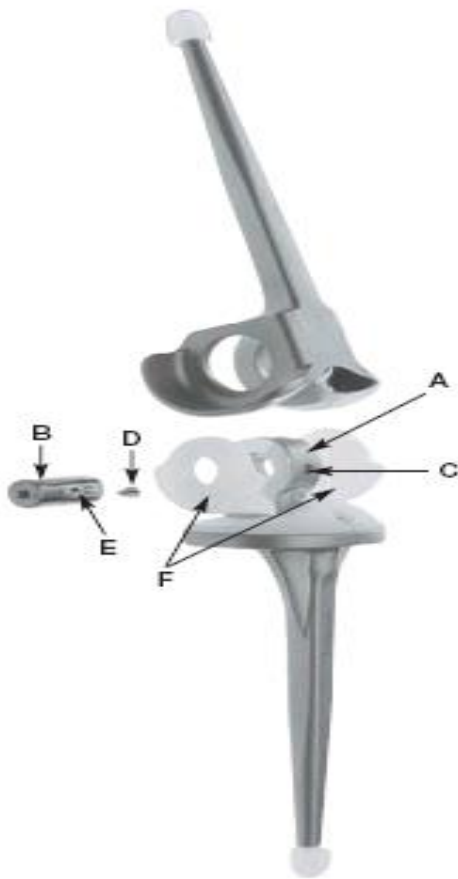
Este modelo prot3sico hecho de Aleaci3n de Cromo-Cobalto- Molibdeno y Polietileno UHMW y la base del presente estudio, dispone de dos versiones y cuatro tamaños de implante (izquierda y derecha). **(Fig. 15)**

- 1) Modelo sin superficie rotuliana para implantaci3n primaria conservando la articulaci3n 3sea femoropatelar.
- 2) Modelo con superficie rotuliana que se utiliza cuando se sustituye la superficie rotuliana y en las cirug3as de revisi3n



**Fig.15** Modelos Endo-Model con y sin sustitución femoropatelar

Al igual que el modelo anterior posee vástagos de sección rectangular con centradores distales de plástico tipo "estrella" que evita el contacto distal de la parte metálica con la cortical diafisaria. Presentan bordes aplanados y son de fácil extracción en cirugías de revisión. El mecanismo de charnela que une los componentes femoral y tibial (Fig.16) está compuesto por una pieza de unión A que está sujeta al componente tibial y lo conecta con el componente femoral de la Prótesis y tiene un orificio taladrado para el eje B de la articulación. El orificio C ventral corresponde al tornillo sin cabeza D, cuya punta encaja en el orificio E del eje. Una vez se han unido los componentes superior e inferior, el eje queda fijado con el tornillo sin cabeza. Desde el interior de la caja intracondilar, los cojinetes de polietileno F para el eje protésico se empujan introduciéndolos en los orificios mediales y laterales.



Los componentes superior e inferior de la prótesis se ensamblan introduciendo la pieza de unión tibial en la caja intracondilar del componente femoral, de forma que el eje de la prótesis pueda ser insertado (siempre desde la cara medial) utilizando la varilla roscada. La articulación se produce entre el eje de la prótesis y los dos cojinetes.

Por otro lado Pradhan NR et al.<sup>27</sup> Publican el uso del modelo de bisagra rotatoria como modelo para cirugía de rescate en pacientes que presentan aflojamiento séptico (23) como aflojamiento aséptico (23), fallos de implante (3), rigidez (1) y fractura periprotésica (1). El promedio de cirugías previas de los pacientes era de 3 con un rango de intervenciones de entre 1 y 14. 7 pacientes requirieron procedimientos de cirugía plástica posterior para proceder a la cobertura cutánea. Presentan un seguimiento medio de 4 años con un rango de entre 2 y 6

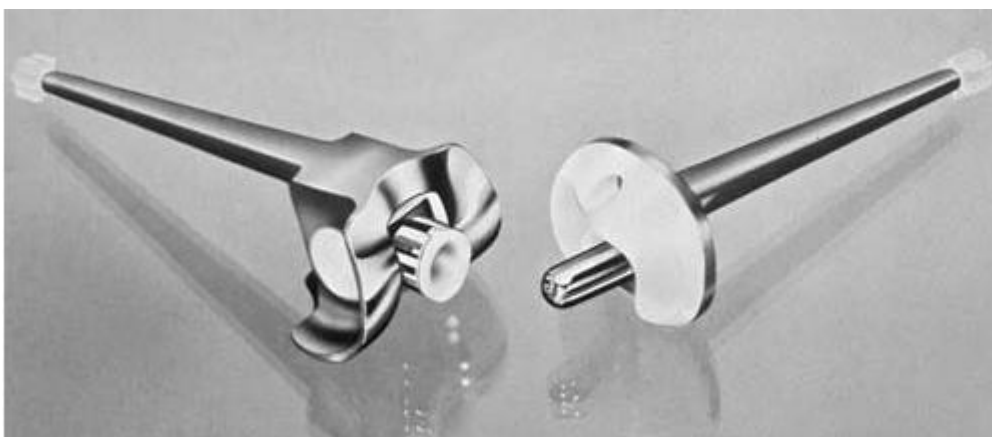
años en la serie. Refieren una mejoría sustancial en las escalas de dolor, estabilidad, rango de movimiento articular y movilidad de los pacientes con un aumento de la escala que utilizaron que fue la escala HSS (Hospital for Special Surgery Score). Un 66% obtuvo un HSS excelente o bueno, sólo un 19% regular y un 15% pobre. Ellos destacan que muchos pacientes obtenían un HSS bajo pero que si consideramos que partían previamente de un Score muy bajo con una mala movilidad el resultado final era satisfactorio y ajustado a la realidad del caso. Comparan luego los resultados entre los pacientes con aflojamiento séptico y aséptico, destacando que los peores resultados se obtenían en aquellos casos donde un proceso séptico era la causa de recambio protésico. Concluían que en casos de cirugía de rescate, casos complejos y bien seleccionados, este modelo protésico presentaba resultados prometedores a corto-medio plazo.

