



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE MEDICINA

“ANÁLISIS EVOLUTIVO EN LA ARTROPLASTIA DE CADERA”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

ESPECIALISTA EN TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA

PRESENTA:

ELPIDIO CASTILLO TORRES

Jefe de Enseñanza: María Guadalupe del R. Garrido Rojano

Asesor: Ma. Francisca Vázquez Alonso

Ciudad Universitaria, Cd. Mx. Agosto 2017



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.

INDICE:

INTRODUCCIÓN	3
BIOMEÁNICA DE CADERA	4
¿QUE ES LA TRIBOLOGIA?	7
SELECCIÓN DE MATERIALES	9
TIPOS DE ABORDAJES MÁS COMUNES	10
OSTEOTOMIAS	12
ARTROPLASTIAS DE INTERPOSICIÓN	13
REPLAZO ARTICULAR HEMIARTROPLASTIAS	14
ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA BICOMPARTIMENTAL	15
TIPOS DE PROTESIS TOTALES	18
TÉCNICAS DE CEMENTACIÓN EN LA ACTUALIDAD	19
CLASIFICACION DEL SÍNDROME DEL CEMENTO ÓSEO	20
FIJACION BIOLÓGICA DE LAS PROTESIS DE SUPERFICIE POROSA	20
COMPLICACIONES	22
RECAMBIO PROTÉSICO	26
FRACASO PERIPROTÉSICO	28
CONCLUSIONES	31
BIBLIOGRAFÍA	33

INTRODUCCION

El desarrollo de los elementos protésicos en cualquier articulación de nuestro cuerpo, se debe a la necesidad que tiene el ser humano de recuperar la movilidad de la articulación comprometida y lo más importante es quitar el dolor.

Las causas por las que un paciente puede perder la movilidad de alguna articulación es debido a:

- 1.- La presencia de enfermedades congénitas.
- 2.- Enfermedades crónico degenerativas que nos lleve a la artrosis de las articulaciones y
- 3.- debido a un proceso traumático agudo, llámense fracturas o luxaciones que impidan los arcos de movilidad de la articulación.(25)

La bipedestación y la necesidad de una marcha sin dolor en el ser humano son primordiales por lo cual se han ideado diferentes métodos para subsanar esta falta de movilidad y por lo tanto evitar el dolor en la articulación de la cadera.

En particular la articulación de la cadera humana está sujeta a altas tensiones mecánicas y sufre un desgaste considerable, y no es sorprendente que después de estar sometida por 50 años o más a estas tensiones mecánicas cíclicas, o debido a una enfermedad degenerativa o reumatológica, que las caderas sufran, se desgasten y esto ocasiona una considerable pérdida de la movilidad del paciente. Y a menudo el confinamiento a una silla de ruedas. (19)

La sustitución protésica de la articulación de la cadera es uno de los hitos o avances más importantes en la cirugía ortopédica ya que ha revolucionado por completo el tratamiento de la cadera artrosica a lo largo de su historia, y por lo tanto se han enfocado todos los estudios y avances por más de 150 años, con la finalidad de obtener los mejores resultados y con ello mejorar la calidad de vida de los pacientes. (20)

Se le considera una de las intervenciones más exitosas de su género. El conocimiento de su historia, contribuye a la comprensión de la artroplastia total de cadera, así como la selección de los materiales, y también para hacer un análisis crítico de cuál es la mejor practica operatoria.

Desde los primeros intentos por sustituir una cadera lesionada por un elemento artificial, se han utilizado muchos y variados materiales que sean bio-compatibles(13) para con esto tener mayor éxito al usar materiales que sean más tolerados por los pacientes, y cuyo seguimiento a largo plazo sea el esperado, con lo que se busca una mejor calidad de vida para los pacientes al disminuir o quitar el dolor con dicho procedimiento. (20)

Las articulaciones artificiales de cadera son fabricadas en diferentes materiales, y de acuerdo a su tolerabilidad, dentro de los más usados está el titanio, el acero inoxidable, las aleaciones de cromo – cobalto, las cerámicas, materiales compuestos y polietileno de ultra o alto peso molecular. (26)

Por todo lo anterior se hace una revisión histórica de los tratamientos quirúrgicos en la sustitución protésica de la cadera desde sus inicios hasta la actualidad, y también para tener una visión para el manejo en el futuro de los pacientes, con el uso de técnicas quirúrgicas de mínima invasión, o cirugía realizada por ordenadores que nos den mejores resultados y una recuperación más rápida del paciente del evento quirúrgico con la disminución del dolor, menor tiempo quirúrgico y como consecuencia realizar mejor la marcha y sin dolor un tiempo más corto.

