

Artículo de revisión

doi: 10.35366/103319

Historia y desarrollo de la artroplastía de cadera. Una visión de sus aciertos, fallas y enseñanzas. (Primera parte)

History and development of hip arthroplasty. An overview of its successes, failures and lessons learned. (Part one)

Gómez-García F*

Hospital Ángeles Mocel. México.

RESUMEN. Se hace una revisión histórica del desarrollo de la artroplastía de cadera. El trabajo se dividió en cinco etapas: la bioartroplástica, la pre-aloartroplástica, la del desarrollo temprano de la aloartroplastía endoprotésica, la etapa de transición y la de la aloartroplastía contemporánea. Se localizó la historia documental más importante en relación con los hechos que marcaron hitos en su desarrollo desde finales del siglo XIX hasta la actualidad. La finalidad de este manuscrito fue hacer una reflexión analizando cuáles han sido sus aciertos, sus fallas y las lecciones que nos ha dejado. Asimismo, se consideró trascendente no sólo repasar su desarrollo histórico, sino también ubicarnos en el presente y hacia dónde debemos dirigir nuestros esfuerzos para seguir innovando este recurso terapéutico, aprovechando las lecciones del pasado, las actitudes del presente y la ruta hacia el futuro. Dada la extensión del manuscrito, se dividió en partes. En esta primera parte se revisará desde la etapa bioartroplástica hasta la artroplástica actual.

Palabras clave: Historia, desarrollo, artroplastía de cadera, aloartroplastía de cadera.

ABSTRACT. A historical review of the development of hip arthroplasty is made. The work was divided into five stages: bioarthroplastic, pre-alloarthroplastic, early development of endoprosthetic alloarthroplasty, transitional stage and contemporary alloarthroplasty. The most important documentary history was located in relation to the events that marked milestones in its development from the end of the 19th century to the present time. The purpose of this manuscript was to make a reflective analysis analyzing what have been its successes, its failures and the lessons it has left us. Likewise, it was considered transcendent not only to review its historical development, but also to locate ourselves in the present and towards where we should direct our efforts to continue innovating this therapeutic resource, taking advantage of the lessons of the past and the attitudes of the present and the route to the future. Given the length of the manuscript, it was divided into parts. In this first part, we will review from the bioarthroplastic stage to the current arthroplastic stage.

Keywords: History, development, hip arthroplasty, hip alloarthroplasty.

* Miembro emérito de la Academia Mexicana de Cirugía y del Colegio Mexicano de Ortopedia. Miembro de la *American Academy Orthopaedic Surgeons* y de la *American Society of Hip and Knee Surgeons*. Director de la Clínica de Cirugía de Cadera. Hospital Ángeles Mocel. México.

Correspondencia:

Acad. Dr. Felipe Gómez García
Torre Ángeles, Hospital Ángeles Mocel.
Gobernador Ignacio Esteva No. 107-03, Col. San Miguel Chapultepec, CP 11850, Alcaldía Miguel Hidalgo, Ciudad de México.

Recibido: 08-07-2021. Aceptado: 25-11-2021.

Citar como: Gómez-García F. Historia y desarrollo de la artroplastía de cadera. Una visión de sus aciertos, fallas y enseñanzas. (Primera parte). Acta Ortop Mex. 2021; 35(4): 369-383. <https://dx.doi.org/10.35366/103319>



www.medicgraphic.com/actaortopedica



*Mientras más atrás puedas ver,
más adelante es probable que veas.*
Winston Churchill

Introducción

El desarrollo de la artroplastía de cadera es una historia que merece contarse, pero sobre todo analizarse. La finalidad de esta serie de manuscritos es revisar cuáles han sido sus aciertos y sus fallas y analizar las lecciones que nos han dejado. Asimismo, se consideró que no sólo era necesario saber su historia y enseñanzas, sino que es igual de importante ubicarnos en el presente y visualizar hacia dónde debemos dirigirnos.

Resumir una historia de más de 100 años no es una tarea sencilla; sin embargo, se hará el intento de recrearla a grandes saltos destacando los hitos de su evolución enfatizando por qué algunos modelos de implantes fallaron o dejaron de usarse y cuáles son los motivos por los que algunas filosofías de diseño de ciertos implantes se han convertido en legendarias.

Debe mencionarse que, aunque muchos de sus hitos históricos se han presentado en fechas determinadas, es pertinente aclarar que simultáneamente ocurrieron propuestas, ensayos clínicos, nuevas técnicas quirúrgicas y desarrollos técnico científicos que se entrelazaron en el tiempo. Este afortunado entrelazamiento nos ha permitido presenciar el rápido avance para tratar las enfermedades graves de la articulación coxofemoral.

La especie humana ha padecido desde siempre problemas articulares degenerativos como lo atestiguan los hallazgos paleontológicos. Sin embargo, la historia médica para tratar la artrosis se inicia en el siglo XIX y ha transitado por cinco grandes períodos que fueron marcados por hitos que transformaron la visión de su tratamiento. Acorde a lo anterior, dividimos su análisis en las siguientes etapas: primera, la bioartroplástica; segunda, la prealoartroplástica; tercera, la del desarrollo temprano de la aloartroplastía endoprotésica; cuarta, la etapa de transición entre cemento y artroplastía moderna; y la quinta, la de la aloartroplastía contemporánea. Dado lo extenso del tema, se decidió dividirlo en dos partes, en ésta se tratarán las cuatro primeras etapas desde la bioartroplástica hasta la de transición entre el cemento y la artroplastía moderna.

Primera etapa. Bioartroplástica

La primera etapa ocurrió en el siglo XIX y principios del XX; la llamaremos etapa bioartroplástica. En ella se buscaba solucionar la falta de movilidad articular, el dolor y la discapacidad resultante en casos avanzados, utilizando recursos médico-biológicos no aloartroplásticos como fueron: 1) la movilización forzada bajo anestesia, 2) las artroplastías de interposición biológica, 3) las artrólisis, queilectomías y limpiezas articulares y 4) las artroplastías no aloartroplásticas reconstructivas y mutilantes (artroplastías seudoartrósicas y resecciones artroplásticas de la cabeza femoral).

Las formas de tratamiento antes mencionadas fueron utilizadas en su tiempo debido a la falta de compresión de la naturaleza del origen del problema, a la carencia de un cabal conocimiento de la biomecánica y al escaso desarrollo biotecnológico, entre otros factores. A continuación iniciaremos el análisis de estas formas de tratamiento.

1. Movilización forzada bajo anestesia

Huggler¹ menciona que la base del tratamiento de una movilización forzada bajo anestesia, seguida de una fisioterapia intensiva, se originó porque se suponía que la ruptura de bridas fibrosas intraarticulares permitiría una mejor movilidad y con el tiempo mejoraría el dolor. Esto fue rápidamente abandonado debido a malos resultados.

2. Artroplastías de interposición biológica

En 1860 Verneuil² en Francia fue el pionero en utilizar partes blandas como material de interposición articular en una articulación temporomandibular. Posteriormente, no fue sino hasta 1902 cuando Murphy^{3,4} trató caderas afectadas interponiendo colgajos de músculo y fascia lata sola o cubierta con grasa. La interposición de fascia lata fue seguida por Putti,⁵ Campbell⁶ y MacAusland⁷ con resultados similares a los de Murphy, es decir, poco satisfactorios.

Los intentos de interponer tejidos autólogos para alivio de la artrosis fueron también empleados por Loewe⁸ y más recientemente por Kallio,⁹ quienes utilizaron piel para tratar de resolver el problema degenerativo articular avanzado bajo la creencia de que este tejido de origen mesenquimatoso sufriría una metaplasia que lo transformaría en tejido fibroso o incluso fibrocartilaginoso. Aunque lo anterior es parcialmente cierto, sus resultados clínicos fueron más bien malos, por lo que la interposición de tejido autólogo como tratamiento de las coxartrosis fue abandonada.

Aunque la utilización de tejidos biológicos heterólogos, como la vejiga de cerdo, realmente debería clasificarse como aloartroplastía por provenir de tejidos diferentes al humano, la incluimos en esta etapa por tratarse de un procedimiento de interposición biológica con fines artroplásticos. En 1919 Baer¹⁰ utiliza submucosa de vejiga de cerdo cromizada (membrana de Baer). Esta membrana animal se obtenía mediante el endurecimiento de trozos de vejiga de cerdo embebidos en ácido crómico, esterilizados por ebullición en Kumol (isopropilbenceno). El problema es que esta membrana se absorbe después de un período de aproximadamente 40 días, por lo que su seguridad y permanencia a largo plazo fue puesta en duda. Por lo anterior, también dejó de utilizarse.

3. Artrólisis, queilectomías y limpiezas articulares

Julius Wolf¹¹ fue el principal impulsor de esta forma de tratamiento en 1923. La artrólisis consiste en la liberación quirúrgica de adherencias en una cadera anquilosada. Este

método perseguía mejorar los arcos de movilidad, el dolor y la función. La queilectomía consiste en la extirpación quirúrgica de las superficies cartilaginosas irregulares y de los osteofitos articulares. Esta forma de tratamiento se basó en el supuesto de que si se regularizaban los rebordes articulares, se facilitarían los movimientos de la misma y consecuentemente se conseguiría la mejoría de los síntomas. Las limpiezas articulares se usaron hasta hace poco tiempo, sobre todo en rodilla, y se basaron en el mismo principio. Estos tipos de tratamientos dejaron de utilizarse desde hace mucho tiempo debido a sus malos resultados, ya que las articulaciones tratadas con estos métodos se reanquilosaban rápidamente o no resolvían el problema de dolor, movilidad y función.