Recomendaban también la ayuda de test de satisfacción del paciente como método mas subjetivo y mas adecuado para valorar la mejora de estos pacientes, que presentan una complejidad fuera de lo común.

Hernández-Vaquero et al.<sup>28</sup> evaluaron clínica y radiológicamente los resultados de cirugía reconstructiva de rescate de rodilla usando una prótesis tipo bisagra rotatoria modular de última generación usada en 26 casos con una edad media de 77 años y un seguimiento mínimo de 24 meses. En 21 casos fue cirugía de revisión y en el resto cirugía primaria de casos complejos. Utilizaron la escala de rodilla de KSS (Knee Society Score) y el seguimiento radiográfico valoró la posición de los componentes, los signos de aflojamiento y la pérdida de stock óseo. Apreciaron una mejora en los scores del KSS y una mejora en el rango de movimiento en todos los pacientes, apreciando que en ningún caso los resultados empeoraran. El seguimiento radiológico presentó radiolucencias de carácter no progresivo en 3 casos. Asimismo necesitaron reintervenir a tres pacientes debido

a fractura periprotésica (1) mediante reducción abierta y fijación interna e infección periprotésica (2) que requirieron un recambio en 2 tiempos y una incisión con desbridamiento y drenaje.

Petrou et al.<sup>29</sup> Revisan una serie de 100 PTRTB rotatoria tipo Endo-Model (Fig. 17) colocadas en 80 pacientes con una edad media de 70 años (56-85) con un seguimiento medio de 11 años (7-15). Reportan una supervivencia a los 15 años de 96.1% con resultados buenos o excelentes en un 91% de las rodillas intervenidas. Las prótesis fueron implantadas de manera primaria con una mayoría de casos de Gonartrosis primaria y únicamente en 9 casos presentaban Artritis Reumatoide con un caso de secuelas de Artritis tuberculosa. Refieren peores resultados en los casos de Artritis Reumatoide con pérdidas de extensión en la mayoría de ellas. Presentaron dos casos de infección profunda que requirieron tratamiento quirúrgico tras no responder a desbridamiento y que acabaron en sendas Artrodesis libres de infección. También presentaron 2 casos de necrosis cutánea, 6 casos de alteración patelar y una fractura periprotésica y una dislocación traumática.



**Fig. 17.** PTRTB rotatoria Endo-Model

Para finalizar concluyen que el modelo constreñido tipo Bisagra rotatoria Endo-Model es ideal para casos donde encuentren severas deficiencias ligamentosas, pérdidas de stock óseo e importantes alteraciones del eje de la extremidad. Guenoun B et al<sup>30</sup> comunican las complicaciones del modelo Endo-Model tipo bisagra rotatoria. Estudiaron 85 bisagras rotatorias Endo-Model colocadas en 61 mujeres y 24 hombres. La edad media de la muestra era de 72 años (32-92). 52 de manera primaria y 33 revisiones. Estas últimas en 24 revisiones por aflojamientos asépticos y 9 por infección. Su seguimiento medio fue de 36 meses (0-75). Comunican un 28% de complicaciones (24 pacientes) en total con un 30% en casos de cirugía primaria y 24% en la cirugía de revisión: 9 infecciones profundas, 4 complicaciones patelares y tres casos de aflojamiento aséptico. En el apartado de otras complicaciones destacan la presencia de 4 lesiones cutáneas, 3 Sinovitis crónicas y 2 afectaciones del nervio peroneal. No relacionan las complicaciones con el hecho de ser cirugía primaria o de revisión y si la relaciones con los factores de comorbilidad como Obesidad, Diabetes enfermedad cardiaca, etc. Así, el factor mas importante para desarrollar complicaciones fue la presencia de Gonartrosis con Inestabilidad ligamentosa, la segunda la Diabetes, luego la presencia de 2 o más comorbilidades y al final la duración de la cirugía por encima de 120 minutos. Concluyen diciendo que en sus manos este modelo protésico tiene muchas complicaciones y que únicamente en casos seleccionados (resecciones tumorales, grandes pérdidas óseas y grandes desviaciones axiales) se puede usar, según ellos, este modelo. Otra indicación más relativa podría ser la de un paciente con baja demanda funcional con muchos factores de comorbilidad.

Engelbrecht E. et al. <sup>31</sup> y Nieder E. et al. <sup>32</sup> comunican una excelente supervivencia de este modelo protésico a largo plazo colocada de manera primaria. Así, la supervivencia a largo plazo del modelo St. George a 15 años es mayor del 90% y similar a medio plazo para el modelo de RTB rotatoria Endo-Model.

### **3.- HIPÓTESIS**

Nuestra hipótesis de trabajo es que el modelo protésico de rodilla tipo Bisagra Endo-Model es un modelo vigente y que presenta una supervivencia y resultados comparables a otros modelos protésicos modulares constreñidos en el tratamiento de casos complejos de Artroplastia Total de Rodilla.



