

**ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA
NO CEMENTADA,
EN EL CENTRO MÉDICO ABC**

**Autor: Dr. Rodrigo Gutiérrez Corona
Residente de 4to año,
Centro Médico ABC
Ortopedia-Traumatología**

**Asesor: Dr. Javier Camacho Galindo
Médico del *staff*,
Centro Médico ABC
Cirujano-Ortopedista**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dr. José Javier Elizalde González
Jefe del Departamento de Enseñanza e Investigación

Dr. Juan Manuel Fernández Vázquez
Profesor Titular del Curso de Ortopedia

Dr. Javier Camacho Galindo
Asesor de Tesis

Dr. Rodrigo Gutiérrez Corona

AGRADECIMIENTOS

A Dios

A Fer, por ser mi apoyo y por no moverse de mi lado

A mis padres, quienes me enseñaron el significado de ser un maestro

A Chuck, a Luisa y a Moni, por compartir y entender lo que siento

A Anuar y a Beto, por ser mis hermanos

A mi tío Efrén †, a quien le hubiera gustado ver esto terminado

A mis compañeros de residencia, por todo lo que nos reímos juntos

A Felipe, por su hermandad

A Mochon, por su amistad

A Pao, por enseñarnos lo que significa no darse por vencido

A mis maestros de la residencia, por ser parte de mi formación y enseñanza

ÍNDICE

Marco teórico	5 - 14
Componentes femorales	9 - 13
Componentes acetabulares	13 - 14
Objetivo	15
Material y métodos	16
Resultados	17 - 21
Discusión	22 – 32
Conclusiones	33
Bibliografía	34 - 37
Gráficos	38 - 39

MARCO TEÓRICO

La artroplastía total de cadera (ATC) es el procedimiento reconstructivo de la articulación coxofemoral realizado con más frecuencia en los adultos.

El conocimiento de la historia de la artroplastía de cadera es necesario para apreciar no sólo su situación actual, sino también su futuro.

La historia de la artroplastía de cadera ha sido dinámica y se continúa investigando para mejorar los resultados, especialmente en pacientes jóvenes. La investigación ha seguido dos rutas principales, una para eliminar el uso de cemento y otra para mejorar la cadera cementada. Dentro de esta investigación se busca aumentar la durabilidad de los implantes así como la mejora en los diseños de los mismos. Ambos conceptos tienen defensores fuertes y pueden ser apoyados con literatura, por lo que persiste una controversia considerable.

Uno de los problemas de la durabilidad es el aflojamiento del vástago y la copa, atribuido a fracaso del cemento, se están investigando implantes con ajuste a presión (*press-fit*), con cubierta porosa y con cubierta de *hidroxiapatita*, a fin de eliminar el uso del cemento y emplear la penetración y aposición ósea para conseguir una fijación esquelética duradera.

Aunque algunos diseños de implantes sin cemento iniciales han proporcionado grandes éxitos, otros han conducido a fracaso inmaduro y progresivo por fijación inicial inadecuada, desgaste excesivo y pérdida ósea periprotésica a causa de osteólisis inducida por partículas. Al acumularse más experiencia, se ha hecho aparente la importancia de ciertos parámetros del diseño.

Existen diversas técnicas para mejorar la fijación femoral cementada, entre ellas la inyección de cemento de viscosidad baja, la oclusión del conducto medular, la reducción de la porosidad, la presurización del cemento y el centrado del vástago; técnicas similares han tenido menos éxito para mejorar los resultados de la fijación acetabular. La fractura del vástago ha sido eliminada en gran parte mediante el uso rutinario de superaleaciones para su fabricación. Conforme los avances técnicos mejoran la duración de la fijación del implante, emergen problemas relacionados con el desgaste de las superficies articulares. Se están evaluando cabezas femorales y acetábulos de cerámica y metal-metal, ya que estos materiales tienen un coeficiente de fricción bajo y características de desgaste superiores.

Algunos investigadores comunican buenos resultados en el seguimiento a corto plazo de diseños nuevos y varios de los conceptos nuevos son atractivos, especialmente en pacientes jóvenes, pero es necesario recordar los problemas de las caderas “*metal con metal*” y “*metal con polietileno*” cementadas, así como

de los procedimientos de resuperficialización, que no se hicieron aparentes hasta después de transcurrir un número suficiente de años de seguimiento de unos 5 años o más.

Los primeros trabajos sobre revisiones de artroplastías totales de cadera indicaron que los resultados eran casi comparables a los de la artroplastía de cadera primaria. Sin embargo, numerosos artículos más recientes han documentado que eso no es cierto y que en muchos casos la revisión se debe considerar un procedimiento de rescate.

Los procedimientos de artroplastía total de cadera requieren que el cirujano este familiarizado con los muchos detalles técnicos de las operaciones. Si embargo, para enfrentarse con éxito a los numerosos problemas posibles y para evaluar conceptos e implantes nuevos se necesita además un conocimiento práctico de los principios biomecánicos, los materiales y el diseño. Los principales requerimientos para la *osteointegración* se encuentran bien documentados. A pesar de que el término *osteointegración* se refería inicialmente al contacto íntimo del hueso con la superficie del implante, actualmente existen dos términos para la *osteointegración* en el que el término *bone ingrowth* se refiere al verdadero crecimiento óseo entre los poros de la superficie en la estructura del implante, y *bone ongrowth* que se refiere al crecimiento del hueso limítrofe al implante.

El efecto del tamaño del poro dentro de la fuerza de fijación ha sido investigado en modelos caninos, utilizando tamaños de poros que varían desde menos de 50 *micras* hasta 800 *micras*. En estudios que examinan tamaños de poros menores a 100 *micras*, el incremento en el tamaño del poro fue asociado con un aumento en la fuerza de fijación. La mayoría de los estudios que analizan poros que se encuentran dentro del rango de 150 *micras* a 400 *micras*, no han mostrado relación entre el tamaño del poro y la fuerza de fijación.