4. Artroplastías reconstructivas no aloartroplásticas

Las artroplastías no aloartroplásticas tuvieron gran auge a finales del siglo XIX y a principios del XX. Lo anterior ocurrió porque aún no se contaba con recursos para realizar sustituciones protésicas articulares. Los tipos que con más frecuencia se empleaban fueron las artroplastías seudoartróticas y las resecciones de la cabeza femoral.

a) Artroplastías seudoartróticas. Barton¹² en el siglo XIX perseguía como objetivo crear una seudoartrosis quirúrgica mediante simples cortes de osteotomía del fémur sin fijarlas, es decir, dejando los fragmentos libres para promover una seudoartrosis. Esta forma de tratamiento se intentó a nivel de cuello y en las regiones intertrocantérica o subtrocantérica femorales. Cirujanos como White,¹³ Bouvier,¹⁴ Langenbeck¹⁵ y otros siguieron las teorías de Barton, buscando también «producir» una neoarticulación fibrosa que permitiera mejor funcionalidad de la cadera. Sin embargo, este tipo de tratamiento no satisfacía las expectativas de obtener una movilidad razonablemente buena e indolora; en cambio sí ocasionaba discapacidad funcional de diversos grados sin mejorar de manera considerable la calidad de vida de los pacientes. Éstas fueron las razones por las cuales se abandonaron desde hace tiempo.

b) Resecciones artroplásticas no protésicas de la cabeza femoral. La resección de la cabeza femoral como tratamiento de la tuberculosis de cadera fue una de las operaciones más realizadas por este motivo en el siglo XIX. La primera fue efectuada en Londres por Antony White¹³ en 1821. Un poco más tarde (1852), Bigelow hizo la primera resección en Estados Unidos y Sayre¹⁶ popularizó este procedimiento por un período de más de 30 años. No fue hasta 1945 cuando Gathorne Robert Girdlestone¹⁷ en Oxford utilizó esta técnica para tratar caderas dolorosas por causas diferentes a las infecciones fílicas. Describió una operación que había aprendido de Sir Robert Jones. La operación consiste en remover la cabeza y cuello femoral permitiendo que su extremo superior se deslizara dentro del acetábulo usando tejidos blandos autólogos como interposición articular. El objetivo era crear una falsa

articulación, pero móvil e indolora. Este procedimiento ha perdurado hasta el momento y se utiliza como último recurso en pacientes en quienes, por cualquier motivo, ha fallado una prótesis total y no es posible su rescate con una revisión artroplástica endoprotésica. Dejó de usarse como tratamiento primario para la coxartrosis desde hace tiempo.

Segunda etapa. Osteotomías reconstructivas no artroplásticas

Las osteotomías reconstructivas no artroplásticas deben considerarse como uno de los grandes hitos en el tratamiento de enfermedades de la cadera. Antes de ellas los resultados de los diferentes tipos de tratamiento fueron francamente malos. Con este tipo de osteotomías, sobre todo las propuestas por Pauwels, se despertó una gran esperanza para resolver las afectaciones coxofemorales de una manera no aloartroplástica, sobre todo en las afecciones de naturaleza degenerativa. Estas osteotomías se describieron para el fémur y para el hueso innombrado. Ésta es su historia:

Osteotomías femorales

Lorenz,¹⁸ Whitman¹⁹ y Colonna,²⁰ entre otros, desarrollaron diversos tipos de osteotomías femorales bajo el fundamento de utilizar el extremo femoral proximal como un vástago, cuyo punto de apoyo se situaba en el acetábulo. Antes de la aparición de los implantes protésicos, estos tipos de osteotomías femorales fueron muy populares. Desafortunadamente, este tipo de cirugías ofrecían malos resultados en movilidad, control del dolor y funcionalidad, por lo que dejaron de usarse.

Como se ha mencionado, un hito en este tipo de tratamientos fueron las osteotomías impulsadas por Friedrich Pauwels. Este autor propuso enfrentar el problema desde un punto de vista biomecánico, conservando, no mutilando la articulación, sólo cambiando la orientación anatómica del extremo femoral proximal con una perspectiva biomecánica de recuperación del cartílago articular.

El recuento histórico de este tratamiento se inicia en 1935 cuando Pauwels²¹ describe la osteotomía femoral varizante que posteriormente evolucionaría a otro tipo de osteotomías (*Figura 1*). Este autor fue seguido por Maquet²² y Bombelli,²³ entre otros (*Figura 2*), quienes clasificaron y fundamentaron el tipo de osteotomía que se debería efectuar con fuertes bases biomecánicas.

Estas osteotomías poseen indudable valor en ciertos casos, pero también tienen la desventaja de que la respuesta favorable depende de diversos factores. Destacan entre otros la etiología, el somatotipo que cada individuo presenta como respuesta individual ante la enfermedad, el grado de deterioro articular y el tipo de osteotomía más apropiada para cada caso. Por estas dificultades sus resultados no han podido ser homogéneos, sobre todo en casos avanzados. En últimas fechas y gracias al avance de las aloartroplastías

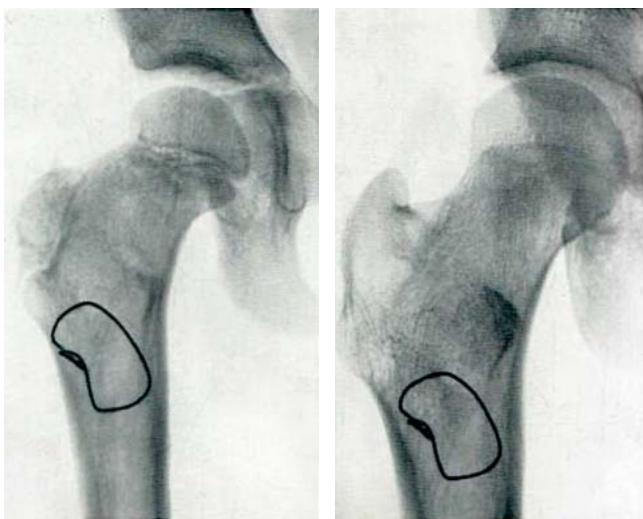


Figura 1: Osteotomía tipo Pauwels. Tomada de: Pauwels F. Biomechanics of the normal and diseased hip. Theoretical foundation, technique and results of treatment. New York: Springer, Berlin Heidelberg; 1976. Pág. 63.

endoprotésicas que ofrecen resultados mucho más homogéneos, ya son pocos los cirujanos que prescriben este tipo de tratamiento como elección primaria para el tratamiento de la coxartrosis; sin embargo, sigue teniendo valor en cirugía profiláctica o en casos con afectaciones incipientes.

Osteotomías pélvicas

Las osteotomías pélvicas fueron ideadas principalmente para resolver el grave problema de las secuelas de una luxación congénita de la cadera no tratada o insuficientemente tratada. Han sido varios los autores que han contribuido con su experiencia y talento ideando diversos tipos de osteotomías (*Figuras 3 y 4*). El objetivo de éstas es reorientar el acetábulo en relación con la cabeza femoral, proporcionando cobertura y contención adecuada a la cabeza del fémur.

El pionero del tratamiento con osteotomías pélvicas fue Robert Bruce Salter,²⁴ quien en 1961 hacía un corte de osteotomía supraacetabular en cuña en niños e introducía en ella un injerto óseo autólogo tomado de la cresta ilíaca para mantener la posición del acetábulo reorientado. Se usa como fulcro la sínfisis pública.

La idea de reorientación acetabular de Salter fue seguida por diversos autores. David Hollingworth Sutherland²⁵ en 1977 modificó la técnica de Salter al agregar al tradicional corte supraacetabular en ilíaco una osteotomía adicional cerca de la sínfisis del pubis. Llamó a esta técnica «doble osteotomía innominada».

Después de la innovación de Sutherland, quien propuso una doble osteotomía, Howard H. Steele²⁶ siguió el mismo principio, pero lo hizo efectuando una triple osteotomía, osteotomizando el ilíaco, el isquion y el pubis separadamente. A esta técnica la llamó «triple osteotomía innominada». Esto ocurrió en 1973 (*Figura 5*).

Más tarde en 1981, Dietrich Tönnis²⁷ hizo modificaciones a la técnica de triple osteotomía de Steel, proponiendo que los cortes de osteotomía no deben hacerse alejados de la articulación, sino por el contrario, lo más cerca posible. Con esta modificación buscó disminuir la limitante en la movilización del fragmento acetabular, que era ocasionada por los tejidos blandos que actúan como una brida dificultando su movilización, como ocurría con las osteotomías de Sutherland y Steel. La llamó «triple osteotomía yuxtaarticular» (*Figura 6*).

Desafortunadamente, en las osteotomías anteriores que cortan el hueso innominado en diferentes partes, ya sea cerca o lejos de la articulación, los tejidos blandos que se insertan rodeando el acetábulo actúan como una auténtica correa o brida que limita el grado de corrección deseada y pueden llevar a inestabilidad del fragmento acetabular libre. Otro problema es que irrumpen la columna y muro posterior desfigurando el anillo pélvico. La gran limitante de estas osteotomías (a excepción de las periacetabulares que trataremos más adelante) es que están diseñadas para efectuarse principalmente en niños, ya que éstos tienen los centros de cartílago de crecimiento abiertos en el cartílago trirradiado. Aunque se han intentado en adultos, sus resultados a largo plazo no son los esperados. Basta con mencionar a Peters²⁸ y colaboradores, quienes siguieron a 50 pacientes adultos por un período de nueve años que habían sido osteotomizados con la técnica de Steel y encontraron una tasa de falla de 27%.