## **4.- OBJETIVOS**

Los objetivos científicos generales del estudio son:

- 1) Comprobar la supervivencia a medio plazo del modelo protésico Endo-Model tipo Bisagra pura.
- 2) Dar a conocer nuestra experiencia en casos complejos de Artroplastia Total de Rodilla que tras el aumento en el número de Prótesis intervenidas en estos últimos tiempos, serán a su vez cada vez más frecuentes.

Los objetivos científicos específicos del estudio son:

- 1) Aportar evidencias sobre la mejoría en las escalas de valoración clínica y funcional de los pacientes intervenidos con este modelo protésico.
- 2) Dar a conocer un método de tratamiento quirúrgico aceptable en casos complejos de Artroplastia Total de Rodilla

## **5.- PACIENTES Y MÉTODOS**

### **5.1 Diseño experimental**

Estudio de una serie de pacientes retrospectivo, unicéntrico.

Este estudio observacional retrospectivo se basa en la serie de pacientes intervenidos de prótesis totales de rodilla primaria cementadas Endo-Model tipo Bisagra de forma programada. Se compara la serie con otras publicadas en la Literatura en los últimos años.

### **5.2 Criterios de inclusión y exclusión**

- Pacientes de ambos sexos mayores de 18 años con patología degenerativa articular tricompartmental con severa inestabilidad articular.
- Pacientes que son intervenidos de cirugía de revisión en prótesis total de rodilla en 2º tiempo de cirugía séptica.
- Pacientes con graves deformidades y angulaciones de la rodilla.
- Pacientes intervenidos para recambio aséptico con gran pérdida ósea.
- Pacientes multioperados de la rodilla con un segundo episodio de recambio protésico por aflojamiento séptico o aséptico.

### **5.3 Variables a estudio**

La variable principal del estudio es la supervivencia media del implante expresada en meses postIQ.

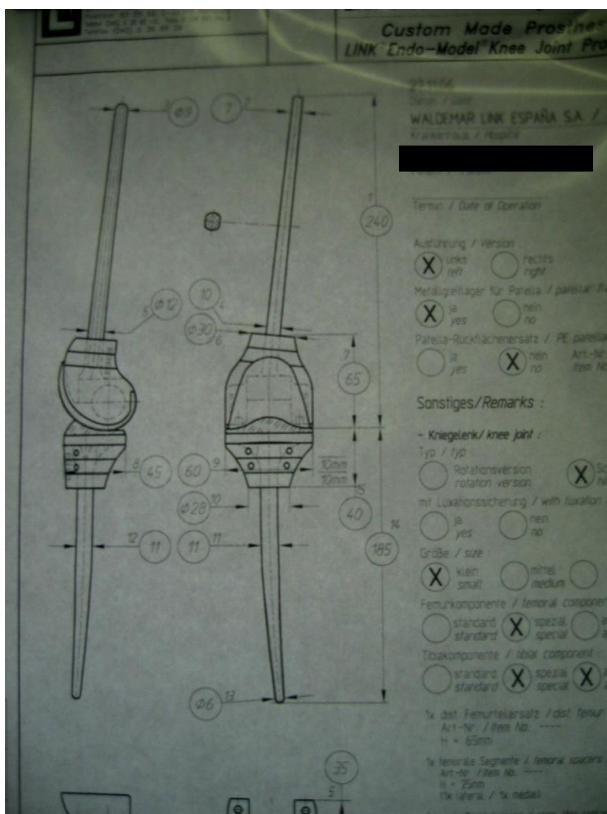
Se estudia el resultado de la aplicación de la valoración clínica y funcional de la Knee Society Score (KSS) tanto antes como después de la intervención quirúrgica.

## 5.7 Análisis estadístico

Un análisis descriptivo fue realizado para las características basales de los pacientes.

## 5.8 Método

Entre los años 2003 y 2010 se intervinieron en nuestro Servicio un total de 28 PTRTB Pura Tipo Endo-Model (Waldemar Link®, Hamburgo, Alemania) en 27 pacientes (1 Caso bilateral). Se trata de 20 mujeres y 6 hombres con una edad media de la muestra de 72 años (28-87). En 5 casos (18,5%) se trataba de una PTRTB "Customised" o "a medida", es decir, un modelo adaptado específicamente al paciente concreto con mediciones de los suplementos femorales y/o tibiales que se necesiten (**Fig.18**). Un modelo "a medida" porque los modelos modulares existentes eran inadecuados para tratar las pérdidas óseas masivas y donde el uso de injertos masivos no sería bien tolerado.

