



# HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

## HISTORIA DEL REEMPLAZO TOTAL DE CADERA

*Dr. Alberto O. Cánavea [acaneva@speedy.com.ar](mailto:acaneva@speedy.com.ar)*

*Dr. M. Víctor Francone [francone@intramed.net.ar](mailto:francone@intramed.net.ar)*

*Dr. Salomón Schächter (Coordinador) [smschachter@gmail.com](mailto:smschachter@gmail.com)*

Desde la antigüedad se deseó restablecer la movilidad en una articulación que ha perdido su función. A continuación desarrollaremos la evolución del pensamiento médico sobre el tema.

### **OSTEOTOMIA ARTROPLASTICA**

La resección de la cabeza femoral es uno de los recursos quirúrgicos más antiguos para tratar los estados patológicos de la cadera.

La resección de la cabeza del fémur se utilizó inicialmente para el tratamiento de la coxalgia avanzada, tal vez C. Fock en 1851 realizó la primera en un caso de “grave malum coxae senilis”.

En 1899 A. Blenke publicó una reseña completa. Sus indicaciones eran para las infecciones y la coxartrosis.

G.R. Girdlestone la popularizó en 1945 luego de haberla inicialmente empleado en tuberculosis, para la coxartrosis en 1945. Dicha operación fue aconsejada por R.G. Taylor sosteniendo que producía alivio del dolor, restablecimiento de los movimientos y “que se conseguía una notable estabilidad”.

Esto último fue denostado por la mayoría de los autores y H. Milch sostuvo que transformaba al fémur “en un palo de escoba”.

Por ello, este último, inspirado en las experiencias de Lorenz quien proponía para las luxaciones congénitas inveteradas y dolorosas una osteotomía femoral, pero fundamentalmente en las ideas de A. Schanz, quien en 1922 propuso una osteotomía de resección y angulación proximal en los casos de falta de unión de las fracturas de cuello de fémur y en las osteoartritis secundarias a coxa vara. Schanz colocaba un tornillo de su invención, en cada segmento post-osteotomía, fijados a un yeso pelvipédico. Karl Mueller dice en el libro de R. Tronzo “con excepción del dispositivo de fijación, sus ilustraciones muestran una operación idéntica a la que popularizó Milch 20 años después”.

En 1935 M. Hackenbroch publicó una operación similar.

En 1936 P.M. Lance la denominó “osteotomía de apoyo”



## HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

Esta operación alcanzó gran popularidad luego de los trabajos del H. Milch de Nueva York en 1941 publicados bajo el título “Pelvic Support” y J.S. Barchelor en Londres. Debemos señalar que este último autor aconsejaba realizar la operación en dos tiempos, en el primero hacía la resección de la cabeza femoral y en el segundo la osteotomía del fémur, la subtitularon “Operación de rescate”.

Al respecto Isidro Castillo Odena realizó en 1965 una excelente puesta al día de la operación que consiste en resección de la cabeza femoral y una osteotomía angulada por debajo del trocánter menor procurando que la misma reprodujera la inclinación de la cara externa de la pelvis para brindar mayor estabilidad y apoyo. Popularizó una placa angulada que llevó su nombre, de gran utilidad para la fijación de los fragmentos con una angulación de 220 grados. En nuestro medio esta operación se realizó en un solo tiempo y se utilizó para hacerla el acceso de Watson Jones.

Esta operación se evidenció de mayor utilidad en las coxartrosis secundarias a luxaciones congénitas inveteradas, porque los pacientes están más adaptados al Trendelenburg inevitable durante la marcha, de resulta de estas operaciones.

Mueller construye una frase premonitoria no tanto para las osteotomías de angulación pero sí para las técnicas de resección “es probable que con el correr del tiempo vuelvan a adquirir importancia para salvar los fracasos de las artroplastias totales de cadera, sobre todo cuando ocurrieron por sepsis profundas”.