En 1955 Karl Chiari²⁹ ideó una osteotomía que tiene un concepto totalmente diferente al resto de las osteotomías existentes en esa época para el tratamiento de la displasía acetabular. El procedimiento consiste en efectuar una osteotomía ilíaca supraacetabular completa, que permite el desplazamiento el fragmento inferior (trasfondo-cabeza) medialmente y el superior lateralmente. Esto produce una disminución del brazo de palanca medial y un aumento en

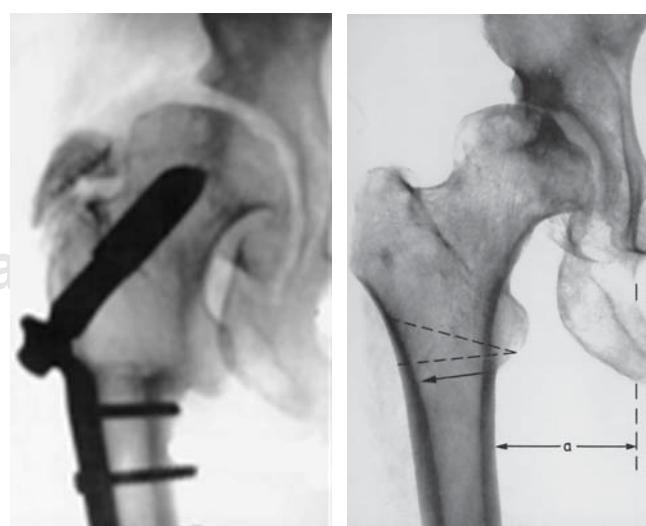


Figura 2: Osteotomía valgo extensora de R. Bombelli.

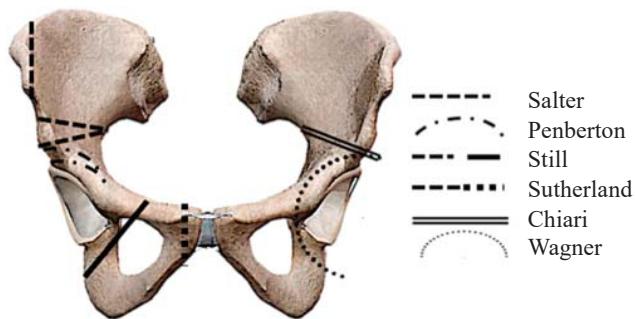


Figura 3: Diversos tipos de osteotomías pélvicas.

la cobertura a la cabeza femoral por el fragmento ilíaco superior. El resto de la pelvis queda en su lugar de origen (*Figura 7*). El requisito indispensable es interponer la cápsula articular entre el fragmento superior desplazado y la cabeza femoral, la cual sufriría una metaplasia a fibrocartílago. Aunque desfigura el anillo pélvico, esta osteotomía fue muy popular, ya que técnicamente es muy fácil de hacer; sin embargo, con la aparición de las osteotomías periacetabulares y las prótesis de cadera prácticamente se ha abandonado.

Un hito en el tratamiento de la displasia acetabular en adultos con osteotomías fue el desarrollo de las osteotomías periacetabulares sin irrupción del anillo pélvico; los máximos representantes en este tipo de osteotomías fueron Heins Wagner³⁰ y Reynold Ganz.³¹

Wagner³⁰ en 1978 contribuyó de manera importante a este concepto con su osteotomía esférica periacetabular. Las osteotomías periacetabulares en general tienen la enorme ventaja de que no irrumpen la columna ni el muro posterior, dejando intacto el anillo pélvico. Por lo anterior, es mucho mejor la estabilidad que se obtiene en el fragmento libre acetabular osteotomizado. Otra ventaja es que se facilita el grado de cobertura de la cabeza femoral, y ya no se tiene la limitación de la movilización del fragmento acetabular al no intervenir de manera importante los tejidos blandos. Por lo anterior, se pueden obtener mucho mejores correcciones.

Sin duda, el que más contribuyó a la idea de las osteotomías periacetabulares fue Reynold Ganz,³¹ quien describió una osteotomía periacetabular que nombró «osteotomía

bernesa» (*Figuras 4 y 8*). A esta osteotomía se le considera en la actualidad el estándar de oro para corregir las secuelas de las displasias acetabulares. Desafortunadamente, no es de utilidad cuando se aplica en casos avanzados de coxartrosis.

Los tratamientos con osteotomías ensayados en la primera y segunda etapas de su historia fueron ampliamente superados con el desarrollo de los procedimientos aloartroplásticos endoprotésicos. Sin embargo, como ya se ha dicho, algunos de estos tratamientos (en especial las osteotomías periacetabulares en adultos) funcionan mejor en etapas tempranas de la enfermedad y aún son muy utilizados. El resto de las osteotomías no periacetabulares actualmente se prescriben en forma muy limitada en adultos, sobre todo cuando padecen afectaciones avanzadas.

Tercera etapa. Desarrollo temprano de la artroplastía protésica

A esta etapa la llamaremos «del desarrollo temprano de la artroplastía» y tiene lugar a finales del siglo XIX. Esta etapa se caracteriza por utilizar materiales extraños (aloartroplásticos) para interponerlos en la articulación; en un inicio se utilizó madera, caucho, marfil y vidrio. La madera nunca se interpuso en la articulación de cadera, sólo se empleó en la articulación temporomandibular. En 1919 Relbet³² utilizó material de interposición de caucho reforzado en cadera; Gluck³³ en 1890 el marfil; Smith-Petersen³⁴ en 1948 y los hermanos Robert y Jean Judet³⁵ en 1950 usaron el vidrio.

Entre los años 1923 y 1938, Marius Nygaard Smith-Petersen y colegas buscaron materiales más resistentes a la fractura, ya que, aunque el vidrio común es muy biocompatible, desafortunadamente es muy frágil. En su búsqueda usaron vidrios más resistentes, por ejemplo, el Pyrex®. También trataron con materiales poliméricos tales como el celuloide, el fenolformaldehído o Baquelita® y la Formica®. Con estos materiales los resultados fueron poco satisfactorios, ya que, aunque más resistentes, ocasionaban severas reacciones adversas locales.

Un hito en la historia de las artroplastías endoprotéticas aconteció en 1937 cuando Venable y colaboradores³⁶ publicaron un estudio en el que analizaron por primera vez de

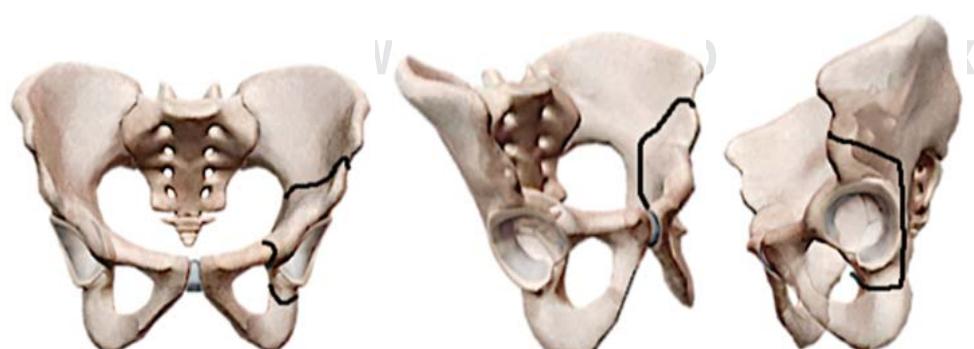


Figura 4:

Osteotomía de Ganz.

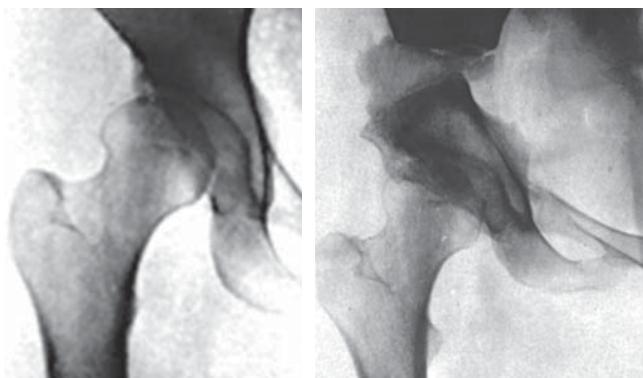


Figura 5: Triple osteotomía de Steel.

manera sistemática el comportamiento electrolítico sobre el hueso y tejidos blandos de diversos metales puros (aluminio, cobre, hierro, níquel, plomo, oro, magnesio, plata, acero inoxidable) y de otras aleaciones. Estos autores concluyeron que la aleación de cobalto (65%), cromo (30%) y molibdeno (5%) (registrado con el nombre de Vitallium®) fue superior a los otros materiales metálicos estudiados en cuanto a biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, propiedades mecánicas y ausencia de reacciones adversas en tejidos periprotésicos. Asimismo, establecieron los estándares que deberían poseer futuras aleaciones metálicas para ser usadas en cirugía articular y en otros tipos de implantes. Dos años después Venable, trabajando en compañía de Harold Bohlman, diseña un implante para reemplazar la cabeza femoral (no sólo recubrirla) uniéndola a un pequeño clavo intramedular, siendo ambos los pioneros de las actuales hemiartroplastías.

Gracias a las aportaciones de Venable y colaboradores surgió la idea de una copa metálica para recubrir la cabeza femoral. Aunque se le atribuye a Marius Nygaard «Mads» Smith-Petersen³⁷ el inicio de la aplicación clínica de este importante paso (Figura 9A) es Rehn,³⁸ quien años atrás, en 1930, probablemente efectuó la primera artroplastía de interposición de este tipo. Sin embargo, debe reconocerse

que Smith-Petersen fue quien popularizó la técnica de artroplastía de interposición (Figura 10). Este hecho dio origen a la etapa del desarrollo temprano de la aloartroplastía no cementada entre los años 40 y 50.