Existe evidencia de que un aumento en el movimiento relativo entre el implante y el hueso del huésped conlleva a un crecimiento de tejido fibroso conectivo más que de hueso. La extensión en la estabilidad del implante contribuye a la reducción en el movimiento relativo entre el implante y el hueso del huésped. *Burke* demostró en un estudio experimental que micromovimientos mayores a 75 *micras* inducen la formación de tejido fibroso conectivo. ⁽¹¹⁾ Micromovimientos de 40 *micras* permiten la formación de hueso esponjoso entre los poros de la superficie de titanio en el implante. Adicionalmente, la hidroxiapatita ha demostrado un efecto en la arquitectura de la formación de tejido fibroso en un modelo canino, al apoyar peso con micromovimientos de 150 *micras*. Se puede concluir que la cantidad de *bone ingrowth* depende principalmente de una óptima estabilidad primaria. Desde una perspectiva clínica, esta estabilidad primaria puede variar dependiendo de las variables en el diseño del implante, variables en la técnica quirúrgica y variables en la anatomía del paciente.

COMPONENTES FEMORALES NO CEMENTADOS CON SUPERFICIE POROSA

A mediados de los años 70 comenzaron emerger problemas con la fijación de los componentes femorales mediante cemento acrílico. La preocupación primaria era la alta incidencia de aflojamiento mecánico y la extensa pérdida ósea asociada a veces con la fragmentación del cemento. Como resultado se realizaron muchas investigaciones de laboratorio y clínicas, en un esfuerzo para eliminar el cemento y conseguir la fijación biológica de los componentes femorales. La mayoría de estas investigaciones se basaron en la penetración del hueso dentro de las superficies metálicas porosas. A pesar de las mejoras recientes en los resultados a largo plazo de la fijación femoral cementada utilizando técnicas modernas, los componentes no cementados se prefieren actualmente sobre todo para pacientes jóvenes activos y revisiones de componentes cementados fracasados.

Los dos requisitos para la penetración ósea son la estabilidad inmediata del implante en el momento de la cirugía y el contacto íntimo entre la superficie porosa y el hueso que permita la integración. Para cumplir esos requisitos, los implantes se deben diseñar de forma que ajusten lo más exactamente posible en la cavidad endóstica del fémur proximal, la selección del tipo y el tamaño del implante, así como la técnica quirúrgica y el instrumental, requieren mayor precisión que en los vástagos cementados.

Los diseños de los vástagos porosos actuales difieren en cuanto a los materiales, forma, localización de la superficie porosa y rigidez. La experiencia se ha limitado en gran parte al uso de dos materiales: 1) aleación de titanio-aluminio-vanadio con una superficie porosa de microesferas o malla de fibra de titanio comercialmente puro y 2) aleación de cromo-cobalto con una superficie de microesferas aglomeradas (sinterizada). Ambos materiales se han demostrado satisfactorios hasta ahora. El titanio ha sido recomendado por muchos diseñadores debido a su biocompatibilidad superior, alta resistencia a la fatiga y el módulo de elasticidad más bajo. Sin embargo, el titanio es más sensible a las muescas que el cromo-cobalto, lo que predispone a la iniciación de fisuras a través de defectos metalúrgicos y en los puntos de unión con los revestimientos porosos. Por tanto, cuando el vástago tiene un sustrato de titanio, la superficie porosa se debe limitar a las porciones proximales más voluminosas del vástago, fuera de áreas que experimentan cargas en tensión significativas tales como el borde lateral del vástago.

Los vástagos de prótesis totales de caderas no cementadas tienen tres formas básicas: anatómica, semianatómica y recta. Los componentes femorales anatómicos incorporan una incurvación posterior en la porción metafisiaria y un arco anterior en la porción diafisiaria, correspondientes a la geometría del canal femoral. Por tanto se necesitan vástagos distintos para el lado derecho y el izquierdo, y la anteversión debe incorporarse en el segmento del cuello, la variabilidad anatómica de la curvatura del fémur suele requerir un cierto grado

de fresado adicional del canal; si la punta del vástago se coloca en posición excéntrica, choca con la cortical anterior, lo que implica un aumento en el costo y en el número de implantes. Las dimensiones transversales de los vástagos rectos son variables; algunos llenan mucho el canal y son proximalmente cónicos, mientras que otros tienen lados paralelos con un grado de ocupación menor del canal proximal. Los estudios anatómicos de la geometría endóstica femoral sugieren que el ajuste exacto de una prótesis dentro de la cortical no es posible debido a las grandes variaciones de la anatomía y los cambios relacionados con la edad en el diámetro del canal.

Los vástagos rectos se prefieren en la gran mayoría de los procedimientos quirúrgicos por la facilidad en su elección además de su bajo costo. Buena parte de los estudios sobre fijación sin cemento se han centrado en el ajuste proximal. *Whiteside* y *Easley* demostraron que el ajuste distal es igualmente importante para controlar los micromovimientos.

La desigualdad de rigidez entre el implante y el hueso también ha sido implicada como causa de dolor postoperatorio en el muslo. Los diseños actuales del vástago se enfrentan a este problema de dos formas. En primer lugar, el titanio es el material elegido con frecuencia, ya que tiene un módulo de elasticidad aproximadamente la mitad que el del cromo-cobalto. En segundo lugar, la sección transversal del vástago se puede cambiar de varias formas para

permitir mayor flexibilidad, mientras permanece constante el diámetro del implante de forma que no se comprometa la estabilidad.

El revestimiento poroso extenso de los vástagos femorales ha sido implicado como una causa de remodelación adversa del hueso femoral. Es indudable que este fenómeno guarda relación además con la rigidez del vástago. Se ha tendido a limitar la superficie porosa a la porción proximal del vástago, al creer que la transferencia de carga proximal reestablecerá un patrón de presión más normal en el fémur. Existe preocupación por la dificultad para extraer un implante con revestimiento poroso extenso bien incorporado al hueso, sin causar daño grave de la reserva ósea femoral restante desfuncionalizada.

El hecho de limitar la fijación a la parte proximal del vástago asume que existirá una pequeña cantidad de movimiento entre la punta del vástago y el hueso en la porción distal. Cuando el encaje es exacto, este movimiento es primariamente axial y rotacional, y no de balanceo.