BIOMECANICA DE LA CADERA.

La articulación de la cadera se debe de entenderse desde el punto de vista bio-mecánico. (29)

La biomecánica aplica métodos de ingeniería a la anatomía y la fisiología para ayudar a comprender y cuantificar la relación entre las fuerzas y el movimiento, o la deformación de los elementos musculo-esqueléticos.

La importancia de la biomecánica estriba en el hecho de comprender como funcionan las articulaciones corporales en condiciones normales y después de traumatismos, enfermedades o una cirugía. (30)

Los principios del análisis mecánico estático necesarios para la biomecánica son:

- 1.- Los cuerpos se encuentran en equilibrio a lo largo de cada uno de sus ejes.
- 2.- Las fuerzas se transmiten de un cuerpo a otro solo mediante el contacto directo entre los cuerpos.
- 3.- Las fuerzas pueden ser manipuladas en forma matemática o grafica según los principios del análisis vectorial. (25, 30)

Un vector es una fuerza muscular o una fuerza de reacción articular que tiene una magnitud y una dirección. Por lo tanto, el análisis vectorial grafico es útil para obtener una información cuantitativa acerca de las fuerzas musculares y de la reacción articular de la cadera a estas.

Un plano de primer género es aquel en donde hay (carga, punto de apoyo y fuerza aplicada) y nos sirve para comprender el equilibrio corporal durante la fase de apoyo de una sola pierna durante el ciclo de la marcha.

Suponemos que el centro de rotación de la articulación de la cadera esta fijo a nivel del centro de la cabeza femoral por lo cual cada extremidad inferior pesa $1/6$ del peso corporal total, por lo que el peso soportado por la extremidad en apoyo es de $5/6$ del peso corporal. (30)

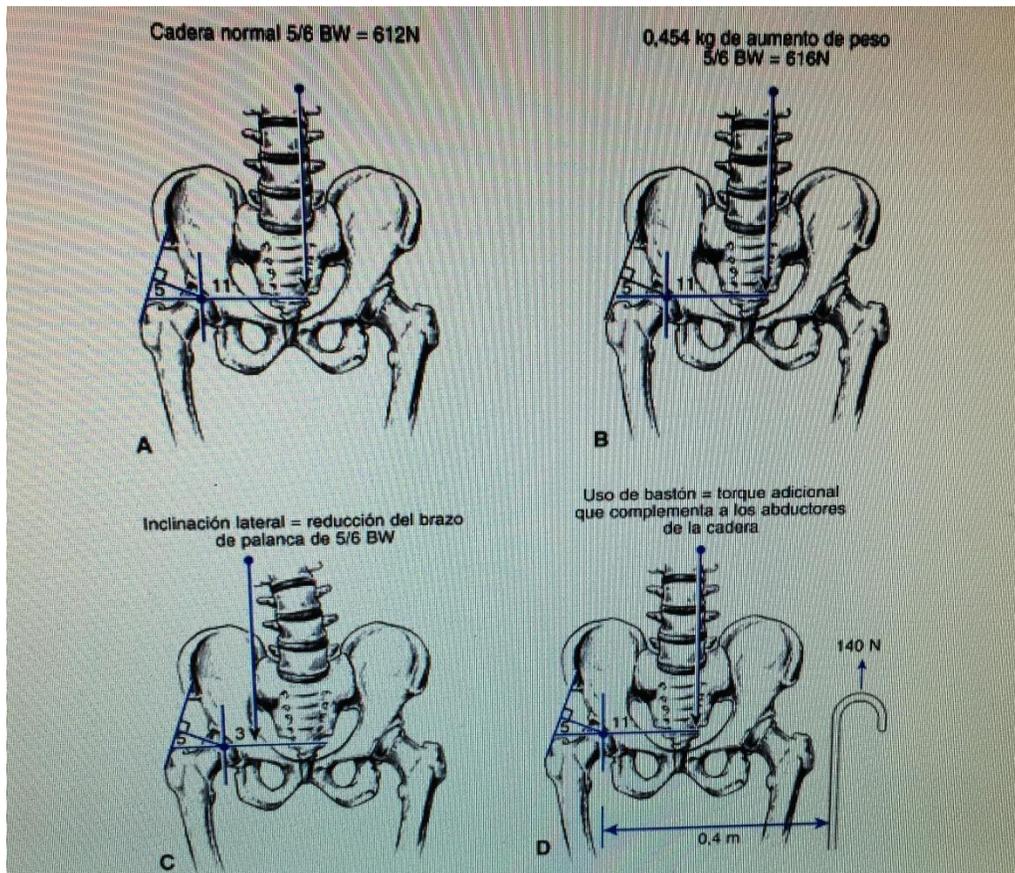


Imagen 2: modelo anatómico de la transmisión de las fuerzas en las caderas, y los momentos en los que el centro de gravedad de la cadera es sometido a diferentes cargas.