Poco tiempo más tarde, Otto E. Aufranc (Figura 9B) modificó la copa de Smith-Petersen, eliminando el reborde de esta copa para hacerla completamente hemisférica. Al eliminar el reborde que generaba a menudo adherencias entre la copa y el acetábulo (que quedaba atrapado e inmóvil), se permitía una micromovilidad dolorosa en la interfase entre el muñón femoral y el implante. Con esta modificación se mejoraron sus resultados en grandes series.³⁹ El diseño de Aufranc armonizó en curvas coincidentes las superficies interior y exterior para que confluyeran en el borde exterior de la copa. Con esta idea diversos autores han diseñado copas similares.

A pesar de las altas tasas de éxito a corto plazo informadas por Aufranc, la tasa general de fracaso a mediano y largo plazo se mantuvo alta. La popularidad de este tipo de artroplastía duró hasta la década de los 60 cuando prácticamente se abandonó. Las causas del abandono se debieron a la elevada tasa de necrosis aséptica de la cabeza femoral, a la fijación no estable de la copa que causaba micromovilidad dolorosa (no había aparecido el cemento óseo) y a que muchos pacientes con sobrevida larga no eran buenos candidatos para el empleo de estas prótesis.

Otro hito en el desarrollo de la artroplastía endoprotésica de la cadera ocurrió en 1938 cuando Phillip Willes⁴⁰ implantó en Londres la primera artroplastía total de cadera no cementada utilizando componentes de acero inoxidable (Figura 10). Antes de este hecho es importante dar crédito a Gluck,³³ quien tiempo atrás (1890) implantó por primera vez cuerpos extraños en forma de prótesis total fabricados con una cabeza y una cuenca de marfil. Estos implantes se fijaban con un material plástico que él ideó (aún no existía el cemento para hueso).

Regresando a la prótesis de Willes, la estabilidad se aseguraba a través de una placa atornillada extramedularmente en superficie lateral de la diáfisis femoral. El acetábulo se estabilizaba mediante una extensión con tres bucles donde

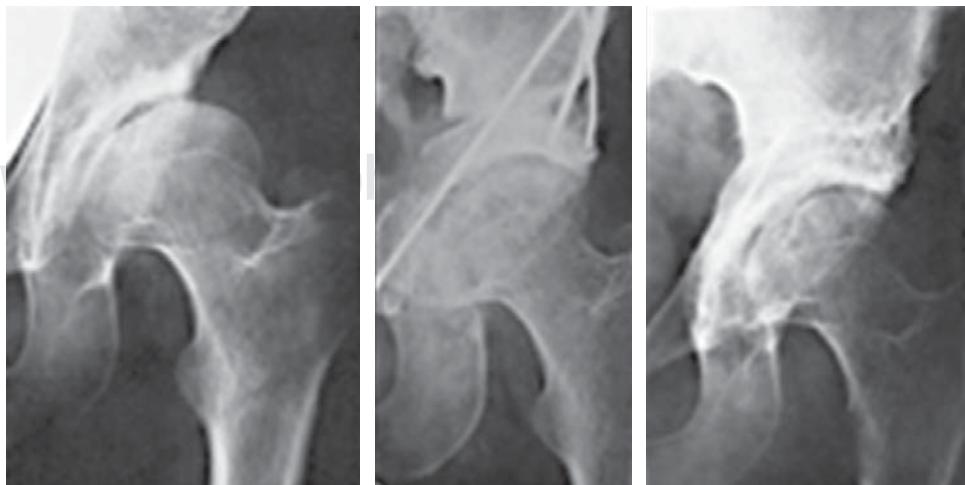


Figura 6:

Triple osteotomía yuxtaarticular de Tönnis.



Figura 7:

Osteotomía de Chiari.



se fijaba con tornillos (*Figura 3*). Insistimos en recordar que aún no aparecía el cemento para hueso. La prótesis de Willes ha servido de inspiración para otros implantes similares como la prótesis Thrust-Plate® que fue diseñada por Hugger y Jacob en 1978 (*Figura 11*). Aunque ya no se fabrica, sus resultados a largo plazo (de 15 a 20 años) han sido satisfactorios según un informe publicado en 2016.⁴¹

El siguiente hito ocurrió en 1943, cuando Moore y Bohlman,⁴² trabajando en Austenal Labs (que se convertiría más tarde en Howmedica), diseñan una prótesis que invade el espacio intramedular metadiáfisisario con vástagos formales (no sólo con «espigas»), con el fin de mejorar la estabilidad del implante. Hasta antes de esta propuesta, ninguna prótesis invadía el espacio intramedular con el concepto de estos autores. La prótesis de Moore (*Figura 12A*) fue modificada por el mismo autor y el diseño final cuenta con perforaciones a nivel de su tercio proximal para facilitar la fijación por crecimiento óseo por invasión en esos sitios.⁴³ Casi al mismo tiempo Fred Thompson⁴⁴ e Irving S. Leinbach⁴⁵ presentan otros modelos de hemiprótesis no cementada con invasión endóstica del fémur (*Figura 12B y C*).

De manera simultánea a la introducción de las hemiprótesis con vástagos que invaden francamente el endostio metadiáfisisario, se desarrollan las primeras prótesis «ultracortas» que tienen un vástago que sólo invade el cuello y parte de la metáfisis proximal. Los argumentos para utilizar estos diseños fue que por experiencia clínica acumulada con las copas de recubrimiento tipo Smith-Petersen, se sabía que con estas copas no se obtenía una estabilidad satisfactoria, por lo que se diseñaron estos implantes ultracortos con la esperanza de que con un vástago intraóseo cérvico-metáfisisario se pudiera obtener una mejor estabilidad. Así, en 1950 los hermanos Robert y Jean Judet³⁵ proponen el diseño de prótesis con «vástagos ultracortos». Estas prótesis fueron fabricadas en un inicio con vidrio y posteriormente con el plástico acrílico (Plexiglas®) (*Figura 13A y B*). Poco tiempo después otros autores, incluyendo a Thompson, diseñan modelos similares fabricados con Vitalium® (*Figuras 13C y 14*).

Ya se ha mencionado que las prótesis de recubrimiento usadas hasta entonces no proporcionaban una estabilidad adecuada. Charles O. Townley agrega un largo y delgado

vástago intramedular a las copas de recubrimiento (*Figura 15A*) para intentar ofrecer mayor estabilidad. Este modelo fue sustituido por el mismo autor con otros prototipos (*Figura 15B y C*). Aunque esta idea mejoró la estabilidad, no fue capaz de resolver el problema de aflojamiento aséptico a mediano y largo plazo.

Ya que los modelos iniciales de las prótesis con vástagos ultracortos o cortos tuvieron muy poca aceptación, la comunidad médica buscó alternativas más seguras en cuanto a estabilidad y longevidad a largo plazo. En esta búsqueda, en 1966 George Kenneth «Ken» McKee y John Watson Farrar⁴⁶ presentaron un diseño de prótesis total fabricado en Vitalium® que ofrecía una alternativa diferente a las hemiprótesis hasta esa época empleadas (*Figura 16*). Esta idea marcó el inicio de las prótesis totales no cementadas metal-metal.

En su propuesta de diseño, McKee y Farrar incorporaban un acetábulo metálico a un vástago femoral con cuello delgado (modelo Thompson). El modelo del vástago Thompson tiene un cuello delgado que disminuye la posibilidad de colisión entre el cuello femoral óseo con el borde del acetábulo. Hay que recordar que el cuello óseo nativo debía conservarse en los vástagos cortos empleados en esa época.

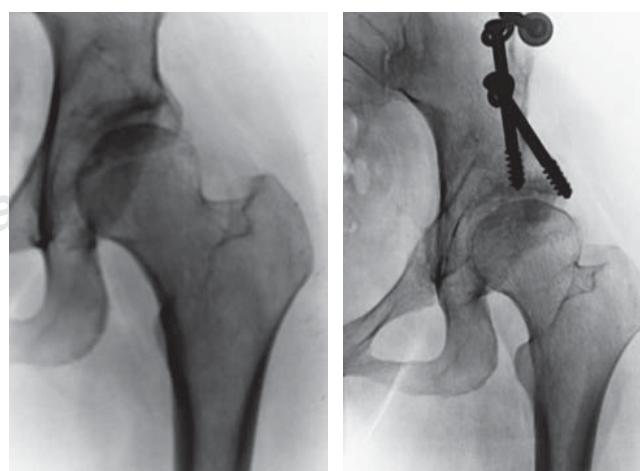


Figura 8: Osteotomía periacetabular bernesia.

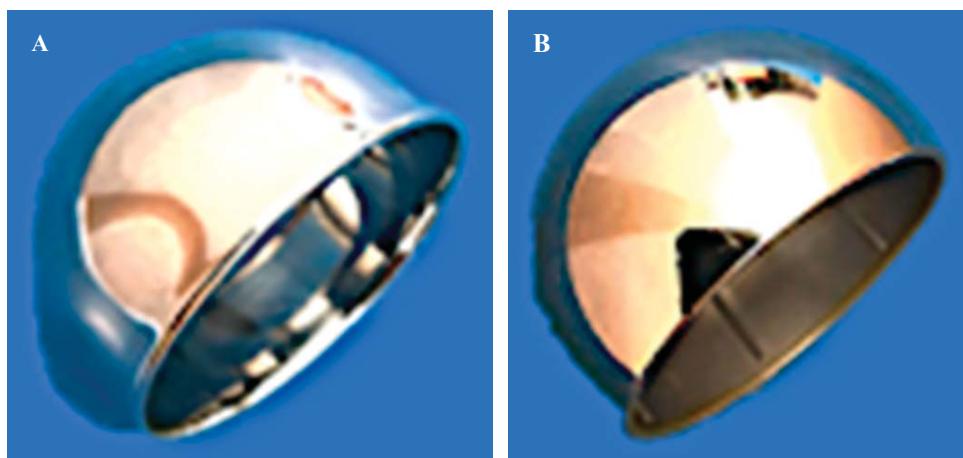


Figura 9:

- A)** Copa de resuperficialización de Smith-Petersen. **B)** Copa de resuperficialización de Otto E. Aufranc.