COMPONENTES FEMORALES NO CEMENTADOS NO POROSOS

El análisis de componentes femorales porosos revisados por razones distintas del aflojamiento, ha demostrado que la cantidad de superficie porosa

ocupada realmente por hueso es en general inferior al 10%. Este hecho ha conducido a que algunos investigadores se pregunten si la penetración ósea es realmente necesaria para la fijación del implante. Dada la preocupación por la resistencia a la fatiga de los implantes porosos, la liberación de iones y la remodelación femoral adversa, se han fabricado algunos componentes femorales no sentados sin revestimiento poroso. Estos dispositivos pueden tener surcos y otras modificaciones de la superficie que proporcionen un macroentrelazado con el hueso, pero no poseen otra capacidad de fijación biológica.

Las cerámicas bioactivas, como la hidroxiapatita, se pueden aplicar a los metales en forma de capa fina. Las investigaciones preliminares sugieren que tal tratamiento puede mejorar de forma sustancial la integración ósea de un implante con ajuste a presión.

COMPONENTES ACETABULARES NO CEMENTADOS

La mayoría de los componentes acetabulares no cementados tienen revestimiento poroso sobre toda su circunferencia para favorecer la penetración ósea. Difieren en cuanto a los medios de estabilización inicial. La fijación del componente acetabular con revestimiento poroso mediante tornillos

transacetabulares se ha hecho popular, pero conlleva ciertos riesgos para los vasos y vísceras intrapélvicas, y requiere instrumentos flexibles para insertar los tornillos. Los tetones y las puntas introducidos en cavidades preparadas en el hueso, proporcionan cierta estabilidad rotacional, pero menor que la obtenida por tornillos. Otros componentes tienen un reborde periférico agrandado que se puede encajar a presión sin necesidad de fijaciones auxiliares.

A pesar de las primeras impresiones esperanzadoras, los componentes acetabulares roscados sin revestimiento poroso se han asociado con una tasa alta de aflojamiento tanto en cirugía primaria como de revisión. El análisis de componentes acetabulares porosos recuperados demuestra que la penetración ósea ocurre de modo más fiable en la vecindad de los dispositivos de fijación como tetones o tornillos. La penetración ósea más extensa se ha descrito en componentes fijados inicialmente con múltiples tornillos. La pieza externa metálica debe ser suficientemente gruesa para evitar el fracaso por fatiga, lo que exige una disminución correspondiente del grosor del forro de polietileno para obtener un componente con un determinado diámetro externo. Se han predicho presiones elevadas dentro del polietileno cuando el grosor del plástico disminuía por debajo de 5mm, lo que supone un riesgo de fracaso prematuro como consecuencia del desgaste. Así pues, para mantener un grosor suficiente del polietileno se debe emplear una cabeza de tamaño pequeño con un componente acetabular de diámetro externo también pequeño.

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es el de revisar la experiencia que existe actualmente de la *Artroplastía Total de Cadera, No Cementada* en el Centro Médico ABC y compararla con la experiencia reportada en la literatura. Todo esto con la finalidad de enfatizar las indicaciones precisas de este tipo de cirugía, así como llamar la atención en los aciertos y fallos realizados en nuestro hospital.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio retrospectivo, transversal, descriptivo y observacional.

Se obtuvieron los siguientes datos de 100 pacientes postoperados de *Artroplastía Total de Cadera No Cementada* en el Centro Médico ABC entre los años 2002 a 2006, a través del Expediente Médico Electrónico. Los datos obtenidos fueron: edad, género, tipo de prótesis colocada, número de tornillos utilizados para fijación del componente acetabular, medidas de los componentes de la prótesis (copa, inserto y vástago), diagnósticos prequirúrgico y postquirúrgico, sangrado, tiempo y complicaciones quirúrgicas, si existió indicación transquirúrgica de convertir la prótesis no cementada a una híbrida, analgesia postquirúrgica, tiempo de inicio de fisioterapia y apoyo completo de peso del miembro pélvico intervenido y días de estancia intrahospitalaria.

RESULTADOS

De los 100 pacientes incluidos para este estudio, 22 eran hombres (22%) y 78 mujeres (78%). Las edades variaron entre 28 años y 81 años. El promedio de edad en general para todos los pacientes fue de 64.2 años, siendo de 64.1 años para los hombres y de 64.2 años para las mujeres. Dentro de las edades de los pacientes, 2 de ellos (2%) eran menores de 30 años (28 años cada uno), 8 pacientes (8%) se encontraban entre los 30 años y los 40 años, 42 pacientes (42%) se encontraban entre los 51 años y los 65 años, 19 pacientes (19%) se encontraban entre los 66 años y los 70 años, y finalmente 29 pacientes (29%) eran mayores de 71 años perteneciendo al grupo de *octogenarios*.

De las 100 artroplastías totales de caderas, no cementadas incluidas en este trabajo, la mayor parte de ellas 68 (68%) fueron tipo *Mallory-Head* de *BIOMET* (3 de estas prótesis fueron *metal-en-metal* con copas *M2A*); 12 prótesis (12%) fueron *MBA* de *Lépine*, en 9 prótesis (9%) se utilizaron copas no cementadas *Mathis* con vástagos *Lubinus*, 8 prótesis (8%) fueron *Bi-Metric* de *BIOMET* con copa *Mallory-Head* y finalmente en 3 artroplastías totales (3%) se utilizaron prótesis con vástagos *AML* de *DePuy* y copa *Duraloc* (*Johnson & Johnson*). FIGURA 1

Como método de fijación adicional en las copas de las artroplastías totales de cadera incluidas en esta serie, en 65 casos (65%) se utilizaron tornillos *6.5mm*; en el resto de los implantes, no se utilizó algún método de fijación adicional (35 casos equivalentes al 35%). En el 65% de las cirugías en las que si se utilizaron tornillos como método de fijación adicional para la copa, en 45 casos (69.2%) se utilizaron únicamente dos tornillos; en 14 casos (21.5%) se utilizaron tres tornillos y finalmente en 4 casos (6.1%) se utilizaron cuatro tornillos.