Al estar de pie y la fase de apoyo de una sola extremidad durante la fase de la marcha, se produce el equilibrio, porque el grupo muscular abductor, crea un torque alrededor del centro de rotación de la cadera el cual como ya se dijo, equivale a $5/6$ del peso corporal. Es de notarse que el centro de gravedad del cuerpo durante la postura en una sola extremidad se desplaza debido a que el miembro que sostiene el cuerpo no se toma en cuenta en el cálculo del centro de

gravedad y por lo tanto , este se desliza hacia el lado del miembro que no está tocando el suelo. Por lo cual los aductores de cadera se contraen con una fuerza mayor de la esperada. (30)

A los pacientes con dolor en la cadera se les aconseja que pierdan peso, ya que por cada kilogramo corporal perdido, la fuerza de reacción de la cadera disminuirá 2.7 kgs.

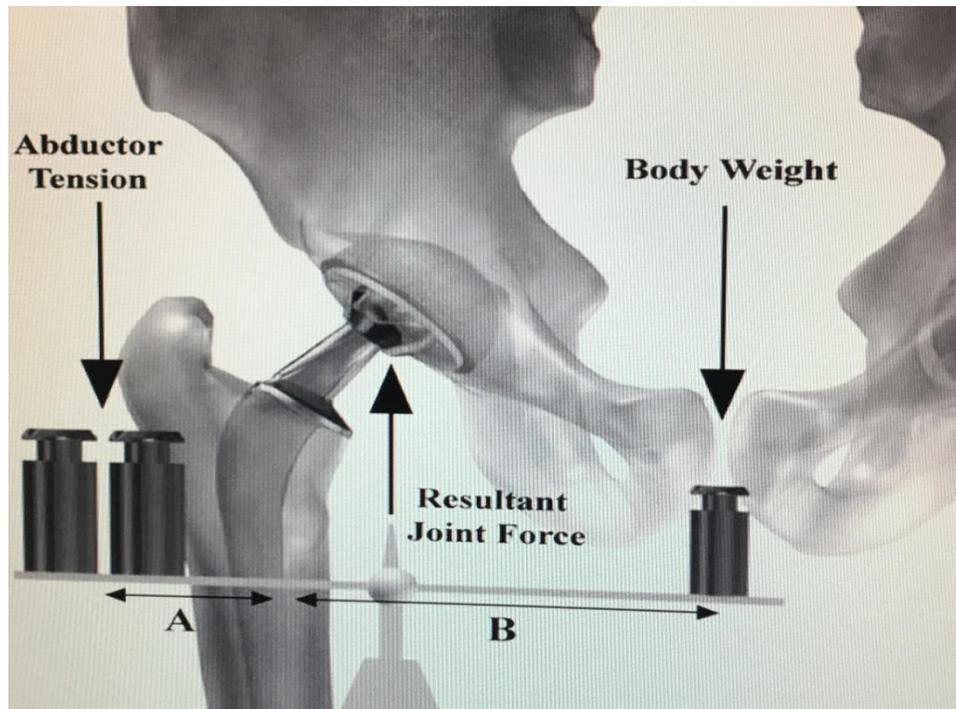


Imagen 2: efecto del peso corporal con respecto a la tensión de los músculos abductores en el proceso de la marcha: a mayor peso más contracción de abductores y por tanto mayor desgaste de la cadera.

Al reducir y fijar fracturas del cuello femoral, deben de tomarse en cuenta los cambios del brazo de palanca de la fuerza de los músculos abductores. Puesto que las alteraciones del ángulo del cuello pueden alterar las fuerzas necesarias de los abductores.

El modelo de la cadera de palanca simple, también demuestra la eficacia en el uso del bastón para disminuir las fuerzas de la cadera durante la postura en un solo miembro. (30)

También hay que hablar de las curvas de carga / deformación, que se definen como las propiedades mecánicas extrínsecas de un objeto y nunca deben de confundirse con las curvas de esfuerzo-tensión que definen las características

intrínsecas del material que compone el objeto. Por lo tanto, las características del hueso cambiarían en respuesta a las cargas a las que está expuesto. Esto es, el diámetro de la cortical externa del fémur de un adulto joven aumentaría para compensar las cargas crecientes aplicadas. También cambia o se adelgaza o se hace con mayor porosidad en presencia de cargas normales. Ambos cambios se producen para que el fémur puede hacer frente a las cargas impuestas sin sufrir una deformación excesiva o una fractura. (47)

¿QUE ES LA TRIBOLOGIA?