Luego de las Osteotomías Artroplásticas que mediante la resección de las superficies articulares creaban un espacio vacío, se iniciaron en el siglo XIX las denominadas:

### **ARTROPLASTIAS POR INTERPOSICIÓN**

Fue Ollier, M. quien entre 1883 y 1885 realizó plastias articulares interponiendo partes blandas de vecindad. Helferich empleó un colgajo del músculo temporal para dar movilidad a una articulación temporomaxilar.

También Verneuil en 1860 utilizó tejido muscular, grasa y fascia como elementos para interponer entre las superficies articulares, procurando obtener una artroplastia eficaz.

Murphy utilizó colgajos musculares y fascia o fascia sola en 1902.

Lowe empleó piel con igual fin y Robert Jones comenzó a emplear materiales inorgánicos como láminas de oro para interponer en las superficies articulares.

Baer en 1918 utilizó submucosa de vejiga de cerdo.

V. Putti en 1921 y Campbell en 1926 volvieron a la fascia lata como material de interposición.

Los resultados fueron impredecibles y el dolor residual y la vuelta a la rigidez articular eran las habituales causas del fracaso y muchas reacciones cuando se utilizaban elementos extraños al individuo.

En 1923 N. Smith Petersen introduce el concepto de la “Artroplastía de Molde o de Copa”



## HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

El procedimiento pretendía utilizar las superficies trabajando exclusivamente sobre la cabeza femoral, exponiendo el hueso esponjoso de la misma y colocando una copa sobre la misma.

Eligió el cristal en los primeros implantes, pero aunque las copas se rompían a los pocos meses consideró sus iniciales resultados como esperanzadores. Utilizó luego celulosa pero obtuvo importantes reacciones de cuerpo extraño. Luego empleó Pirex en 1933 y baquelita en 1937.

El salto de calidad lo obtuvo cuando en 1938 Venable y Stuck describen el vitalium como elemento metálico bio-compatibile. El casquete de vitalio rellena como un cuenco la cavidad cotiloidea y dentro de él se introduce la cabeza femoral. Esa cabeza femoral reducida se mueve dentro de ese casquete. Según el autor, llegó a demostrar que en la cabeza femoral se forma una capa de cartílago y sostuvo que el mismo era de tipo hialino pero en realidad es un tejido fibroso.

Desde esa fecha hasta la introducción de la moderna artroplastia total de cadera, este implante fue la referencia de la reconstrucción coxofemoral.

En 1957, años después de la muerte de Smith Petersen, Aufranc que trabajó intensamente con él, comunica un 82 % de buenos resultados.

### **REEMPLAZO ARTICULAR PARCIAL**

Los hermanos Judet desarrollaron en la década del 40 una prótesis consistente en una cabeza femoral con un vástago corto que se introducía en el muñón del cuello femoral luego de reseca la cabeza artrósica. Estaba realizada en material acrílico (metilmetacrilato termofraguado). En 1952 publicaron los primeros 300 casos operados con este elemento.

Es digno de mención un trabajo publicado por Judet y Merle D'Aubigné en el que comunican resultados buenos y muy buenos entre un 40 y un 53 % de los casos y malos entre un 11 y un 38 %.

La experiencia evidenció que el material acrílico se fragmentaba y los residuos determinaban una reacción tisular intensa. Los pocos casos que soportaron el paso del tiempo fueron aquellos en que la prótesis quedaba encarcelada y con la enorme limitación de movimiento hecho que producía limitación al desgaste, pero el movimiento se había perdido.

Entre 1950 y 1960 en EE.UU de Norte América se empezaron a construir endoprótesis metálicas con vástagos medulares para la fijación esquelética. Los diseños que alcanzaron enorme éxito fueron los diseñados por Fred Thompson en 1950 y A.T. Moore en 1952. Se elaboraron con Vitalio pero también con acero inoxidable. Como es sabido, porque aún se utilizan en algunos centros, en especial la de Thompson, son de tipo monoblock. Mecánicamente los vástagos endomedulares permitían la transmisión de las fuerzas de soporte del peso a lo largo del fémur en lugar de crear fuerzas de cizallamiento como la anterior de Judet.



## HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

Debe señalarse que la de Moore presentaba una o dos fenestraciones en las que se introducía un auto-injerto obtenido de la cabeza extraída, para permitir su fijación ósea estableciendo un puente en el endofémur.

Pero la mayor supervivencia de estas prótesis metálicas favoreció la aparición de otro tipo de complicaciones. Así, el mayor problema derivaba de la erosión del trasfondo acetabular. Esta complicación se observa especialmente cuando se fija la prótesis de Thompson con cemento al fémur.

La artroplastia de cadera, de artro: articulación, plastía: plástica, “Plastica quirúrgica” tendiente a devolver la movilidad a la articulación de la cadera: artroplastia.

Cuando dicho objetivo se logra mediante el reemplazo protésico de los componentes de la cadera estamos ante el reemplazo parcial cuando el que se cambia es la cabeza femoral o total cuando lo hacemos con ambos componentes, cabeza y cotilo de la articulación de la cadera.

Resumiendo las cinco etapas de importancia histórica son:

- 1- Osteotomías artroplásticas, comenzando en 1826 con Rhea Barton
- 2- Artroplastia por interposición destacándose las copas de Smith Peterson (1938), primero de vidrio y luego de metal.
- 3- Artroplastía reconstructiva, comprendiendo la resección de a cabeza femoral, siendo White en 1821 el primero en realizarla y encajaba el muñón en el acetábulo. En 1945, G. Gridlestone se destaca por la artroplastia por resección en el tratamiento de caderas afectadas por infección tuberculosa y otras artritis sépticas y si bien resolvía la infección, las caderas quedaban con alteraciones de la estabilidad y de la marcha. Igual problema ocurría cuando la utilizaba en las coxartrosis. Hoy en día es el equivalente a un recambio protésico en dos tiempos, o la extracción del cotilo y del componente femoral de una prótesis total o por el retiro el de una prótesis parcial, por una artritis séptica. En ambas situaciones la cabeza femoral es reemplazada por espaciador de cemento con antibióticos.
- 4- Reemplazo articular parcial (Hemiartroplastía). Esta conducta y sus cultores dan un vuelco trascendental en la evolución en las artroplastias de cadera. En 1940-1952 Bohlman y Moore presentan una prótesis proximal de fémur para el tratamiento de un tumor de células gigantes femoral proximal, siendo los precursores de la popularizada prótesis de Austin Moore no cementada y en las que en las fenestraciones del tallo se colocaban auto injertos óseos para favorecer su estabilidad. Hasta la fecha tanto ésta como la de Thompson fijada con cemento acrílico siguen siendo utilizada en algunos ambientes, en fracturas mediales del cuello del fémur, en pacientes ancianos y poco activos.



# HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

- 5- El quinto paso es el que marca un antes y un después en la cirugía de cadera del siglo XX, la Artroplastía Total Bicompartimental.

## **ARTROPLASTIA TOTAL BICOMPARTIMENTAL**

Hacia 1938 Wiles P.H. realiza una serie de operaciones utilizando un vástago adaptado al calcar femoral mediante una fijación al trocánter mayor con un tornillo a nivel del tercio superior de la diáfisis femoral y con un cotilo anclado como medio de protección acetabular.

Pero no fue hasta 1950 en que se desarrollaron las endoprótesis totales. Y los primeros fueron realizados por G.K. McKee. Este autor viajó en 1953 de Inglaterra a EEUU y allí se entusiasmó al ver el diseño de la prótesis de Thompson. De vuelta a su país realiza un diseño de cotillo sin cementar que se fijaba con una serie de púas al trasfondo acetabular y con la prótesis de Thompson para el segmento femoral constituyendo un sistema metal-metal no cementado. Las primeras estaban construidas de acero y en 1956 las sustituyó por una aleación cromo-cobalto.