En prácticamente todos los casos, 94 pacientes equivalentes al 94% de todas las artroplastías totales de cadera no cementadas incluidas en este proyecto, se utilizaron cabezas de *28mm*; solamente en seis pacientes (6%) se utilizaron cabezas de *38mm*, en estos casos la prótesis colocada fue del tipo *Big-Ball* de *BIOMET*.

En referencia al tamaño de las copas utilizadas en las prótesis totales no cementadas, colocadas en los pacientes de este estudio, la mayor parte de ellas (25 copas que equivalen al 25% de los casos) fueron de *48mm*. En cuanto al resto de las copas, 22 (22%) fueron de *50mm*, otras 22 (22%) fueron de *52mm*, 15 fueron de *46mm*, 7 copas de *56mm*, 5 copas de *54mm* y finalmente 4 copas midieron *58mm* cada una.

Los vástagos femorales colocados en las artroplastías totales de caderas no cementadas, incluidas en esta serie, variaron en diámetro y en longitud. En cuanto al diámetro de los componentes femorales utilizados varió entre *7.0mm* y *19.0mm*; en relación a la longitud de los mismos vástagos, varió entre *130.0mm* y *170.0mm*.

Los diagnósticos previos a las 100 cirugías (artroplastía total de cadera no cementada) realizadas en los pacientes incluidos en este estudio, no variaron en relación al diagnóstico posterior a la cirugía. Solo se recopilaron tres diagnósticos distintos: Coxartrosis en 97 pacientes (97%), Displasia en el Desarrollo de la Cadera (*DDC*) en 2 pacientes (2%) y *Artritis Reumatoide* en 1 paciente (1%). FIGURA 2

El sangrado cuantificado durante la cirugía fue otra variable recopilada en las artroplastías totales de cadera no cementadas incluidas en esta serie. Este sangrado varió principalmente entre *100cc* y *800cc*; en uno de los casos, debido a complicaciones transquirúrgicas, el sangrado fue de *3,200cc*. El promedio de sangrado se mantuvo en *500cc* por cirugía.

En referencia al tiempo quirúrgico de las cirugías realizadas en los pacientes de este estudio, dicho tiempo varó entre *1 hora con 30 minutos* y *5 horas*. El promedio de tiempo invertido en realizar cada una de las artroplastías totales no cementadas fue de *2 horas con 30 minutos*.

De las cien cirugías evaluadas en este estudio, solamente en cuatro (4%) se presentaron complicaciones relacionadas con fracturas femorales. De estas cuatro fracturas encontradas, dos (50%) se localizaron en la diáfisis femoral y fueron tratadas con cerclajes y las dos restantes (5%) se localizaron en el trocánter mayor y también fueron tratadas con cerclajes. En ninguno de los casos descritos en esta serie de artroplastías totales de cadera no cementadas, existió la necesidad de colocar una prótesis total *híbrida* posterior a una plan pre-quirúrgico de no cementada en los dos componentes (acetabular y femoral).

En referencia a la analgesia pos-quirúrgica, en el 44% de los pacientes (44 casos) se requirió del uso de *Morfina* en combinación con distintos AINES. En el restante 56% de los pacientes (56 casos) no se requirió su uso y se controló el dolor utilizando distintas combinaciones de AINES. En el 43% de los controles analgésicos pos-quirúrgicos (43 pacientes), se utilizaron *Inhibidores de la COX 2* en combinación con distintos AINES.

Continuando con la evaluación de las condiciones pos-quirúrgicas, todos los pacientes fueron rehabilitados de la misma forma dentro de su estancia hospitalaria. Se les permitió el apoyo completo a tolerancia del miembro pélvico ipsolateral a la artroplastía total de cadera no cementada, con ayuda de una andadera o muletas axilares y en presencia del personal del Departamento de Fisioterapia y Rehabilitación del hospital. El promedio de inicio de la fisioterapia fue de 1.3 días posteriores a cada cirugía. Los días de inicio de la fisioterapia

variaron entre 1 como mínimo y 4 como máximo. Setenta y tres pacientes (73%) iniciaron su rehabilitación intrahospitalaria al primer día posterior al procedimiento quirúrgico, veintitrés pacientes (23%) la iniciaron al segundo día, dos pacientes (2%) al tercer día y finalmente dos pacientes (2%) la iniciaron hasta el cuarto día posterior a la cirugía. FIGURA 3

La menor cantidad de días que permanecieron internados, los pacientes incluidos en este estudio, posterior a la artroplastía total de cadera no cementada fueron tres y la mayor cantidad de días fueron 11; el promedio de estancia intrahospitalaria posterior a la cirugía fue de 4.6 días.

DISCUSIÓN

Este trabajo muestra la experiencia entre los años 2002 a 2006 de los ortopedistas del Centro Médico ABC, en artroplastías totales de cadera no cementadas. Dentro de nuestra muestra de pacientes, existe una marcada diferencia entre el número de hombres y mujeres que se someten a un reemplazo articular total de cadera no cementada, predominando las mujeres en 78%. El promedio de edad de los pacientes evaluados en este estudio, corresponde al promedio del reportado en la literatura para la realización de este procedimiento: 64.2 años de edad (64.2 años en las mujeres y 64.1 años en los hombres). Dicha edad aumenta las probabilidades de tener a un paciente sano, sin enfermedades crónico-degenerativas o sin las consecuencias de estas, con adecuada fuerza muscular para realizar su rehabilitación, socialmente activo y con el deseo de liberarse del dolor para regresar a su trabajo o su actividad diaria.