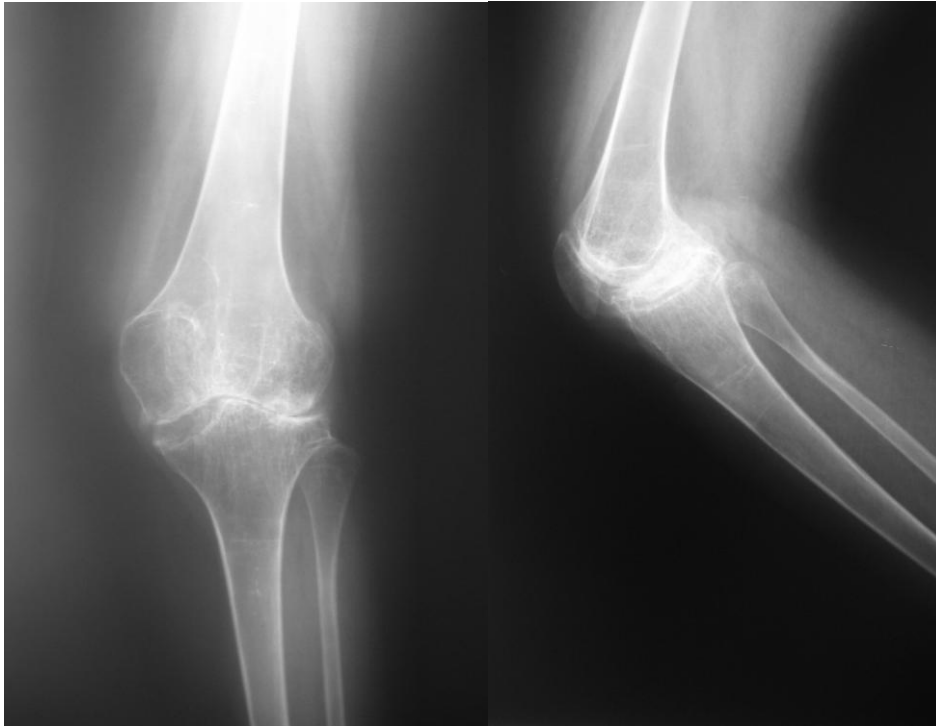


**Fig. 18.** Imagen del modelo "Customised" resultante del estudio específico del paciente. A destacar la presencia de suplementos tibiales y femorales para compensar déficits óseos.

En 6 casos (22%) se colocó de manera primaria con las siguientes indicaciones:  
3 Genu valgo severos con gran desviación axial ( $>20^\circ$ ) (**Fig. 19**), 1 caso especial bilateral que presentaba un Enanismo secundario por una Enfermedad de Still (Enf. Reumática de la infancia) (**Fig. 20**) y un caso de patela baja con Genu flexo secundario por Osteomielitis tratada hacía 40 años con injerto masivo pretibial (**Fig. 21**).



**Fig. 19.** Imagen clínica y radiológica de un caso de Genu Valgo severo



**Fig. 20.** Caso bilateral de Enanismo secundario a Enf. De Still (Artritis Reumatoide infantil). Debido a las medidas especiales el único modelo que se consiguió fue una Prótesis a medida de la casa Link® con la singularidad de que era un modelo Tipo Bisagra Pura. En la imagen uno de las dos rodillas afectadas.

**TABLA 1.** Datos demográficos

EDAD	72 años (28-87)
SEXO	20 mujeres / 6 hombres
Cirugía primaria	6 casos
Cirugía de Revisión	21 casos
"A medida"	5 casos



**Fig. 21.** Imagen radiológica del caso de la patela baja secundaria a Osteomielitis de Tibia y Genu flexo secundario.

En 21 casos (88%) se colocó para Cirugía de Revisión de casos complejos con las siguientes indicaciones: 14 (50%) aflojamientos asépticos (incluyendo los casos de fracturas periprotésicas que ya presentaban aflojamiento protésico previo) **(Fig.22)** y 7 (25%) aflojamiento sépticos. En este subgrupo de pacientes nos encontramos una media de 2.4 intervenciones quirúrgicas previas de media (1-4) en la rodilla afectada.

**TABLA 2.** Indicaciones

Aflojamiento aséptico	14
Genu valgo severo	3
Aflojamiento séptico	7
Otros	2



**Fig. 22.** Fractura periprotésica en PTR con signos de aflojamiento

6 de los 27 casos (21.4%) eran Reumáticos crónicos con una media de intervenciones previas

El KSS preoperatorio clínico medio de la muestra era de 28 (10-45) y un KSS funcional de 25 (0-45). A señalar que el KSS funcional de los pacientes que presentaban fracturas periprotésicas que es de 0 y que no se conocía bien su estado funcional salvo por entrevista "a posteriori".

**Técnica quirúrgica:** En todos los casos se realizó la cirugía por el mismo equipo quirúrgico con un solo cirujano como realizador de la cirugía. En todos los casos se utilizó manguito neumático de isquemia con un tiempo medio de cirugía de 3 horas (2-6). Se realizó abordaje anterior con capsulotomía pararrotiliana interna, siendo necesario el uso de abordajes de extensión Tipo Coonse-Adams en 2 casos y Rectus "snip" en todos los demás casos como requisito de la

colocación del modelo protésico (**Fig.23**). En los recambios sépticos se utilizó la técnica en dos tiempos con colocación de espaciador articulado en 4 casos y no articulado en 3 casos.



**Fig.23.** Abordaje de Extensión Tipo Coonse-Adams

Loa pacientes fueron controlados al mes, 3 y 6 meses postoperatorios y luego anualmente (o más frecuentemente), realizándose estudio radiográfico (Proyección A-P en carga lateral y axial de la rodilla intervenida) mas control clínico y funcional con el sistema de medición de la Knee Society Store (KSS) en cada visita.



## 6. RESULTADOS

El seguimiento medio de la muestra fue de 55 meses (7-87) con una supervivencia total del implante del 60,7%, considerando el diagnóstico de aflojamiento de cualquier tipo o mala evolución donde se indicara cirugía como fallo del implante. Se produjeron 6 aflojamientos sépticos y 1 aséptico, 1 mala evolución con rigidez postoperatoria con rechazo del paciente a nuevas intervenciones, 2 exitus sin relación con el tratamiento efectuado y 2 pérdidas de seguimiento.