En pleno auge del concepto de prótesis totales y tribología metal-metal, «Ken» McKee y Watson-Farrar hacen una serie de intentos para desarrollar una prótesis total metal-metal donde el principal problema era la estabilidad acetabular. En su último y tercer intento diseñaron un acetáculo provisto de un tornillo que roscaban en el acetáculo (*Figura 17A*), con lo cual se buscó resolver la inestabilidad del acetáculo diseñado por ellos años a atrás.⁴⁷ Como contraparte continuaron empleando un vástago tipo Thompson no cementado. En 1970 adoptan el cemento óseo como medio de fijación, mejorando considerablemente los resultados de esta prótesis. En esa misma época (1968), Peter A. Ring⁴⁷ desarrolla un acetáculo muy parecido a el propuesto por McKee y Farrar (acetáculo roscado en ilíaco), pero utiliza como contraparte femoral un vástago tipo Moore, obteniendo mucho mejores resultados que los alcanzados por McKee con el vástago modelo Thompson (*Figura 17B*).

En la búsqueda por mejorar el funcionamiento de las arthroplastías protésicas totales no cementadas, en 1960 Siwash en la entonces Unión Soviética desarrolla una prótesis que fue muy popular en los países del Este (*Figura 18A*). La prótesis de Siwash es muy parecida a la prótesis rumana «Etropal» que se fabricaba en Ti-Al₆-V₄ y se fijaba con o sin cemento. La prótesis Etropal fue usada en Cuba, pero fue abandonada por producir severas metalosis. Nunca se usó en México. En Francia, los hermanos Judet propusieron otro modelo similar, pero fabricado en Co-Cr-Ni-Mo con recubrimiento en forma de cráteres (*Figura 18B y C*). Sus resultados pronto fueron superados por otros diseños.

Lo más importante que nos heredó esta etapa fue que se establecieron los principios que dieron paso a la fijación no cementada contemporánea.

Etapa transicional del cemento al no cemento

La transición entre la tercera y cuarta etapa se inicia en 1960, fecha en que John Charnley introduce: a) la fijación cementada, b) el uso de polietileno y c) el diseño de prótesis

totales para cementar. Este hecho revolucionó la historia de la aloartroplastía y permitió la masificación de este procedimiento que, bajo una constante actualización, sigue vigente.

Cabe mencionar que a causa de que la *Food and Drug Administration* (FDA) en Estados Unidos no aprobó el cemento óseo sino hasta principios de los años 70, casi todos los implantes colocados en ese país antes de esa fecha fueron no cementados. Esto no aconteció en países latinoamericanos, incluyendo México, que utilizaron el cemento óseo antes de que fuese aprobado por la FDA.

Historia del cemento

El primer ácido acrílico fue creado en 1843. El ácido metacrílico derivado del ácido acrílico se formuló en 1865. La reacción entre ácido metacrílico y el metanol dio como



Figura 10: Prótesis de Willes (primera prótesis total metal-metal).



Figura 11:

Thrust-Plate® hip prostheses.

resultado el éster metacrilato de metilo. En 1877 el químico alemán Wilhelm Rudolph Fittig descubrió el proceso de polimerización que convierte el metacrilato de metilo en metacrilato de polimetilo (PMMA). En 1902 Rohm patentó el PMMA como material plástico para lanzarlo al mercado en 1933 con la marca Plexiglas®. Este material fue muy usado en la Segunda Guerra Mundial para fabricar periscopios de submarinos y cabinas en aviones de combate, entre otras aplicaciones. Tres años más tarde, Kulzer patentó una masa curable por calor para uso dental y fabricación de placas para cubrir defectos craneales. En 1943 el mismo Kulzer y Degussa patentaron una masa curable, pero a temperatura ambiente. En 1949 los hermanos Judet utilizaron el Plexiglas® para fabricar prótesis de cadera en sustitución del vidrio común. A principios de los años 70 la FDA autorizó en Estados Unidos el PMMA como material de uso médico. Casi 20 años después (1972) en Hamburgo, Hans Wilhelm Buchholz⁴⁸ agrega gentamicina al PMMA y Merck lo co-

mercializa. Por último, en 1996, Tecres (Italia) introduce en el mercado el primer espaciador preformado adicionado con gentamicina. Cabe mencionar que el cemento óseo forma parte de una gran industria y aunque todos tienen casi la misma base química, su tecnología de fabricación, densidad, formas de mezclado, tiempo de espera, técnica de aplicación, tiempo de curado y medicación con antimicrobianos son diferentes.

Historia de los polietilenos

La primera patente del polietileno fue presentada en febrero de 1937 por Eric William Fawcett y colaboradores de la empresa *Imperial Chemical Industries* de Inglaterra. Pero hasta 1960 John Charnley lo utilizó como material tribológico en prótesis de cadera.

La historia del desarrollo del polietileno con fines médicos en ATC ha cursado cuatro etapas. La primera fue la de la utilización del polietileno de alta densidad, la segunda la del polietileno de ultra-alta densidad, la tercera, polietilenos de ultra-alta densidad con elevado entrecruzamiento de radicales libres; y por último, la etapa actual en la que el polietileno es medicado con antioxidantes como la vitamina E. La *Tabla 1* muestra un resumen histórico del desarrollo de los polietilenos.

Los polietilenos han cursado diversos procesos de fabricación con el fin de alcanzar mejores propiedades tribológicas. El resultado de las diversas formas de fabricación es que hay diferencias entre ellos. Podemos mencionar que son diferentes, entre otras cosas, en su resistencia a la fatiga y a la oxidación, fragilidad y forma de propagación de grietas, tasas de desgaste y toxicidad de sus productos de desecho, entre otras características.

En este momento podemos decir que los polietilenos de última generación representan un gran avance en el desarrollo de este material; sin embargo, debe tenerse en cuenta que los diferentes polietilenos: a) no tienen estudios comparativos con suficiente evidencia; b) no se les conoce bien a largo plazo; c) que hay diferencias más o menos significati-

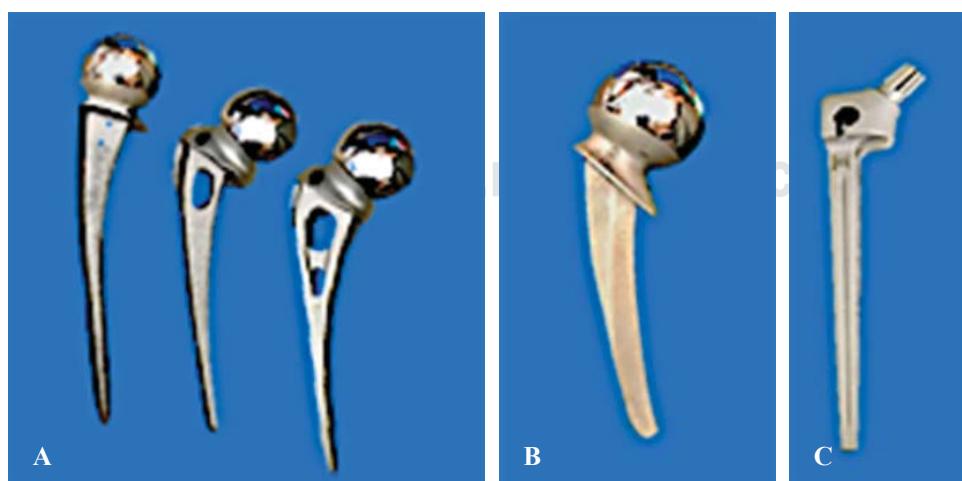


Figura 12:

- A) Evolución de los modelos de la prótesis de Moore.
- B) Prótesis de Thompson.
- C) Prótesis de Irwing S. Leinbach.

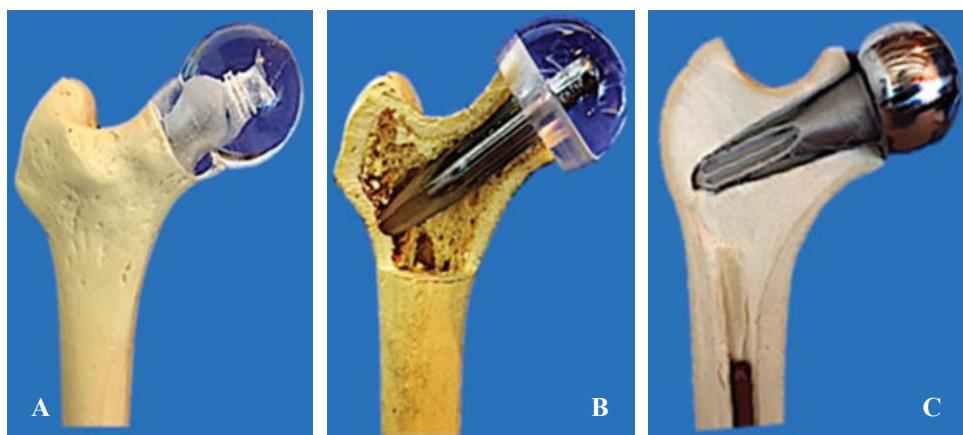


Figura 13:

A) Prótesis de Judet (vidrio). B) Prótesis de Judet (Plexiglas®). C) Prótesis de Thompson (Co-Cr-Mo).