Entre 1956 y 1960 lo implantó en 26 pacientes. Posteriormente investigó en el vástago de la prótesis femoral y en 1965 lanza junto con J. Farrar un diseño de cuello más delgado. Por ello, a esa prótesis se la conoce como McKee - Farrar

En 1959 en Moscú K. M. Sivash implantó un cótilo sin cementar en una articulación metal-metal. En un principio fueron de acero pero más tarde las realizó en cromo cobalto. Consistía en un cotilo con sistema de fijación erizado y un componente femoral modular con un sistema regulador de anteversión al tallo endomedular recto mediante un tornillo de fijación.

También en Inglaterra en 1964, P.A. Ring desarrolla un cótilo también sin cementar fijado a la pelvis mediante un grueso tornillo, era igualmente una combinación metal-metal porque el componente femoral era una clásica prótesis de Moore de 40 mm de diámetro. Aunque existen trabajos que hablan de una supervivencia de 17 años con un índice de supervivencia del 80%, hemos tenido oportunidad de presenciar extracciones de esta prótesis con un gigantesco "black debris" por metalosis.

Todas las que hemos citado utilizaban como par de fricción el metal-metal y en general no dieron resultado satisfactorio con inaceptable incidencia de dolor y aflojamiento temprano producido esencialmente por el "black debris" por metalosis.

Ello condicionó que en 1972, desapareciera del mercado la prótesis de McKee-Farrar y en 1979 la de Ring.

## **JOHN CHARNLEY Y LA MODERNA CIRUGÍA DE LA CADERA.**

John Charnley en la década de 50 realiza ensayos con una prótesis total, de acero el componente femoral y de teflón (1958) el acetabular. Dicha serie de prótesis fracasó por el teflón hasta que Charnley encuentra en el polietileno de alta densidad, de alto peso molecular, un elemento noble y durable.

Es a partir de 1960, con el empleo del cemento acrílico para la fijación de los componentes protésicos, Charnley aporta una contribución trascendental en la historia de la artroplastia de



## HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

cadera del siglo XX, tal es su publicación Charnley, J., 1961: "Arthroplasty of the hip. A new operation", Lancet.

Fueron numerosas publicaciones y los aportes de Charnley para este tipo de operaciones: a) la utilización del par polietileno- metal en la elaboración de las prótesis b) el cemento acrílico en cirugía ortopédica, y c) el quirófano de flujo laminar para disminuir la complicación infecciosa. Todo eso lo plasmó en su obra: Charnley J.: "Arthroplastia de baja fricción en la cadera, teoría y práctica", Salvat Edit. 1981.

### CONTRIBUCIONES DE CHARNLEY A LA CIRUGÍA MODERNA DE CADERA

Inicialmente utilizó en 1958 teflón en la construcción del componente acetabular pero ello determinó inaceptable nivel de debris hecho que superó en 1962 utilizando polietileno de alta densidad (HDPE) y posteriormente reemplazó a éste por polietileno de peso molecular ultra elevado (PMUE).

En 1960 introduce un avance fundamental con la introducción de cemento acrílico, fraguado al frío, (polimetil-metacrilato) con la mezcla de un monómero con un polímero que permite la firme fijación de los elementos protésicos al hueso. Este hecho es de enorme significado en pacientes de elevada edad osteopénicos y/o osteoporóticos, permitiendo la inmediata fijación de los componentes protésicos.

Más tarde modificó el diseño del componente femoral y redujo el tamaño de la cabeza femoral desde los 40 mm o más de la prótesis de A. Moore a los 22.2 mm. como esfericidad óptima para reducir la resistencia al movimiento al disminuir el brazo de palanca de la fuerza de fricción.

Comprendió que con la cabeza más grande era menor la presión por unidad de superficie y por ende el desgaste, pero estimó que era más importante disminuir el par de las fuerzas de fricción y para postergar los resultados del desgaste, sabedor mediante estudios experimentales que no superaba el 0,1 mm por año, empleó un cotilo más grueso.