El resultado del KSS postoperatorio clínico fue de 80 (72-99) y el funcional fue de 63 (32-100). El rango de movilidad medio postoperatorio fue de 93,5° (65°-110°).

	Preoperatorio	Postoperatorio
KSS clínico	28 (10-45)	80 (72-99)
KSS funcional	25 (0-45)	63 (32-100)

Por otro lado se realizó entrevista personal con los pacientes, donde se les indicó que "calificaran" los resultados de la intervención y su grado de satisfacción. Los pacientes calificaron los resultados como excelentes en un 20%, buenos 35%, regulares 25% y malos en un 20%.

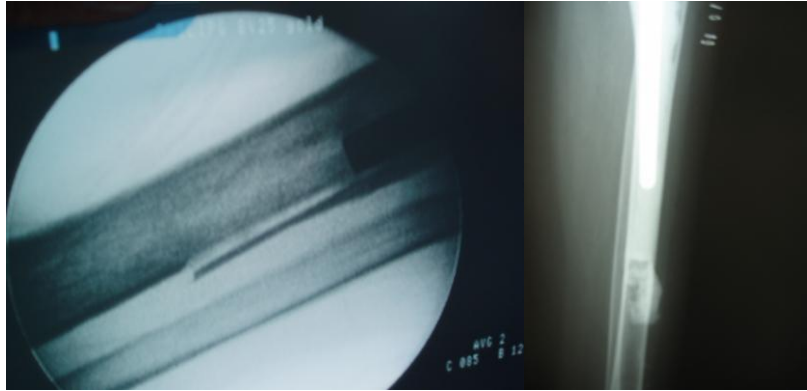
Como complicaciones se presentaron 2 necrosis cutáneas (7,1%) en el postoperatorio inmediato que se trataron con injerto cutáneo por parte de Cirugía Plástica que en uno de los casos requirió de retirada del material protésico y que acabó en Exitus del paciente en el postoperatorio inmediato como complicación séptica y Shock séptico.

**TABLA 2.** Complicaciones

Infección	6 (21.4%)
Recurrencia infección	3 (10,7%)
Fractura periprotésica	1 (3,5%)
Amputación supracondílea	3 (10,7%)
Necrosis cutánea	2 (7,1%)
Exitus	1 (3,5%)
Falsa vía	3 (10,7%)
Aflojamiento aséptico	1 (3,5%)

El otro caso se solucionó sin retirada protésica e injerto rotatorio de gemelo para cubrir la zona de exposición tras la necrosis ósea. Se produjo también una fractura periprotésica intraoperatoria que fue tratada mediante cerclaje con alambre y que realizó un protocolo postoperatorio en carga sin incidencias.

En el postoperatorio inmediato y tras revisar el control postoperatorio radiográfico se diagnosticaron 3 falsas vías (7,1%) a nivel tibial (**Fig.24**) por sobrefresado del canal endomedular con salida del cemento de los vástagos pero que en ninguno de los casos, cambió el protocolo postoperatorio de deambulación en carga a partir del tercer día postoperatorio. Estos pacientes realizaron dicho protocolo sin que se produjeran incidencias destacables durante el proceso de recuperación intra y extrahospitalaria.



**FIG 24.** Imagen radiológica y por escopia de una falsa vía tibial

Por otro lado se produjeron 6 infecciones crónicas (21,4%) en el postoperatorio tardío que en tres casos requirieron la Amputación supracondílea con buena evolución postoperatoria en los tres casos. En estos tres casos se trataban de recurrencia de la infección en pacientes reumáticos crónicos. Otro caso fue tratado mediante retirada protésica mas espaciador articulado y un segundo tiempo para realizar Artrodesis mediante fijador externo (**Fig 25**). En los dos casos restantes se trató mediante Antibioterapia crónica supresiva por la mala condición general del paciente en un caso y por oposición del paciente a nueva cirugía en el segundo. En los tres casos que se trataron mediante cirugía, todos eran reumáticos crónicos de larga evolución que presentaban entre 3 y 5 intervenciones previas en la rodilla operada.



**FIG 25.** Artrodesis de rodilla mediante fijador externo

## 7. DISCUSIÓN

La PTRTB Endo-Model se puede utilizar en la inestabilidad general de la rodilla. Hasta hace relativamente poco tiempo, los resultados de este modelo protésico, al igual que todos los modelos con alta constricción, no tenían una supervivencia óptima a largo plazo debido a esta alta constricción. Con las mejoras y avances en el diseño de la bisagra se ha conseguido obtener supervivencias mayores.

Nosotros obtenemos una Supervivencia de 60,7% de la muestra con un seguimiento medio de 55 meses, siendo la causa principal de fallo el aflojamiento la infección y asea crónica tardía o reactivada de un proceso previo. El ángulo de flexión medio conseguido fue de 93,5%.

La principal limitación el hecho de ser un estudio retrospectivo sin grupo de control. Además es un estudio donde se han incluido cirugías primarias como de revisión a la vez que también se incluyen modelos "Customised" o "a medida" en casos muy especiales y poco frecuentes. La valoración clínica y radiológica ha sido realizada por un mismo cirujano.

Como ventajas destacar el hecho de ser una muestra de pacientes operados por un solo cirujano y un mismo modelo de constricción, la tipo Bisagra Pura.

Hemos demostrado que la supervivencia al menos a medio plazo de este modelo protésico es bastante aceptable (60,7%) teniendo en cuenta la complejidad de los casos tratados.