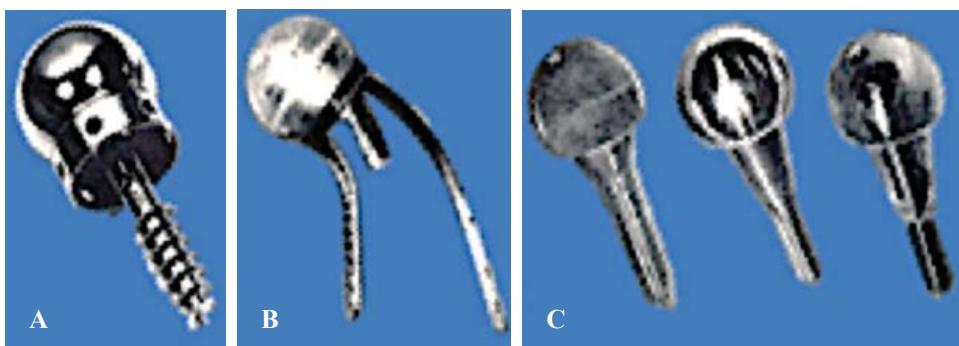


Figura 14:

A) Modelo Zanoli. B) Modelo Mariano-Zuco. C) Modelos propuestos por Thompson.

vas en su fabricación, estructura, propiedades y comportamiento clínico; d) que es mejor la última generación que las anteriores; y e) que los cirujanos damos poca importancia al tipo de polietileno que empleamos en la práctica quirúrgica. Actualmente se desarrollan nuevos polietilenos que buscan mejorar aún más el entrecruzamiento de los enlaces del polietileno y tener una mayor potencialidad antioxidante. También debe reconocerse que hay fuertes intereses comerciales. Por el momento no hay un polietileno que pueda recomendarse como el más apropiado.

Discusión

El desarrollo de la artroplastía de cadera es una historia que merece contarse, pero sobre todo analizarse. La finalidad de este manuscrito es no sólo hacer un recuento de los pasos de su desarrollo, sino también asimilar sus enseñanzas y ubicarnos en el presente para que con estas bases se nos señale la ruta hacia donde debemos dirigirnos.

Como se mencionó al principio, resumir una historia de más de 100 años no es una tarea sencilla; sin embargo, ésta se recreó a grandes saltos señalando los hitos de su evolución y desarrollo. La estrategia en esta revisión se hizo marcando cuatro etapas principales a las que se agregó una etapa de transición. Estas etapas son la bioartroplástica, las osteotomías reconstructivas no artroplásticas, el desarrollo temprano de la artroplastía protésica, una etapa de transición entre el cemento y los sistemas no cementados

modernos y la etapa contemporánea o de integración biológica de los implantes (esta última etapa se analizará en una segunda parte).

En cuanto a las fuentes de información, la mayoría de la bibliografía citada en el manuscrito son referencias originales consultadas en internet, en textos o artículos donde se hace alusión a la historia de su desarrollo. El interés de hacerlo así fue facilitar a los estudiosos del diseño de implantes y a los interesados en la historia de este tema, saber cuáles son los orígenes de las técnicas y de los implantes que utilizamos hoy en día.

Cada etapa tiene hitos que marcaron con hechos y fechas su desarrollo y, aunque muchos de ellos ocurrieron simultáneamente en diversos lugares, se hizo un esfuerzo por ordenarlos de manera cronológica.

La primera etapa que llamamos bioartroplástica ocurre a finales del siglo XIX y principios de XX cuando se buscaba solucionar el problema de coxartrosis utilizando recursos médico-biológicos no aloartroplásticos como la movilización forzada bajo anestesia, las artroplastías de interposición biológica, las artrólisis, queilectomías y limpiezas articulares y las artroplastías reconstructivas no aloartroplásticas. Estas formas de tratamiento fueron abandonadas muy rápidamente, entre otros factores, porque no eliminaban de manera conveniente la falta de movilidad articular, el dolor y la función. El único procedimiento que ha sobrevivido hasta el momento fue el popularizado por Gathorne Robert Girdlestone y aunque ya no se prescribe como tratamiento primario

para la coxartrosis, sí se utiliza como último recurso en pacientes en quienes por cualquier motivo ha fallado una prótesis y no es posible su rescate con una revisión artroplástica endoprotésica.

La segunda etapa que llamamos de osteotomías reconstructivas no artroplásticas en el fémur y en el hueso innombrado se inicia en 1919 al buscar otras soluciones que no pudieron encontrarse en la etapa primaria, ya que antes de ésta los resultados de los diferentes tipos de tratamiento (etapa bioartroplástica) fueron francamente malos. Sin embargo, las antiguas osteotomías propuestas por Lorenz, Whitman y Colonna, entre otros, también fueron superadas por las osteotomías que empleamos hoy en día.

Sin lugar a dudas, Friedrich Pauwels marcó en 1935 otro hito histórico al enfrentar el problema mediante osteotomías femorales. Su gran contribución fue tratar de resolver el problema desde un punto de vista biomecánico, conservando, no mutilando la articulación. Posteriormente, el mismo Pauwels y otros autores como Paul G.J. Maquet y Renato Bombelli, entre otros, clasificaron y fundamentaron el tipo de osteotomía que se debería efectuar con fuertes bases biomecánicas.

Las osteotomías femorales proximales poseen indudable valor en ciertos casos, pero también tienen la desventaja de que la respuesta favorable depende de diversos factores, entre otros, destacan la etiología, el somatotipo o potencialidad biológica que cada persona presenta como respuesta individual ante la enfermedad, el grado de deterioro articular y el tipo de osteotomía más apropiada para cada caso. Debido a estas dificultades sus resultados no han podido ser homogéneos, sobre todo en casos avanzados. En últimas fechas, gracias al avance de las aloartroplastías endoprotésicas que ofrecen resultados más homogéneos, ya son pocos los cirujanos que prescriben este tipo de tratamiento como elección primaria; sin embargo, sigue teniendo un gran valor en cirugía profiláctica o en casos con afectaciones incipientes.

En cuanto a las osteotomías pélvicas, éstas se idearon principalmente para resolver las secuelas de una luxación

congénita de la cadera. El pionero del tratamiento con osteotomías pélvicas fue Robert Bruce Salter, quien en 1961 describió su osteotomía innominada. Esta propuesta de tratar la displasia congénita de la cadera reorientando el acetábulo fue seguida por diversos autores como David Hollingworth Sutherland, quien en 1977 describe la «doble osteotomía innominada» y Howard H. Steel, que en 1973 presentó la «triple osteotomía innominada». Más tarde, en 1981 Dietrich Tönnis describió la triple osteotomía yuxtaarticular.

Un problema para la prescripción de estas osteotomías en adultos es que los tejidos blandos que se insertan alrededor del acetábulo actúan como una auténtica correa o brida que limita el grado de corrección deseada y pueden llevar a inestabilidad del fragmento acetabular libre. Otros problemas son que irrumpen la columna y muro posterior desfigurando el anillo pélvico. Sus resultados a largo plazo no son los esperados.

En 1955 Karl Chiari ideó una osteotomía que tuvo un concepto totalmente diferente al resto de las osteotomías utilizadas para el tratamiento de la displasia acetabular. Este tipo de osteotomía, aunque desfigura el anillo pélvico, fue muy popular, ya que técnicamente es muy fácil de hacer; sin embargo, con la aparición de las osteotomías periacetabulares y las prótesis de la cadera prácticamente se ha abandonado.

Un hito en el tratamiento de la displasia acetabular con osteotomías en adultos fue el desarrollo de las osteotomías periacetabulares. Los máximos representantes en este tipo de osteotomías son Heins Wagner, quien en 1978 presenta su osteotomía esférica periacetabular y Reynold Ganz en 1988 con su osteotomía berna. Estas osteotomías periacetabulares tienen la enorme ventaja de que no irrumpen la columna ni el muro posterior dejando intacto el anillo pélvico, facilitan el grado de cobertura de la cabeza femoral y ya no se tiene la limitación de la movilización del fragmento osteotomizado al no intervenir tejidos blandos. Por lo anterior, se obtienen mejores correcciones. Un hecho que hay que tener presente en estas osteotomías, es que funcionan mejor en etapas tempranas de la enfermedad y por lo gene-

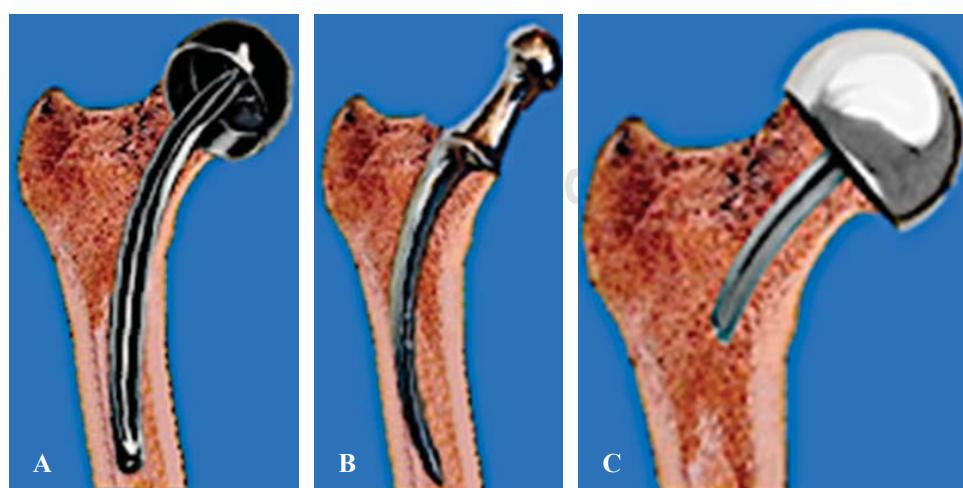


Figura 15:

Prótesis de Townley. **A)** Modelo de recubrimiento. **B)** Modelo para prótesis total. **C)** Modelo actual.