Algo que presentó Charnley buscando mejorar el brazo de palanca abductora mediante el descenso mediante osteotomía del trocánter mayor para aumentar la tracción de los abductores, se ha evidenciado más como una complicación que un adelanto por el alta tasa de pseudo-artrosis, pese a las distintas modificaciones del método de fijación del mismo, con variables al sistema de alambrado.

Igual ha ocurrido por la vía de acceso por él empleada. Mediante la vía postero-lateral se puede realizar la mayoría de las prótesis primarias y exceptuando las caderas displásicas la osteotomía del trocánter mayor es más una complicación que una solución.

En 1994 en la AAOS Harris realizó un análisis del cementado en las prótesis de cadera y dividió el desarrollo de la cementación en tres fases o generaciones. Afirmó que los aflojamientos que atribuíamos al propio cemento en realidad se debían a la cantidad de partículas abrasivas que se producían por el rozamiento de los distintos tipos de prótesis.

Estudios de investigación realizados por Wilberg confirman esta postura, y los sistemas de fijación con cementado denominados de última generación han mejorado notablemente los resultados. Para ello es fundamental:



## HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

- 1- Colocación de un tapón distal en el canal femoral para producir un compartimento estanco. Se pueden emplear tapones de polietileno o biológico mediante auto-injerto obtenido de la cabeza femoral que cierren el canal y eviten el escurrimiento del cemento hacia la diáfisis.
- 2- Preparación del canal medular mediante limpieza, lavado presurizado y posterior aspiración procurando que el mismo se encuentre lo más seco posible.
- 3- Relleno del canal medular con cementación de baja viscosidad para lograr una capa uniforme entre el implante y el hueso.
- 4- Evitar las burbujas del mismo mediante el mezclado al vacío e introducción a presión.

### FIJACIÓN BIOLÓGICA DE PRÓTESIS DE SUPERFICIE POROSA

El procedimiento de fijación mediante cementado se ha evidenciado como hemos dicho de utilidad en los pacientes ancianos pero a medida que se han mejorado los elementos constitutivos de las prótesis se pasó al empleo de las mismas en los individuos más jóvenes. Se ha confirmado la utilidad de emplear métodos de fijación con implantes de superficie porosa el inicial método de A. Moore que utilizaba fenestraciones en el tallo metálico que eran rellenas mediante auto- injerto óseo que permitía la fijación al endo-fémur.

Respecto de los materiales se pasó de acero inoxidable al cromo-cobalto y de éstas al titanio más resistente y bio-compatible.

Utilizando el concepto del press fit o bloqueo mecánico se fijan copas metálicas porosas previo avivamiento de la superficie acetabular buscando que el crecimiento biológico fije la copa. Dentro la misma se implanta el inserto de polietileno.

Los métodos de fijación del mismo a la superficie metálica han sido uno de los problemas planteados al producirse con algunos de ellos aflojamientos del inserto plástico. Un ejemplo es que las primitivas prótesis de Harris-Galante tenían un método de fijación que inicialmente eran de tres triángulos convergentes distribuidas en tres segmentos del contorno de la copa metálica. En el diseño la Harris-Galante II se cambió esta forma de fijación por tres sistemas de aletas largas que configuraban una “cola de ballena”. Esta modificación se ha evidenciado perjudicial en varios trabajos que señalaron rupturas de estas púas que se ponen en evidencia en controles radiográficos. En las placas se vislumbran púas rotas y sueltas. Esto determina el aflojamiento del componente plástico. Esto condiciona la ruptura o deslizamiento del mismo y la posterior fricción de la cabeza de cromo-cobalto sobre el cotilo de Titanio produce sensación de “grinning” (similar a dos superficies de metal que se rozan sin lubricación) en forma palpable y hasta audible y una enorme cantidad de partículas metálicas que condiciona un “black debris”. Este debris penetrando entre el acetábulo y la copa metálica produce el aflojamiento y posterior movilidad de la misma.