Hemos conseguido un rango de movimiento aceptable (93,5°) dado que muchos pacientes no presentaban buena movilidad previa ni tienen alta demanda funcional., una mejora del dolor tras la intervención en todos los pacientes con una clara mejora en el estado funcional de éstos. Esta mejora del estado

funcional no se recoge del todo bien con los "scores" habituales al uso y así, se deben comparar con los tests generales de calidad de vida de las personas ancianas para enfocar mejor esta mejora funcional.

Böhm et al.<sup>33</sup> comparan una serie mucho mayor de pacientes (422) en un modelo de bisagra pero colocadas de manera primaria, consiguiendo una supervivencia del 86% a los 20 años.

Barrack et al.<sup>34</sup> reportan estudios de 23 modelos de bisagras actuales que presentan unos resultados similares a los modelos condilares con seguimientos de 2 a 9 años.

Joshi et al.<sup>35</sup> presentan unos resultados excelentes con el modelo rotatorio con un rango de movilidad medio de 105° en casos de revisión por aflojamiento aséptico.

Hernández Vaquero et al.<sup>28</sup> publican una serie de bisagras rotatorias también con un seguimiento medio de 4 años con unos resultados de mejoras de la función en todos los pacientes sin alteraciones radiográficas dignas de mención que se correlacionaran con clínica de aflojamiento. La mayoría de casos eran casos de revisión (21 de los 26) pero la principal indicación era la insuficiencia ligamentosa de la rodilla.

J.J. Fernández et al.<sup>36</sup> en un estudio multicéntrico publican una Monografía con un seguimiento medio de 9 años del modelo Endo-model de bisagra rotatoria colocada en casos de Gonartrosis de manera primaria. Publican una mejoría evidente en todos los casos del dolor de los pacientes con un rango de movilidad muy bueno, con aparición de radiolucencias sin significado clínico en 29 de 121 pacientes. Comunican un 2,5% de infecciones.

Pradhan et al.<sup>27</sup> destacan con un estudio retrospectivo de 51 bisagras rotatorias con un seguimiento máximo de 6 años como modelo de revisión séptico o

aséptico en 46 casos. Notan una mejoría del dolor, la estabilidad y el rango de movimiento de los pacientes. Publican resultados buenos o excelentes en 33 casos sobre todo en los recambios asépticos.

Todos estos estudios citados anteriormente están realizados sobre poblaciones de manera primaria o de revisión en casos de no mucha complejidad. Por lo tanto presentan unas tasas de supervivencia mayores de los implantes con seguimientos medio-largos.

Otros estudios tal vez mas comparables con el nuestro son los de Appleton et al<sup>37</sup> que revisan los resultados de un modelo tipo bisagra de Endo-model para el tratamiento de fracturas periarticulares de la rodilla en una población de 52 pacientes con una media de edad de 82 años en pacientes la mayoría (75%) ingresados en una institución para ancianos. Los objetivos del tratamiento para estos pacientes están muy por debajo de los de la población general a esta edad pero comunican una buena recuperación en los pacientes que sobreviven, sobre todo por el hecho de iniciar una rehabilitación en carga completa de manera precoz. La complicación más frecuente en el periodo postoperatorio inicial es la de las fracturas periprotésicas, sobre todo en aquellos casos donde se encuentra a la vez un implante en la cadera homolateral.

Por otro lado Utting et al.<sup>38</sup> comunican su experiencia con un modelo "Customised" o "a medida" de bisagra en 9 de 30 pacientes y 21 rotatorias para tratar fallos de Prótesis de rodilla en pacientes con gran pérdida ósea donde el injerto sería inapropiado. Tenían una media de edad de 75 años y una media de 2,2 intervenciones previas en las rodillas problema. Presentan un 6,6% de mortalidad en el primer año con una tasa de complicaciones de 7/30 (23%). Presentan también una tasa de complicaciones a medio-largo plazo destacando la dislocación protésica en 2 casos por desensamblaje del tornillo de bloqueo del

eje de rotación y la infección en un 20% de los casos. La cirugía protésica de rodilla de revisión en pacientes añosos y/o Pluripatológicos presenta una tasa de complicaciones que, aún siendo tolerablemente baja, presenta una morbimortalidad alta de consecuencias fatales en algunos casos. Guenoun et al<sup>30</sup> comunican en su trabajo con Bisagras rotatorias Endo-Model para cirugía de revisión, unas complicaciones agudas que incluyen una isquemia arterial aguda y en general publican una tasa de complicaciones de hasta el 30% en su serie. Cosa no sorprendente pues su serie consiste en muchos casos de cirugía de revisión, siendo la infección la complicación mas frecuente. Si toman en cuenta la aparición de complicaciones como fallo protésico coinciden con nuestro trabajo con una supervivencia de 65% a los tres años.

Keith R et al<sup>39</sup> estudian su serie en casos complejos de rodilla con revisiones sépticas , asépticas y fracturas periprotésicas donde presentan una supervivencia del 87% a los 4 años, con un modelo protésico que es modular y que sustituye el fémur distal completamente, con bisagra rotatoria. Los resultados de diferentes series varían entre pobres y aceptables dejando claro que no está del todo claro que estos resultados se deban al modelo protésico. Aún así presentan un 18% de complicaciones que incluyen dos exitus perioperatorios y 5 infecciones en la serie de 39 pacientes.

Como Utting et al<sup>38</sup> y Guenoun<sup>30</sup> únicamente encontramos un 3,5% de casos de aflojamiento aséptico pero el seguimiento medio es muy corto para valorar en su justa medida este aspecto.