Esta sucede o se presenta cuando materiales similares o de diferentes características se ponen en contacto, por lo que existe una interacción durante los movimientos relativos entre sí. (25, 30, 47))

Por lo anterior “LA TRIBOLOGIA” es el estudio de la fricción, la lubricación y el desgaste de los materiales.

-La fricción: es debida a la resistencia al movimiento entre 2 cuerpos, al recibir una carga se produce una interacción química y mecánica. Por lo tanto, el coeficiente de fricción se obtiene a partir de la relación entre la fuerza de fricción y la carga, y sirve para probar materiales y comparar diferentes superficies de contacto. En base a esto, la articulación normal de la cadera es bañada por líquido sinovial por lo que tiene el coeficiente de fricción más bajo.

La aleación de diferentes materiales como es la de Cromo-Cobalto-Molibdeno y además del Polietileno, que se usan en los remplazos articulares de la cadera en la actualidad presentan un coeficiente de Fricción 10 veces más alto que el generado por la articulación bi-artroïdal.(29)

-La lubricación: implica introducir un material entre 2 cuerpos a fin de disminuir la interacción entre ellos. Al introducir o interponer el lubricante, la resistencia de la fricción y las concentraciones locales de esfuerzo disminuyen, al disminuir el contacto entre las asperezas o áreas de contacto, la eficacia del lubricante depende de la viscosidad del material, y en el caso de la articulación sinovial depende de la permeabilidad del cartílago.(29)

Un lubricante con una viscosidad muy baja puede ser empujado fuera de las superficies en contacto. Por el contrario un lubricante muy viscoso puede aumentar la separación entre las 2 superficies y puede generar un esfuerzo de deslizamiento entre las asperezas y el lubricante(30)

Por lo tanto el lubricante más eficaz especialmente en una articulación es aquel cuyo material no es exprimido ante las cargas específicas y disminuyen el coeficiente de fricción dinámica.

Las artroplastias articulares totales no cuentan con el mecanismo de trasudación tan importante en las articulaciones humanas normales, las cuales están formadas por cartílagos articulares en contacto con liquido sinovial.

-El desgaste: a pesar de los mecanismos lubricantes ya descritos, las superficies articulares que se mueven y se ponen en contacto entre sí, siempre pierden material de sus superficies, esta pérdida puede deberse a factores mecánicos y químicos. Los mecanismos de desgaste son (29)

1.- Abrasión, es cuando una superficie dura o áspera puede deslizarse en otra superficie más blanda, lo que genera detritus en forma de agujas.

2.- Adhesión, es cuando los fragmentos de superficies más lisas se adhieren entre sí, debido a su afinidad atómica.

3.- Transferencia es cuando el material proveniente de una superficie blanda rellena la superficie dura y áspera de la opuesta.

4.- Desgaste es debido a tercer cuerpo, los detritos provenientes del desgaste o partículas extrañas, son introducidos entre las 2 superficies, produciendo concentraciones de esfuerzo elevada que provoca abrasión en una o ambas superficies.

5.- El Calado ocurre cuando materiales similares o diferentes experimentan micro-movimientos de la inter-fase y producción de detritos por ejemplo la cabeza de tornillo o una placa.

6.- La Fatiga en ciertos casos las cargas cíclicas focales con concentraciones de esfuerzo elevado en regiones localizadas, pueden ocasionar rajaduras o fracturas de la superficie. Si la superficie articular es incongruente, se puede ocasionar desgaste por fatiga del polietileno, ocasiona fisuras que pueden aumentar en caso de sea muy delgado. (29)

Todo lo antes descrito es por la constante búsqueda de los fabricantes y científicos en su lucha para encontrar el material óptimo o idóneo para la artroplastia total articular de cadera. En la actualidad el desgaste del material es el desafío principal en estas cirugías. El tamaño de las partículas de detritos, es tan importante como la cantidad de detritos por desgaste. Por lo general se desgasta el material más blando de la articulación. Por ejemplo en una articulación de metal y polietileno, se desgasta el polietileno, mientras que en una estructura de metal y cerámica se encuentran detritos metálicos (26)

Es importante el papel que desempeña el cirujano en la prescripción del “par tribológico” que mejor se adapte a las necesidades de cada paciente de acuerdo a la edad y la actividad física que desempeña.