Veintinueve (29%) de los 100 pacientes evaluados pertenecían al grupo de los *octogenarios*. Los estudios de artroplastías totales de cadera no cementadas exitosas, en estas edades son cada vez más frecuentes. A pesar de lo anterior, existe la preocupación de lograr y mantener la fijación del vástago a largo plazo. *Lombardi et al* logró un seguimiento promedio de 46 meses en

pacientes con una edad promedio de 79 años, sin que fuera necesaria una cirugía de revisión, lo que demuestra que la artroplastía total de cadera no cementada no se encuentra contraindicada en pacientes *octogenarios*.⁽¹⁾ Otras dudas aparte de la *osteointegración* y fijación son el alivio del dolor, la demanda en el implante y el costo; todas estas han sido base para la creencia de que el uso de prótesis totales de cadera no cementada deben ser restringidas para pacientes fisiológicamente jóvenes, de quienes se hablará posteriormente. A pesar de esto, debido al incremento actual en la longevidad y actividad de los pacientes mayores, la artroplastía total de cadera no cementada, no debe ser descartada. En comparación con los implantes no cementados en el grupo de los *octogenarios*, donde el embolismo graso (de partículas de PMMA) es un problema serio debido a su nivel bajo de reservas físicas, puede ser parcialmente prevenido con la utilización de implantes no cementados. Los pacientes mayores de 70 años, también pueden beneficiarse con una reducción en el tiempo quirúrgico (del cual también se hablará posteriormente). *Engh et al* reportó un índice de revisión, debido a falla en la estabilización biológica del implante no cementado, de tan solo el 0.6% al término de seis años. *McAuley et al* reportó que al término de 8.5 años de seguimiento, el 91% de sus pacientes mayores de 70 años estudiados, no presentaban dolor cuando realizaban su actividad diaria normal. *Keisu et al* publicó que no existen consecuencias adversas en la fijación de implantes no cementados en términos de funcionalidad y dolor en pacientes *octogenarios*; todos los pacientes de su estudio presentaron evidencia radiológica de osteointegración. Todo lo anterior

es de gran importancia debido a que muchos cirujanos-ortopedistas han basado la selección de su implante (cementado s. no cementado) en una edad y calidad de hueso arbitraria, debido a la creencia de que la estabilidad inicial y secundaria del implante no puede ser alcanzada en el paciente mayor. (2, 3, 4, 5)

En nuestro estudio, sólo diez artroplastías se encontraban dentro del grupo de pacientes *jóvenes-activos* menores de 50 años de edad. Al respecto de lo anterior podemos decir que los resultados a temprano plazo y a plazo intermedio de las artroplastías totales de cadera no cementadas, han sido más prometedores que aquellos de artroplastías totales de cadera cementadas, especialmente en lo que respecta al componente acetabular. A pesar de lo anterior, la prevalencia de osteólisis asociada a componentes no cementados ha sido reportada como mayor a la asociada con componentes cementados. Ha existido un renovado interés en la artroplastía total de cadera con el uso de prótesis no cementadas para pacientes jóvenes y activos, ya que se busca la fijación biológica que perdure más que las cementadas pero que requieran un índice de desgaste menor. En adición a lo anterior, muchos implantes *metal-en-metal* han durado por más de dos décadas o se encuentran aún funcionando en el momento de su seguimiento, en los pacientes que fueron operados a una edad temprana. La prevalencia de osteólisis asociada a los reemplazos articulares de cadera no cementados en pacientes jóvenes, ha sido inaceptablemente alta al tiempo del seguimiento en un plazo intermedio. Un índice de desgaste acelerado en el polietileno y una elevada prevalencia de

osteólisis en pacientes *jóvenes-activos* tratados con artroplastía total de cadera no cementada, ha resultado en la necesidad de considerar articulaciones hechas de materiales que resulten en un abrasión por partículas menor así como un menor desgaste volumétrico. *Kim et al* en un estudio con seguimiento durante siete años, demostró que no existió aflojamiento en el componente acetabular o en el componente femoral, en pacientes jóvenes con reemplazos articulares no cementados. En dicho estudio sólo se encontraron áreas de osteólisis alrededor de componentes bien fijados en sólo dos caderas de 103 artroplastías totales no cementadas. Todo lo anteriormente dicho apoya la idea de realizar artroplastías totales de cadera no cementadas en pacientes jóvenes (menores de 50 años) y activos, debido a que ha probado su duración a lo largo del tiempo sin presentar índices alarmantes de aflojamiento aséptico ni de osteólisis, con las ventajas ahora de las nuevas superficies *metal-metal*, por enlaces cruzados y cerámicas.

(6)

Un aspecto muy importante a destacar en este trabajo de revisión, es el tipo de fijación utilizada en los componentes acetabulares de las artroplastías totales de cadera no cementadas. En el 65% de los casos (sesenta y cinco prótesis de cadera), se utilizaron tornillos como método de fijación adicional del componente acetabular además del *press-fit*. En la mayor parte de los componentes acetabulares en donde se colocaron tornillos como método de fijación adicional (45 artroplastías), se utilizaron dos tornillos. Respecto a esto podemos agregar lo siguiente. *Abbs et al* evaluó radiográficamente y clínicamente la evolución a mediano plazo en copas *press-fit* apoyadas en

injertos óseos, utilizadas en revisiones de artroplastías totales de cadera. Se revisaron 55 artroplastías totales de cadera, con revisión de la copa y reconstrucción acetabular en 42 de ellas. Se utilizó la técnica *press-fit* sin necesidad de tornillos, sobre injertos óseos; el seguimiento promedio de estos pacientes fue de 5.8 años donde ninguna de las copas requirió una revisión. El componente se encontró bien integrado en 62.5% de los pacientes; la funcionalidad mejoró en todos. Inclusive, subjetivamente la satisfacción de los pacientes varió de buena a excelente en el 81 % de los casos. Todo lo anterior nos demuestra que las copas colocadas con la técnica *press-fit* no solo no modifica el centro de la cadera, sino obtiene fijación primaria y produce buena integración del implante. (7) En este segmento, es importante mencionar que se utilizaron muchos tornillos como método de fijación adicional en las copas de los reemplazos articulares revisados en esta serie, cuando con una adecuada técnica *press-fit* es suficiente para lograr una adecuada fijación. En cuanto a la comparación entre la fijación de las copas cementadas contra las no cementadas podemos comentar que el aflojamiento del componente acetabular es reconocido ahora como el mayor problema a largo plazo asociado a la artroplastía total de cadera cementada. A inicios de los ochentas, fueron desarrollados componentes acetabulares porosos con la esperanza de mejorar la durabilidad de la fijación acetabular. *Gaffey et al* comparó, después de trece a quince años de seguimiento los resultados del uso de un componente acetabular no cementado comparándolos con los resultados en cohortes previas de pacientes manejados por él mismo, utilizando componentes acetabulares

cementados (el autor utilizó 2-3 tornillos para aumentar la fijación). Demostró que los componentes acetabulares no cementados tienen mejor durabilidad (en términos de fijación) que los componentes cementados, cuando se evalúan a quince años. A pesar de lo anterior, cuando el *momento de fallo* se define por la necesidad de una revisión acetabular por cualquier razón o por una razón clínica relevante, el índice de éxito se sitúa en 81% para las copas no cementadas y en 94% para las copas cementadas. También se demostró que una fijación segura y una baja prevalencia de osteólisis, reportada por otros autores en relación a copas no cementadas en seguimientos menores, se mantiene hasta los quince años. (8)