La fijación del componente ctiloideo se ha mejorado aumentando la resistencia del polietileno mediante el empleo de una copa metálica porosa para la fijación con o sin tornillos.

En este tipo de recurso de fijación en el componente femoral, merecen lugar destacado las experiencias de K. Zweymuller en la clínica de la Universidad de Viena. Las mismas se fundan en trabajos realizados conjuntamente con Untner F. en 1986 sobre las reacciones de los tejidos frente al titanio observados en autopsias. Previamente Albrektsson T. y col. habían sostenido la necesidad que las superficies de los implantes fueran rugosas. Si bien utiliza cotilos roscados, elabora los mismos con igual material. En 1981 utiliza un vástago recto



## HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

femoral cribado en su lomo proximal, constituido de una aleación de titanio (Protasul 64 WF Ti-6<sup>a</sup>1-4V, con una porción cónica media y distal de 3 grados). La porción distal termina en una punta redondeada mientras el vástago proximal cribado en su borde externo se ensancha en el plano frontal. La fijación del vástago se realiza por contacto de la prótesis con la cortical diafisaria.

Merece también señalarse que Harris que fue quien introdujo y popularizó las técnicas de cementación de última generación, realizó junto con el argentino Jorge Galante prótesis no cementadas. Su última presentación denominada HGMultilock incluyó estas nuevas propiedades.

Mejorando el centrado del tallo endomedular, con el empleo de raspas adecuadas que permiten la creación de un neo-canal de fijación, incrementando en forma sustancial las áreas porosas del tallo femoral de material Ti-Nidium, utilizando el concepto de “press fit”, encaje a presión.

Similar conducta se adopta en la implantación del casquete metálico del cotilo, aunque lamentablemente como hemos señalado el cambio de fijación del inserto plástico no fue acompañado un mejor sistema de fijación como hemos señalado.

Con el objetivo de ser más conservadores a la hora de preservar el máximo de “stock” óseo en especial en pacientes más jóvenes se desarrollaron nuevos implantes con prótesis de recubrimiento, retornando a antiguas ideas de recubrimiento de Smith Petersen y se realizó un intento de volver a las prótesis metal-metal pero los resultados hasta el momento han sido poco alentadores y se han producido reacciones al debris metálico y fracturas del cuello femoral remanente.

Otro intento en esa dirección es el empleo de mini vástagos femorales porosos de resultados hasta el momento en estudio.

Ante esta variada gama de posibilidades, en el mercado han ido surgiendo multitud de prótesis de cadera cuyo número dificulta una revisión cronológica y también se observa una variedad de seguimientos muchas veces tendenciosos. Pero hoy podemos disponer de prótesis totales de cadera con pruebas de durabilidad de alrededor de 20 años.

Las alteraciones más significativas con los años extendidos de uso de las prótesis han podido determinar que el desgaste de las superficies articulares y además la pérdida de sustrato óseo (“stress shielding”), como consecuencia de la transmisión de las cargas a través del implante metálico y como consecuencia de la actividad osteolítica de las partículas de desgaste es un problema que adquiere mayor importancia y que representa la principal causa de aflojamiento secundario tardío en prótesis que inicialmente habían logrado buena osteo integración.

La mayoría de los autores se han inclinado progresivamente al empleo de una vía de acceso posterior descrita hace más de una centuria por Kocher-Langebeck, pero esto ha traído aparejado otro problema que con el método de Charnley sólo se esbozaba y presentaba cuando en los pacientes con resultados alejados, es decir cuando el deterioro del inserto plástico se hacía presente, como es la luxación posterior de cadera.

Y para evitar este problema se utilizó y se utiliza los componentes acetabulares de polietileno con pared posterior elevada y modificaciones técnicas de acceso con conservación y reinserción de los rotadores cortos.





# HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

## CONCLUSIONES

### 1) Aspectos consensuados de la artroplastia total de la cadera

- a) Indicaciones: dolor, resistencia e incapacitante con evidencia radiográfica de severo daño articular. Se sugieren procedimientos quirúrgicos alternativos (osteotomías, artrodesis) en pacientes menores de 40 años. La artrodesis de cadera puede ser reconvertida hacia un reemplazo total de cadera.
- b) Nuevas técnicas de cementado: tapón intramedular, lavado a presión del canal medular, cemento de baja viscosidad, mezclado al vacío, presurización, centralización del tallo.
- c) Amplio uso de componentes no cementados.
- d) Excelente resultado de acetábulos metálicos de superficie porosa.
- e) La osteolisis es un factor contributivo importante al fracaso del reemplazo total de la cadera y puede aparecer en ausencia de sintomatología clínica. Por tal razón es importante realizar un seguimiento periódico.
- f) Cuantitativamente las partículas que producen la mayor reacción tisular son las partículas de polietileno. Para minimizar la producción de partículas de desgaste se deben usar cápsulas de polietileno de un espesor mínimo de 10 mm. , cabezas femorales de 28 o más mm. interiores de cápsulas acetabular metálica de no más de 3 orificios, capsulas de polietileno de exacta congruencia y estabilidad, capsulas de polietileno de alto impacto, de alta densidad y “cross linked”.
- g) El polietileno es el eslabón flojo en la cadena en la producción de la osteolisis.
- h) Todos los pacientes con reemplazo total de cadera requieren un seguimiento clínico y radiográfico periódico para detectar osteolisis y otras posibles fallas, en sus etapas iniciales, permitiendo efectuar el tratamiento adecuado para prevenir fallas catastróficas.
- i) La revisión en dos tiempos se ha convertido en la regla de oro en el tratamiento de la infección.
- j) La dupla cromo-cobalto-polietileno “cross linked” no ha sido superada hasta el momento por ninguna otra (metal-metal, cerámica-cerámica, cerámica-polietileno).

### 2) Futuros carriles de investigación

- a) Fricción. Tribología protésica: es la ciencia que estudia la lubricación, la fricción y el desgaste, lo que ha sido como el meridiano de la investigación en estas cirugías.
- b) Investigación de las respuestas inmunológica o inflamatoria al implante y la forma que ésta respuesta pueda ser modificada local o sistémicamente.
- c) Rigidez del tallo femoral. Isoelasticidad (“stress shielding”)



# HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS

## BIBLIOGRAFIA

Amstutz, HC; Navarro, RA. Surface replacement revision. En: Amstutz, HC. Hip arthroplasty. New York. Churchill-Livingstone. 1991. p. 855-60.

Castillo Odena, Isidro. Resección-angulación (operación de Milch-Batchelor) en afecciones quirúrgicas de cadera. Buenos Aires. Bibliográfica Omeba. 1960.

Charnley, John. Low friction arthroplasty of the hip. New York. Springer-Verlag. 1979.

Eftekhar, NS. Principles of total hip arthroplasty. St. Louis. CV Mosby. 1978.

Eftekhar, NS. Total hip arthroplasty. St. Louis. CV Mosby. 1993.

Eng, CA; Bobyn, JD; Glassman AH. Theory and practice of cementless revision total hip arthroplasty. The Hip. St. Louis. CV Mosby. 1986. p. 271-317.

Eng, CA; Bobyn, JD; Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J. Bone Joint Surg. Br. 69 (1):45-55, 1987.

Eng CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. Clin. Orthop. (231):7-28, 1988.

Galante, J; Rostoker, W; Lueck, R; Ray, RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. J. Bone Joint Surg. Am 53 (1):101-14, 1971.

Harris WH, Krushell RJ, Galante JO. Results of cementless revisions of total hip arthroplasties using the Harris-Galante prosthesis. Clin. Orthop. (235):120-6, 1988.

Older J. Implant bone interface. Berlin. Springer-Verlag. 1990.