Figura 16:

Prótesis de McKee-Farrar (primera generación).

ral se contraindican en casos avanzados. El resto de las osteotomías no periacetabulares se prescriben actualmente en forma muy limitada en pacientes adultos con afectaciones avanzadas. En niños siguen utilizándose.

Los tratamientos ensayados en la primera y segunda etapas de su historia fueron ampliamente superados con el desarrollo de los procedimientos aloartroplásticos endoprotésicos. La etapa del desarrollo temprano de la artroplastía se inicia a finales del siglo XIX con el uso de diversos materiales aloartroplásticos (madera, caucho, marfil y vidrio).

Un hito en la historia y desarrollo de las artroplastías endoprotéticas aconteció en 1937 cuando Charles Venable y colaboradores publicaron un estudio acerca del comportamiento electrolítico sobre el hueso y tejidos blandos de varios metales puros y diversas aleaciones. Registran el Vitalium®, asimismo establecieron los estándares que deberán poseer futuras aleaciones metálicas para ser usadas en cirugía articular y para otro tipo de implantes.

Marius Nygaard «Mads» Smith-Petersen populariza la técnica de la hemiartroplastía de interposición. Este hecho dio origen a la etapa del desarrollo temprano de la aloartroplastía no cementada entre los años 40 y 50. La popularidad de este tipo de hemiartroplastía duró hasta la década de los 60 cuando prácticamente se abandonó. Las causas del abandono se debieron principalmente a la elevada tasa de necrosis aseptica de la cabeza femoral y a la fijación no estable de la copa.

El siguiente hito ocurrió en 1943 cuando Moore y Bohlman diseñan una hemiprótesis que proporciona mayor estabilidad al invadir el espacio intramedular metadiáfisisario con vástagos como se conocen actualmente. Casi al mismo tiempo Fred Thompson e Irving S. Leinbach presentan otros modelos de hemiprótesis no cementada.

En la perenne búsqueda por tener mayor estabilidad que no proporcionaban las copas no cementadas de interposi-

ción, se diseñan hemiprótesis con vástagos «estándar» que invaden francamente el endostio metadiáfisisario y también se desarrollan las primeras hemiprótesis «ultra-cortas» que cuentan con un pequeño vástago que sólo invade el cuello y parte de la metáfisis proximal. Así, en 1950 los hermanos Robert y Jean Judet y poco tiempo después Thompson proponen modelos similares fabricados con Plexiglas® y Vitalium®. Estos modelos tuvieron muy poca aceptación y fueron abandonados rápidamente.

La idea de sustituir una articulación dañada con hemiprótesis duró algún tiempo, sus principales desventajas son la erosión en el acetáculo y la falta de fijación del implante. Por éstos y otros motivos se intensificó la búsqueda de prótesis totales que sustituyeran tanto la parte femoral como la acetabular. Los pioneros de esta idea fueron T. Gluck, quien en 1890 implantó por primera vez cuerpos extraños en forma de prótesis total fabricadas en una cabeza y una cuenca de marfil y Phillip Willes, quien en 1938 implantó la primera artroplastía total de cadera no cementada utilizando componentes de acero inoxidable.

En 1960 Siwash en la entonces Unión Soviética y los hermanos Judet en Francia desarrollaron prótesis totales, pero sus resultados pronto fueron superados por otros modelos de prótesis.

Un hito en la historia ocurrió en 1966 cuando por un lado George Kenneth «Ken» McKee y John Watson Farrar y por otro lado, Peter A. Ring presentan una alternativa diferente a las hemiprótesis hasta esa época empleadas al diseñar prótesis totales con acetábulos roscados en ilíaco. McKee y Farrar usaron como contraparte femoral un vástago tipo Thompson y Ring un vástago tipo Moore. Estos implantes fueron los pioneros de la tribología metal-metal.

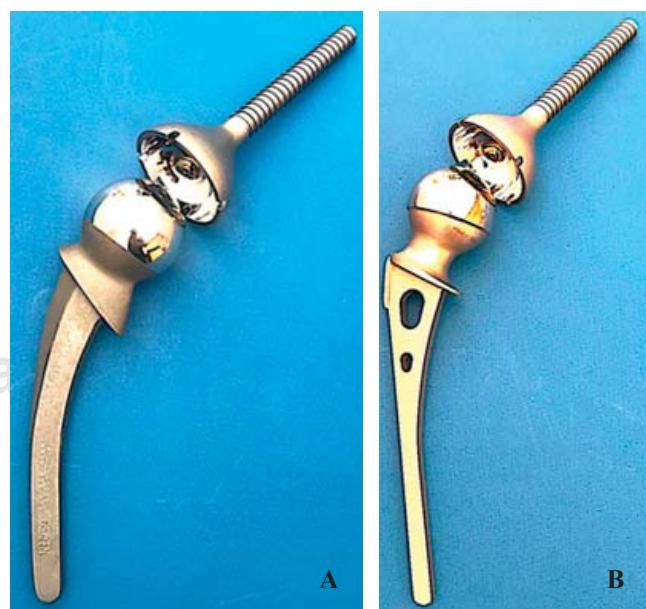


Figura 17: A) Prótesis de McKee-Farrar (segunda generación). B) Prótesis de Peter A. Ring.

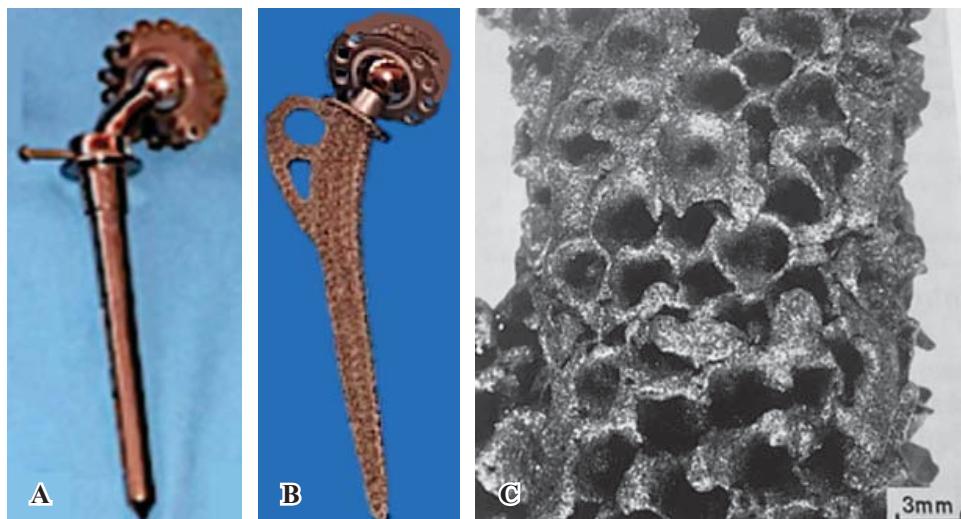


Figura 18:

A) Prótesis de Siwash. **B)** Prótesis de Judet. **C)** Recubrimiento en cráteres de Judet.

Tabla 1: Desarrollo histórico de los polietilenos.

Tecnología de fabricación	Ejemplos de marcas	Año
Polietileno de alto peso molecular	—	1960
Polietileno de ultra-alto peso molecular	RCH-1000®, Chirulen®	1962
Esterilización por radiación gamma (aire)	—	1968
Refuerzo con fibras de carbono	Poly-II®	1970
Primeras generaciones de altamente cruzado	—	1972-1978
Alta pureza de manufacturado en cuarto limpio	Grado Médico®	1985
Eliminación del estearato de calcio	GUR 402/405®	1985
Esterilización gamma en gas inerte	Sulene®	1986
Fabricado con alta presión y derretido	Hylamer, Hylmer®	1987
Pulido en calor superficial	PCA®	1989
Esterilización gamma, recocido en gas inerte	Duration®	1996
Segunda generación de altamente cruzado, recocido	Crossfire®	1978
Segunda generación de altamente cruzado re-derretido	Durasul®, Longevity®, Marathon®	1999-2001
Tercera generación de altamente cruzado, secuencialmente recocido	X®	2005
Tercera generación de altamente cruzado, recocido, dopado con vitamina E	Vivacit-E®	2007

Lo más importante que nos heredó esta etapa es que, después de haberse hecho intentos con diversos materiales y diseños, finalmente se entendieron los principios que dieron paso a la fijación no cementada contemporánea, es decir, para que una prótesis permanezca por largo plazo *in situ* es necesario que se establezca un equilibrio biológico y mecánico entre el implante y el hueso que lo rodea. Esto sólo se logra si existe un balance biomecánico satisfactorio y armónico a largo plazo que permita mantener la estabilidad biológica de la prótesis. Para alcanzar lo anterior deben existir ciertas condiciones en el implante como son: biocompatibilidad, capacidad para favorecer el remodelamiento óseo, resistencia a la corrosión, fortaleza mecánica, resistencia a la fatiga, que sea esterilizable, que posea un diseño secundario que permita una buena fijación mecánica y biointegración y que cuente con un diseño primario que por su forma geométrica permita una transmisión de esfuerzos del implante al hueso y viceversa. La finalidad es que no existan movimientos relativos en su interface. Habría que agregar que sean fáciles de colocar y de remover.

La transición entre la tercera y cuarta etapa se inició en 1960 cuando John Charnley introduce: a) la fijación cementada, b) el uso de polietileno y c) el diseño de prótesis totales para cementar. Este hecho revolucionó la historia de la aloartroplastía y permitió la masificación de este procedimiento que, bajo una constante actualización, sigue vigente.

El cemento y el polietileno han experimentado una mejora constante. El cemento óseo forma parte de una gran industria y aunque todos tienen casi la misma base química, la tecnología de fabricación, densidad, formas de mezclado, tiempo de espera, técnica de aplicación, tiempo de curado y medicación con antimicrobios son diferentes. Desafortunadamente, muchos cirujanos no respetan los lineamientos actuales para emplearlo de manera correcta. Sin embargo, hasta este año se han colocado alrededor de 5,000,000 de implantes en todo el mundo; tres se han fijado con cemento. Actualmente esperamos que la tasa de duración de implantes cementados a 10 años sea mayor de 97%.