Otro punto a favor en el resultado a largo plazo de las artroplastías totales de cadera no cementadas, es en referencia a la diferencia en el desgaste del polietileno comparando las copas cementadas contra las no cementadas. Existe una amplia evidencia de que índices elevados de desgaste en el polietileno así como índices elevados de osteólisis, se encuentran asociados con índices elevados de falla en un aflojamiento aséptico. *McCombe et al* demostró que existe una diferencia significativa en el índice de desgaste del polietileno en un componente acetabular no cementado en comparación con un componente cementado, siendo mayor en el componente cementado. (9)

En nuestro estudio, solamente dos pacientes tratados con artroplastía total de cadera no cementada tenían un diagnóstico prequirúrgico y posquirúrgico de *Displasia en el Desarrollo de la Cadera*. El reemplazo articular

total de cadera en este tipo de pacientes es una cirugía técnicamente demandante debido a la asociación de anomalías anatómicas. La identificación y preparación de acetábulo verdadero, la preparación del canal femoral y la reducción estable de los componentes representan graves problemas técnicos. Históricamente, los primeros intentos para reconstruir las caderas en los adultos que presentaban luxación congénita de cadera, no tuvieron éxito por lo que algunos autores consideraban que el diagnóstico de luxación de cadera era una contraindicación para un reemplazo total de cadera. *Hartofilakidis et al* reportó buenos resultados posterior a una artroplastía total de cadera cementada en pacientes con luxación congénita de cadera. *Eskelinen et al* reportó un aumento en el *Harris Hip Score* de 54 puntos preoperatorios a 84 puntos en el seguimiento postoperatorio. Existió un signo negativo de *Trendelenburg* en el 92% de sus pacientes operados. A pesar de sus buenos resultados, reporta un índice de complicaciones del 19%. El índice de supervivencia a diez años para los componentes acetabulares porosos colocados bajo la técnica de *press-fit*, fue de 94.9%. El índice de supervivencia para los componentes femorales fue de 98.4% también a diez años. (10)

En nuestra revisión de cien pacientes postoperados de artroplastía total de cadera no cementada, sólo encontramos cuatro complicaciones. Estas cuatro complicaciones fueron fracturas, dos de ellas se localizaron en el trocánter mayor y dos en la diáfisis femoral; las cuatro fracturas fueron tratadas con cerclajes.

Respecto a esta variable de nuestro estudio podemos agregar que las fracturas transquirúrgicas dentro de una artroplastía total de cadera no cementada, no son comunes y se debe ser cuidadoso cuando se interpretan hallazgos dentro de una serie con pocos pacientes.

Las fracturas del trocánter mayor deberán estabilizarse siempre a pesar de que no exista desplazamiento y la fractura parezca ser estable. *Cameron et al* reporta que en su experiencia limitada, el no estabilizar estas fracturas da como consecuencia malos resultados. Es recomendable utilizar al menos dos tornillos, complementados si es necesario con alambres o una placa.

Las fracturas en el calcar deben ser exploradas para determinar su longitud. En el caso de componentes femorales no cementados, se deben colocar cerclajes si el trazo de fractura se extiende por debajo del trocánter menor; por arriba del trocánter menor pueden ser ignoradas. A pesar de lo anterior, si el hueso posee una pobre calidad, no existe objeción en colocar un cerclaje antes de la inserción del implante. Los cerclajes de alambre son adecuados pero los cables rara vez son necesarios. (12)

En cuanto a la forma en que fueron tratadas las fracturas localizadas en nuestro estudio, es decir utilizando alambres en vez de cables, podemos agregar que existen varios métodos de tratamiento y estabilización que han sido

discutidos. Estos métodos incluyen principalmente al cerclaje con alambre y al cerclaje con cable, el cual es el método recomendado actualmente para fisuras en calcar no desplazadas y para fracturas proximales mínimamente desplazadas.

Muchos autores se encuentran de acuerdo en que una fractura de fémur proximal no desplazada o mínimamente desplazada, puede ser asegurada con técnicas de cerclaje sin comprometer los resultados finales de una artroplastía total de cadera no cementada. A pesar de lo anterior, los resultados a largo plazo en estos casos no cementados no han sido bien descritos a la fecha.

Berend et al realizó un estudio donde reporta un seguimiento de 16 años en fracturas femorales proximales intraoperatorias, ocurridas durante una artroplastía total de cadera no cementada y tratadas con cerclaje de alambre. El autor presenta buenos resultados a largo plazo en las fracturas *Tipo I* y *Tipo II* de *Mallory*. *Tipo I*: Fracturas confinadas a la zona proximal que incluyen el área proximal al trocánter menor y *Tipo II*: Fracturas que se extienden más allá del trocánter menor, sin superar los 4 cm y sin abarcar más de 4 cm proximales a la punta del vástago. (13)

En nuestra revisión de pacientes postoperados de artroplastía total de cadera no cementada, en lo referente a la rehabilitación intrahospitalaria inmediata, encontramos que el 73% de los casos iniciaron la fisioterapia al

primer día posterior al procedimiento quirúrgico. El restante 27% de los pacientes iniciaron su rehabilitación dentro del 2do. al 4to. día posterior a la cirugía. Todos los pacientes iniciaron su rehabilitación realizando marcha con andadera y apoyo completo, a tolerancia, en el miembro pélvico involucrado.