En el caso de Pour et al<sup>2</sup> presentan una alta tasa de complicaciones con una supervivencia de 68,2% a los 5 años. Comunican 4 aflojamientos asépticos y unas 15 reoperaciones del total de 44 prótesis implantadas (destaca la presencia de 8 hematomas que necesitaron intervención). Achacan este resultado a la

constricción del modelo que usaron (bisagra rotatoria) y únicamente la recomiendan en pacientes añosos y/o sedentarios con problemas complejos de la rodilla.

El aumento en los "Scores" de medición de estos casos no es muy espectacular pero, considerando que partimos de unos "scores" previos muy bajos, la ganancia es muy significativa para estos pacientes y, en ocasiones, significa la posibilidad de deambular con ayuda de bastones y no permanecer inmobilizados en silla de ruedas. Coincidimos con Pradhan et al<sup>27</sup> en que los test de función y clínicos deberían ser adjuntados a estudios subjetivos de satisfacción del paciente para catalogar de manera eficiente este tipo de cirugías. También hablan de los peores resultados que presentan los recambios de tipo séptico y su más baja satisfacción por parte del paciente frente a aquellos intervenidos por aflojamiento aséptico. Al hilo de esta reflexión destacar que detectamos un tipo de paciente especial que aumenta los riesgos de morbimortalidad, que son aquellos portadores de una Prótesis Total de rodilla de revisión con antecedentes de enfermedad reumática crónica, multioperados de la rodilla afectada y con una complicación de tipo séptico en los que este tipo de cirugías suelen fallar y acabar en Amputación. Por el motivo anterior y a la hora de plantear la cirugía se deben explicar muy bien al paciente y su entorno familiar las consecuencias potenciales de las complicaciones (Amputación, muerte intraoperatoria, recurrencia de la infección etc.) Sería deseable de cara al tratamiento y la satisfacción del paciente, explicar el contexto donde nos encontramos al entorno de éste para evitar las falsas expectativas y debe contar con el apoyo total del paciente y su entorno (familiares, etc) previamente a realizar este tipo de cirugías.



Este modelo protésico, al presentar una cementación de los vástagos y un sistema de bisagra que facilita la extensión activa al mejorar el momento de flexión del cuádriceps, facilita una Rehabilitación postoperatoria rápida y con la posibilidad de realizar carga completa de la extremidad intervenida independientemente del tipo de paciente intervenido. Esta Rehabilitación precoz puede ayudar a acortar las estancias medias de estos pacientes que en general son bastante altas por la complejidad que tienen estos casos.

El aumento de cirugías protésicas en los últimos años está produciendo un aumento secundario de casos complejos que se pueden beneficiar de este modelo protésico dadas sus características de poder realizarse las sesiones de Rehabilitación de forma precoz y en carga completa por parte del paciente.

## **8. CONCLUSIONES**

Por lo tanto y, respondiendo a la Hipótesis inicial planteada para este estudio, podemos concluir que el modelo protésico Endo-Model Tipo Bisagra pura presenta una supervivencia a medio-largo plazo aceptable para el tipo de casos seleccionados de alta complejidad. Las complicaciones observadas en el estudio coinciden con aquellas publicadas en la Literatura. El arco de movilidad obtenido tras el seguimiento de estos pacientes es aceptable dadas las características de las rodillas intervenidas como la pluripatología y rodillas multioperadas.

## 9.- BIBLIOGRAFÍA

- <sup>1</sup> Shetty AA, Tindall A., Ting P Heatley FW The evolution of total knee arthroplasty. Part II: the hinged knee replacement and the semi-constrained knee replacement. *Current Orthopaedics* (2003) 17, 403--407
- <sup>2</sup> Pour AE, Parvizi J, Slenker N, Purtill JJ, Sharkey PF. Rotating hinged total knee replacement: use with caution. *JBJS Am* 2007 Aug;89(8):1735-41.
- <sup>3</sup> Manning DW, Chiang P, Freiberg A. Hinge Implants. Revision Total Knee Arthroplasty. Bono , Scott (Ed) Capítulo 20. 219-36
- <sup>4</sup> Walldius B. Arthroplasty of the knee using acrylic prosthesis. *Acta Orthop Scand* 1953; 23:121.
- <sup>5</sup> Jones GB. Arthroplasty of the knee by the Walldius prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1968; 50B:505--510.
- <sup>6</sup> Brady TA, Garber JN. Knee joint replacement using Shiers knee hinge. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56A:1610-1614
- <sup>7</sup> Shiers LGP. Hinge arthroplasty for arthritis. *Rheumatism.* 1961;17:54-60
- <sup>8</sup> Lettin AW, Deliss U, Blackburn JS, Scales JT. The Stanmore hinged knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br Vol* 1978; 60-B:327--332.
- <sup>9</sup> Karpinsky MRK, Grimer RJ. Hinged knee replacement in revision arthroplasty. *Clin Orthop* 1987;220:185-191
- <sup>10</sup> Le Nobel J, Patterson FP,. Guepar total knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1981;63B:257-260
- <sup>11</sup> Sheehan JM. Arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 1978;60B:333-338
- <sup>12</sup> Rickhuss PK; Gray AJ; Rowley DI. A 5-10 year follow-up of the Sheehan total knee endoprosthesis in Tayside. *J R Coll Surg Ed* 1994;39(5):326-328
- <sup>13</sup> H Kaufer and LS Matthews. Spherocentric arthroplasty of the knee. Clinical experience with an average four-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63:545-559
- <sup>14</sup> Mathews LS, Goldstein SA, Kolowich PA. Spherocentric arthroplasty of the knee. *Clin Orthop.* 1986;205:58-66
- <sup>15</sup> Attenborough CG. The Attenborough total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1978;60B:320-326
- <sup>16</sup> Kershaw CJ, Temen AEG. The Attenborough knee: a tour to ten year review. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70B:89-93
- <sup>17</sup> Shindell R, Neumann R, Connolly JF. Evaluation of the Noiles hinged knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68A:579-585