En relación con la historia de los polietilenos, la primera patente del polietileno se presentó en febrero de 1937 por Eric William Fawcett y colaboradores, pero hasta 1960 John Charnley lo utilizó por primera vez como material tribológico en prótesis de cadera. A partir de que Charnley utilizó el polietileno, se han hecho mejoras constantes. El día de hoy se emplea un polietileno de ultra-alto peso molecular, con enlaces altamente cruzados y sustancias antioxidantes incluidas en su fórmula. En la búsqueda por obtener mejoras tribológicas se han desarrollado diversas formas para fabricarlo y se hacen pruebas con otras tecnologías de fabricación que optimicen lo hasta ahora logrado; es un campo vivo y activo en investigación. Un serio problema es que no hay suficiente información que compare el desempeño entre los polietilenos a largo plazo, por lo que ignoramos si son todos iguales o existen diferencias significativas entre ellos.

Conclusiones

1. Hasta el día de hoy la comunidad médico-científica no ha encontrado la forma de «curar» ni detener el deterioro progresivo del cartílago articular en ninguna de las enfermedades reumáticas. A lo más que hemos llegado es a modificar en diversos grados la historia natural de estas enfermedades.
2. Lo que hemos logrado hasta ahora es tratar de ayudar a los pacientes que sufren de afecciones reumáticas, ya sea por tratamientos médicos, farmacológicos y no farmacológicos o por métodos quirúrgicos. Sin embargo, emplear como recurso una cirugía aloartroplástica no significa «curar». Este recurso terapéutico debe considerarse como un «remedio mayor» para ofrecer mejor calidad de vida a los pacientes en quienes han fracasado todas las medidas no quirúrgicas. Colocar una prótesis no es curar, ya que ésta puede fallar por múltiples causas, por lo cual siempre debe vigilarse de por vida. A pesar de lo antes dicho, la revista *Lancet* publicó un artículo titulado *The operation of the century: total hip replacement*.⁴⁹
3. El análisis de sus aciertos, errores y sobre todo de las enseñanzas relacionadas con su desarrollo histórico (en particular las relacionadas con sus fallas) siempre debe de tenerse en mente. En este manuscrito se señalan algunas alertas que debemos atender para evitar reincidir en algunos de sus errores históricos.

Referencias

1. Huggler AH. Aloartroplastia de la cadera con prótesis endofemorales. Barcelona: Ed. Toray S.A.; 1972. p. 3.
2. Verneuil A. De la création d'une fausse articulation par section ou résection partielle de l'os maxillaire inférieur, comme moyen de remédier à l'ankylose vraie ou fausse de la mâchoire inférieure. Paris: Rignoux; 1860.
3. Murphy JB. Ankylosis: arthroplasty-clinical and experimental. *JAMA*. 1905; 44(22): 1749-56.
4. Murphy JB. I. Arthroplasty. *Ann Surg*. 1913; 57(5): 593-647.
5. Putti V. Arthroplasty. *J Orthop Surg*. 1921; 3: 421-30.
6. Campbell WC. Arthroplasty of the hip: an analysis of 48 cases. *Surg Gynecol Obstet*. 1926; 43: 9-17.
7. MacAusland WR, MacAusland AR. The mobilization of ankylosed joints by arthroplasty. Philadelphia: Lea & Febiger; 1929.
8. Loewe O. Über hauttransplantation an stelle der freien fascienplastik. *Munch Med Wochenschr*. 1913; 60: 1320.
9. Kallio KE. Skin arthroplasty of the hip joint. *Acta Orthop Scand*. 1957; 26: 327-8.
10. Baer WS. Arthroplasty with the aid of animal membrane. *Am J Orthop Surg*. 1918; 16: 1-29, 94-115, 171-199.
11. Wolf. Cita de MacAusland R W. Artholasty of the hip. Sixième Cogrès de la Société Internationale de Chirurgie. Londres, 1923. Vol 1, Rapports. Médiécale et Scientifique, Bruxelas, 1924.
12. Barton JR. On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. *North Am Med Surg J*. 1827; 3: 279-92.
13. White A. Obituary. *Lancet*. 1849; 1: 324.
14. Bouvier SHV. Luxations congenitales de la hanche. *Bull Cad Med (Paris)*. 1838; 3: 759.
15. Langenbeck B. Von: die subcutane osteotomie. Deutsh. Klin. Zeit. Für Beobachtungen aus deutschen Kliniken und Krankenhäusern. 1854; 6: 327-335.
16. Sayre LA. Eversion of the head of the femur and removal of the upper rim of the acetabulum for morbus coxa varia. *New York J Med*. 1855; 14: 70-82.
17. Girdlestone GR. Pseudarthrosis: discussion on the treatment of unilateral osteoarthritis of the hip joint. *Proc R Soc Med*. 1945; 38: 363.
18. Lorenz A. Über die Behandlung der irreponiblen angeborenen Hüftluxationen und der Schenkelhalspseudoarthrosen mittels Gabelung (Bifurkation des obren Femurendes) Wien Klin. Wsschr. 1919; 32: 997.
19. Whitman R. The reconstruction operation for ununited fracture of the neck of the femur. *Surg Gynecol Obstet*. 1921; 32: 479-86.
20. Colonna PC. A new type of reconstruction operation for old ununited fracture of the neck of the femur. *J Bone Joint Surg*. 1935; 17: 110-22.
21. Pauwels F. Der schenkelhalsbruch, ein mechanisches problem. Stuttgart: Enke; 1935.
22. Maquet PGJ. Biomechanics of the hip: as applied to osteoarthritis and related conditions. Berlin: Springer-Verlag; 1985.
23. Bombelli R. Osteoarthritis of the hip. Classification and pathogenesis the role of osteotomy as a consequent therapy. New York: Springer-Verlag. Berlin Heidelberg; 1983.
24. Salter RB. The classic. Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip by Robert B. Salter, *J Bone Joint Surg (Brit)*. 1961; 43B: 518.
25. Sutherland DH, Greenfield R. Double innominate osteotomy. *J Bone and Joint Surg Am*. 1977; 59: 1082-91.
26. Steel HH. Triple osteotomy of the innominate bone. *J Bone Joint Surg Am*. 1973; 55(2): 343-50.
27. Tönnis D, Behrens K, Tscharani F. A new technique of triple osteotomy for turning dysplastic acetabula in adolescents and adults. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1981; 119(3): 253-65.
28. Peters CL, Fukushima BW, Park TK, Coleman SS, Dunn HK. Triple innominate osteotomy in young adults for the treatment of acetabular dysplasia: a 9-year follow-up study. *Orthopedics*. 2001; 24(6): 565-9.
29. Chiari K. Medial displacement osteotomy of the pelvis. *Clin Orthop Relat Res*. 1974; (98): 55-71.
30. Wagner H. Experiences with spherical acetabular osteotomy for the correction of the dysplastic acetabulum. In: Weil UH (ed). Progress in orthopaedic surgery; acetabular dysplasia: skeletal dysplasia in childhood. 2nd ed. New York, NY: Springer; 1978. pp. 131-145.
31. Ganz R, Klaue K, Vinh TS, Mast JW. A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias. Technique and preliminary results. *Clin Orthop Relat Res*. 1988; (232): 26-36.
32. Huggler AH. Die allarthroplastik des hüftgelenkes. Mit femurschaft- und totalendoprothesen. Georg Thieme Verlag; 1972. pp. 4-11.
33. Gluck T. Autoplastic transplantation. Implantation von Fremdkörpern. *Berl Klin Wochenschr*. 1890; 19: 421-7.
34. Smith-Petersen MN. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br*. 1948; 30B(1): 59-75.
35. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br*. 1950; 32-B(2): 166-73.
36. Venable CS, Stuck WG, Beach A. The effects on bone of the presence of metals; based upon electrolysis: an experimental study. *Ann Surg*. 1937; 105(6): 917-38.

37. Smith-Petersen MN. Arthroplasty of the hip. A new method. *J Bone Joint Surg.* 1939; 21: 269-88.
38. Rehn E. Zur Wiederherstellungs chirurgie der Gelenke. *Arch Klin Chir.* 1934; 180: 395-400.
39. Aufranc OE. Constructive hip surgery with the vitallium mold; a report on 1,000 cases of arthroplasty of the hip over a fifteen-year period. *J Bone Joint Surg Am.* 1957; 39-A(2): 237-48.
40. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg.* 1958; 45(193): 488-97.
41. Kaege M, Buergi ML, Jacob HA, Bereiter HH. The thrust plate hip prosthesis: a follow-up of 15-20 years with 102 implants. *J Arthroplasty.* 2016; 31(5): 1035-9.
42. Moore AT, Bohlmann HR. Metal hip joint. *J Bone Joint Surg.* 1943; 25: 668.
43. Moore AT. Metal hip joint; a new self-locking vitallium prosthesis. *South Med J.* 1952; 45(11): 1015-19.
44. Thompson FR. Two and a half years' experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 1954; 36-A(3): 489-502.
45. Leinbach IS. Prostheotoplasty for the treatment of arthriits of the human hip Joint. *Jour. Western Pacific Orthop. Asso.* VI 2, 1969.
46. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1966; 48(2): 245-59.
47. McKee GK. Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 1970; 72: 85-103.
48. Buchholz HW, Gartmann HD. Infection prevention and surgical management of deep insidious infection in total endoprosthesis. *Chirurg.* 1972; 43(10): 446-53.
49. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet.* 2007; 370(9597): 1508-19. doi: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7.