Respecto a la rehabilitación postquirúrgica en este tipo de pacientes podemos comentar que inicialmente los pacientes postoperados de artroplastía total de cadera no cementada eran rehabilitados con apoyo parcial o sin apoyo en el miembro pélvico involucrado, durante 4-12 semanas. Debido a lo anterior, los vástagos cementados pueden ser preferidos sobre los no cementados debido a una rehabilitación postoperatoria más sencilla y rápida. *Pilliar et al* reportó que un *micromovimiento* excesivo en la interfase *implante-hueso*, inhibe el crecimiento óseo en la superficie porosa de los vástagos. *Bergmann et al* reportó que cargas de aproximadamente el 300% del peso corporal, actúan en el componente femoral al levantar la pelvis cuando el paciente se encuentra en supino. *Ritter et al* concluyó que el apoyo de peso completo carece de efectos adversos en la estabilidad inicial del componente femoral y en su futura osteointegración. (14)

Por lo tanto, una adecuada fijación primaria permite el apoyo total del miembro pélvico sin comprometer la integración con el adecuado *press-fit*, el cual sólo se puede lograr a través de una curva de aprendizaje relativamente corta; sin embargo es crucial lograr este tipo de fijación primaria en la artroplastía total de cadera no cementada.

La mayor parte fueron vástagos *Mallory-Head* el cual tiene recubrimiento poroso grueso en tercio proximal y fino en el tercio medio; a pesar de ser un buen implante y de estar demostrando una gran durabilidad, su estabilidad depende del trabajo en el tercio proximal Metafisario y tercio proximal diafisario lo que aumenta la superficie de contacto del implante y hueso. Ahora se sugiere menor agresividad al hueso por lo que en casos de menor complicación se recomiendan vástagos de fijación metafisaria (*Bi-Metric*, *Lèpine*) con el fin de preservar el endosito. No se recomienda el uso de varios tornillos ya que estos solo funcionan en las primeras 3 semanas, después funcionan como canales de migración de partículas de desgaste hacia hueso virgen.

CONCLUSIONES

1. Recomendamos se adecuen la selección de implantes fijándose en las características de los mismos.
2. Siempre lograr una adecuada fijación primaria.
3. Utilizar partes articulares de acuerdo a las necesidades físicas de cada paciente.
4. Realizar técnicas quirúrgicas correctas que preserven una buena función
5. Parte del éxito en el procedimiento quirúrgico se basará en la experiencia del cirujano.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lombardi, A. Jr.; Mallory, T. **DOES AGE PRECLUDE CEMENTLESS TAPERED FIXATION IN THA: PATIENTS 75 YEARS OF AGE AND OLDER.** *Journal of Bone & Joint Surgery – British Volume.* 87-B Supplement III: 365, 2005.

2. Keisu, Kjell S. MD; Orozco, Fabio MD; Sharkey, Meter F. MD; Hozack, William J. MD; Rothman, Richard H. MD, PhD. **Primary Cementless Total Hip Arthroplasty in Octogenarians: Two to Eleven-Year Follow-up.** *The Journal of Bone and Joint Surgery.* Volume 83-A(3), March 2001, pp 359-363.

3. James P. McAuley, M.D.; David Moore, M.D.; William J. Culpepper, II, M.A.; Charles A. Engh, M.D. **TOTAL HIP ARTHROPLASTY WITH POROUS-COATED PROSTHESES FIXED WITHOUT CEMENT IN PATIENTS WHO ARE SIXTY-FIVE YEARS OF AGE OR OLDER.** *The Journal of Bone & Joint Surgery.* Volume 80-A(11), November 1998.

4. Mark W. Pagnano, MD; Lori A. McLamb, PA-C ; Robert T. Trousdale, MD. **PRIMARY AND REVISION TOTAL HIP ARTHROPLASTY FOR PATIENTS 90 YEARS OF AGE AND OLDER.** *Mayo Clin Proc.* Volume 78, March 2003.

5. H. Pieringer; G. Labek; V. Auersperg; N. Bohler. **CEMENTLESS TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN PATIENTS OLDER THAN 80 YEARS OF AGE.** *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*. Volume 85-B(5), July 2003.

6. Kim, Shin-Yoon MD; Kyung, Hee-Soo MD; Ihn, Joo-Chul MD; Cho, Myung-Rae MD; Koo, Kyung-Hoi MD; Kim, Chang-Yoon MD. **CEMENTLESS METASUL METAL-ON-METAL TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN PATIENTS LESS THAN FIFTY YEARS OLD.** *Journal of Bone & Joint Surgery – American Volume*. 86A(11): 2475-2481, November 2004.

7. Abbs, C. Puig; Seminario, P.; Valverde, D.; Fenollosa, J. **ACETABULAR FIXATION WITH A PRESS-FIT CP ON BONE GRAFTS DURING REVISION ARTHROPLASTY: MID-TERM RESULTS.** *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*. Volume 86-B Supplement I, 2004, p 48.

8. Gaffey, John L. BS; Callaghan, John J. MD; Pedersen, Douglas R. PHD; Goetz, Devon D. MD; Sullivan, Patrick M. MD; Johnston, Richard C. MD. **CEMENTLESS ACETABULAR FIXATION AT FIFTEEN YEARS: A COMPARISON WITH THE SAME SURGEON'S RESULTS FOLLOWING ACETABULAR FIXATION WITH CEMENT.** *The Journal of Bone & Joint Surgery*. Volume 86-A(2), February 2004, p 257-261.

9. McCombe, P.; Williams, S. A.. **A Comparison of Polyethylene Wear Rates Between Cemented and Cementless Cups: A Prospective, Randomised Trial.** *The Journal of Bone and Joint Surgery.* Volume 86-B(3), April 2004, pp 344-349.

10. Antti Eskelinen, MD; Ilkka Helenius, MD, PhD; Ville Remes, MD, PhD, Pekka Ylinen, MD; Kaj Tallroth, MD, PhD; Timo Paavilainen, MD, PhD. **CEMENTLESS TOTAL HIP ARTHROPLASTY IN PATIENTS WITH HIGH CONGENITAL HIP DISLOCATION.** *The Journal of Bone & Joint Surgery.* Volume 88-A(1). January 2006.