- 
- <sup>18</sup> Shaw JA, Balcom W, Creer RB, Total knee arthroplasty using the kinematic rotating hinge prótesis. *Orthopedics* 1989 12 (5):647-654
- <sup>19</sup> Walter PS, Emerson R, Potter T. The kinematic rotating hinge: biomechanics and clinical application. *Orthop Clin North Am.* 1982;13(1):187-199
- <sup>20</sup> Rand Ja, Chao EYS, Stauffer Rn,. Kinematic rotating hinge total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(4):489-497
- <sup>21</sup> Kabo MJ, Yang RS, Dorey FJ. In vivo rotational stability of the kinematic rotating hinge knee prosthesis. *Clin Orthop.*1997;336:166-176
- <sup>22</sup> Springer BD, Hanssen AD, Sim FH. The kinematic rotating hinge prosthesis for complex knee arthroplasty. *Clin Orthop.*2001;392:283-291
- <sup>23</sup> Finn HA, Kniel JS, Kane LA. Constrained endoprosthetic replacement of the knee: a new design. *J Bone Joint Surg Br.*1991;(Supl2):177-178
- <sup>24</sup> Finn HA, Golden D, Kneisi JA. The Finn knee; rotating hinge replacement of the knee. Complication of limb salvage, prevention, management and outcome. *Montreal Int Soc Limb Salvage.*1991;413-415
- <sup>25</sup> Jones RE, Barrack RL, Skedros J. Modular, mobile-bearing hinge total knee arthroplasty. *Clin Orthop.*2001;392:306-314
- <sup>26</sup> Philips NJ, A.M. Clarke, I., StockleyU, R.A. Elson. The St Georg rotating total knee arthroplasty: A historical review. *The Knee* 6 (1999) 269-276
- <sup>27</sup> Pradhan NR; Bale L; Kay P; Porter ML. Salvage revision total knee replacement using the Endo-Model rotating hinge prosthesis. *The knee* 11 (2004): 469-473
- <sup>28</sup> Hernández Vaquero D, Sandoval- García M. Hinged total knee arthroplasty in the presence of ligamentous deficiency. *Clin Orthop Relat Res* (2010) 468:1248-1253
- <sup>29</sup> Petrou G, Petrou H, Tilkeridis C, Stavrakis T, Kapetsis T, Kremmidas N, Gavras M. Medium-term results with a primary cemented rotating-hinge total knee replacement: a 7- to 15-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:813-817.
- <sup>30</sup> Guenoun B; Latargez L; Freslon M; Defossez G; Salas N; Gayet LE. Complications following rotating hinge Endo-Model (Link®) knee arthroplasty. *Orthopaedics Et Traumatology: Sugery Et Research* (2009) 95, 529-536
- <sup>31</sup> Engelbrecht E, Nieder E, Kluber D. Ten to twenty years of knee arthroplasty at the Endo-Klinik: a report on the long term follow-up of the St. George hinge and the medium term follow-up of the rotating knee endo-model. In: Niwa S, Yoshino S, Kurosaka M, Shino K, Yamamoto S, eds. *Reconstruction of the knee joint.* Tokyo, etc: Springer Verlag, 1997.
- <sup>32</sup> Nieder E. Sled prosthesis, rotating knee and hinge prosthesis: St Georg model and endo-model. Differential therapy in primary knee arthroplasty. *Orthopade* 1991;20: 170-80.
- <sup>33</sup> Böhm P, Holy T. Is there a future for hinged prostheses in primary total knee arthroplasty? *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80:302-309.

---

<sup>34</sup> Barrack RL. Evolution of the rotating hinge for complex total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2001;392:292–299.

<sup>35</sup> Joshi N, Navarro-Quilis A. Is there a place for rotating-hinge arthroplasty in knee revision surgery for aseptic loosening? J Arthroplasty. 2008;23:1204–1211.

<sup>36</sup> J.J. Fernández, Forcada P, Gómez Zubeldia C, Yunta A, Ortega JA, Lecumberi J, Barbadillo J, Alfonso JM, Ruiz A, Quintans, Tobio A, Cebrián A. Estudio multicéntrico de la Prótesis Total de Rodilla Endo-model con seguimiento medio superior a los 9 años. Monografías LINK®2000.

<sup>37</sup> Appleton P, Moran M, Houshian S, Robinson CM. Distal femoral fractures treated by hinged total knee replacement in elderly patients. J Bone Joint Surg Br. Vol.88-B, August 2006

<sup>38</sup> Utting MR, Newman JH. Customised hinged knee replacements as a salvage procedure for failed total knee arthroplasty. The Knee 11 (2004) 475-479

<sup>39</sup> Keith R. Berend MD, Adolph V. Lombardi Jr. MD, FACS Distal Femoral Replacement in Nontumor Cases with Severe Bone Loss and Instability. Clin Orthop Relat Res (2009) 467:485-492