11. **THE ADULT HIP**, edited by J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg and H. E. Rubash. *Lippincott-Raven Publishers*, Philadelphia, 1998.

12. Hugh U. Cameron, MB, ChB, FRCSC, FAAOS. **INTRAOPERATIVE HIP FRACTURES.** *The Journal of Arthroplasty.* Volume 19(4), Suppl. 1, 2004.

13. Keith R. Berend, MD; Adolph V. Lombardi, Jr., MD, FACS; Thomas H. Mallory, MD, FACS; Douglas J. Chonko, MS, DO; Kathleen L. Dodds, BS, RN; Joanne B. Adams, BFA. **CERCLAGE WIRES OR CABLES FOR THE MANAGEMENT OF INTRAOPERATIVE FRACTURE ASSOCIATED WITH A CEMENTLESS, TAPERED FEMORAL PROSTHESIS. RESULTS AT 2 TO 16 YEARS.** *The Journal of Arthroplasty.* Volume 19(7), Suppl. 2, 2004.

14. Bottner, Friedrich MD; Zawadsky, Mark MD; Su, Edwin P MD; Bostrom, Mathias MD; Palm, Lars MD; Ryd, Leif MD; Sculco, Thomas P MD. **Implant Migration after Early Weightbearing in Cementless Hip Replacement.** *Clinical Orthopaedics & Related Research.* 436: 132-137, July 2005.
15. **CAMPBELL, CIRUGÍA ORTOPÉDICA**, editado por S. Ferry Canale. *Elsevier*, Madrid, 2004.

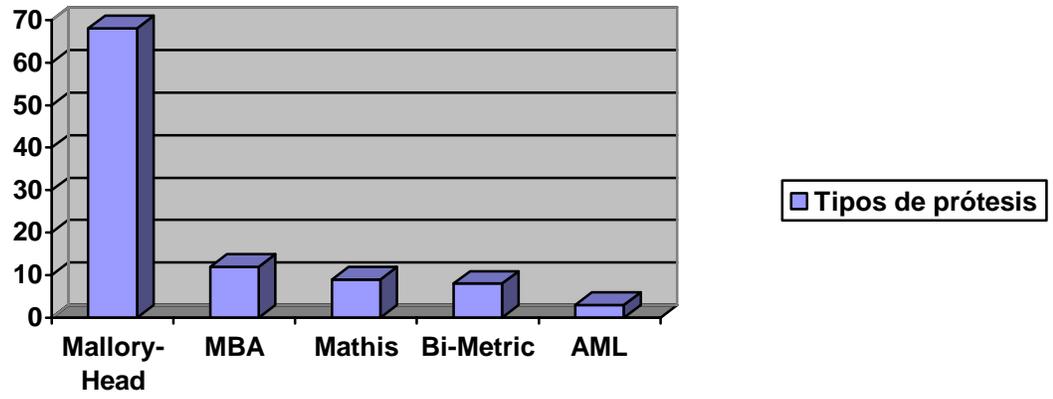


FIGURA 1

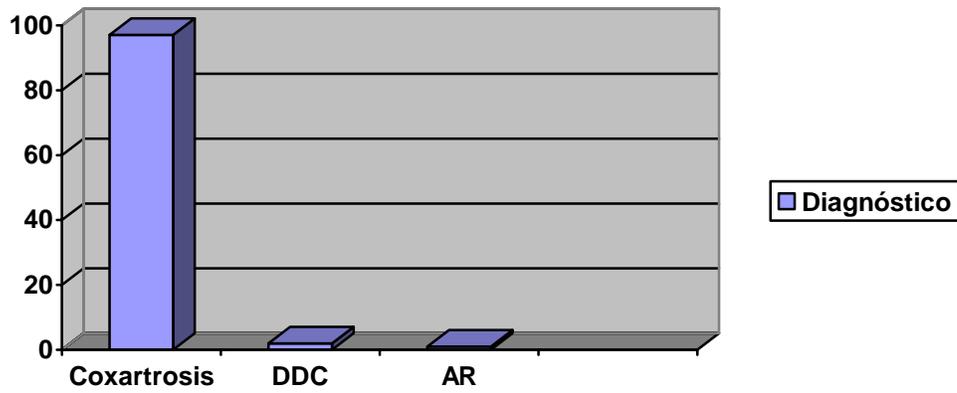


FIGURA 2

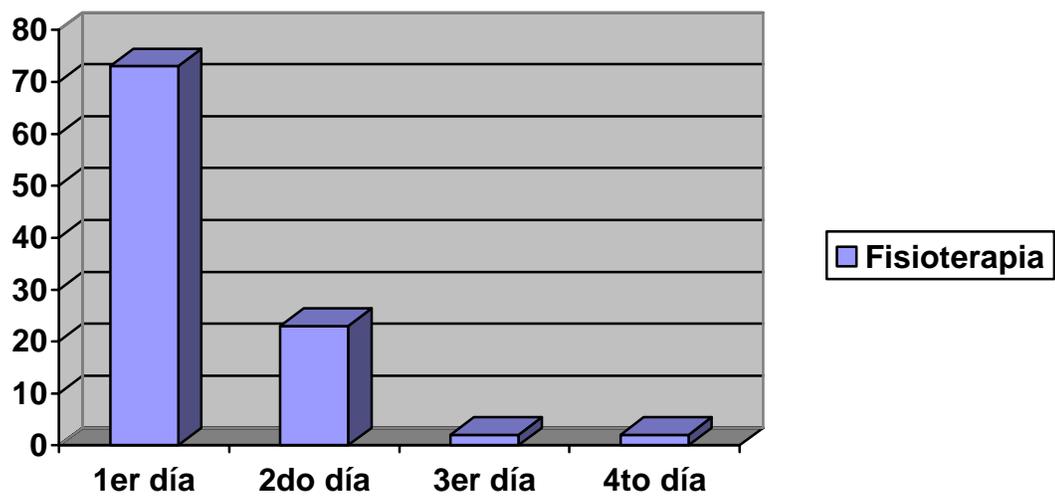


FIGURA 3