Entre los pares de fricción actuales, la cerámica –cerámica posee el menor coeficiente de fricción de todas las tribologías existentes, debido a su tamaño

pequeño de grano lo que le da una rugosidad muy baja en la superficie, su muy elevada dureza le ofrece una mayor resistencia al rayado, además de su alta capacidad hidrofílica le permite una lubricación excelente. (27)

Con este motivo han aparecido en el mercado una gran multitud de formas y tamaños de prótesis y superficies tribológicas hechas con diferentes materiales encaminados a causar el menor daño posible a los pacientes, por lo cual el cirujano ortopédico debe de estar bien informado de los avances en este campo.

SELECCIÓN DE MATERIALES

Todos los materiales utilizados en la fabricación de las prótesis ocasionan un daño orgánico en corto o largo tiempo. Por lo que se han buscado materiales que ocasionen menos lesiones orgánicas por lo cual se les ha clasificado en materiales

- 1.- bio-inertes
- 2.- bio- tolerados.
- 3.- bio-activos.

Todo esto está en función a la Bio-compatibilidad de los metales la cual está en relación directa a la corrosión y liberación de productos de disolución una vez que se implantan. (14)

Después de varios estudios se concluyó que el acero inoxidable 317-L no se utiliza en sistemas no cementados porque ocasionan graves problemas de metalosis, sin embargo los aceros inoxidables con alto contenido en cromo y nitrógeno son muy utilizados en la fabricación de prótesis cementadas. Por otro lado las aleaciones de Cobalto y Titanio son las más utilizadas en la prótesis no cementada. (47)

Aunque existe una gran variedad de plásticos acrílicos, hoy en día solo se usa el POLIETILENO de alto peso molecular para la fabricación de las copas acetabulares. Desde hace algunos años, se cuenta con un polietileno denominado de Ultra Alta Densidad PUAD, el cual mejora la longevidad de los implantes al minimizar la tasa de desgaste y la osteolisis subsecuente. Se considera que para que funcione bien una copa acetabular el grosor de la pared de polietileno no debe de ser menor a 6-8 milímetros. Livermore establece que el tamaño de la cabeza femoral de 28 mm le da un óptimo desgaste volumétrico y lineal. Por lo cual recomienda usar cabezas femorales de 28 mm Se ha demostrado también que el desgaste del polietileno es mayor cuando las cabezas femorales están hechas de aleaciones de titanio y acero inoxidable, por lo anterior es preferible usar cabezas de cromo-cobalto por sus ventajas contra la abrasión.(30)

Hay evidencias clínicas y de laboratorio las cuales respaldan el uso de cabezas de cerámica, las cuales son fabricadas de alúmina o de óxido de circonio. Estas

disminuyen la tasa de desgaste del polietileno acetabular. También se sabe que la cerámica es más resistente al rayado de su superficie por la dureza propia del material. (4)

Con el objetivo de ser más conservadores a la hora de preservar el máximo del stock óseo en especial en pacientes jóvenes, se han desarrollado nuevos implantes con prótesis de recubrimiento o el empleo de mini-vástagos femorales porosos. Hay una gran variedad de vástagos pero todos con la idea de mayor durabilidad, actualmente hay prótesis que han demostrado una durabilidad de alrededor de 20 años. (38)

En la actualidad para evitar la luxación posterior de la prótesis de cadera, se utilizan los componentes acetabulares con una pared posterior más elevada. También la vía de acceso posterior es la que más causa luxaciones por lo cual se trata de conservar actualmente la inserción de los músculos rotadores cortos durante el evento quirúrgico. (28)

TIPOS DE ABORDAJES MÁS COMUNES

Los buenos resultados o complicaciones de las artroplastias de cadera están en estrecha relación con el tipo de abordaje elegido y la experiencia del cirujano para realizarlo. Por lo anterior hay varios métodos o vías de abordaje. Entre estos, los más comúnmente usados son: (51)

Abordaje anterior directo, el lateral directo y el abordaje posterior. Cada uno de estos abordajes, requiere de un profundo conocimiento de la anatomía para tener una visión adecuada del acetábulo y del tallo femoral, con esto minimizamos las complicaciones y optimizamos los resultados al paciente. Hay varias diferencias entre los abordajes lo que influye en la decisión del cirujano para decidir que método es el ideal. (34)

-El abordaje anterior directo: fue descrito por primera vez por Smith Peterson en la década de los 40s. Modificado en 1950 por Heuter. Los defensores de este tipo de abordaje aducen menor riesgo de lesión nerviosa, restauración rápida de la marcha y bajas tasas de luxación una vez colocado el implante. La incisión quirúrgica va desde el nivel de la espina iliaca anterosuperior y se dirige en sentido distal y lateral aproximadamente 10-12 cm. se identifica el nervio cutáneo femoral lateral, se localiza el intervalo entre el recto femoral medial y lateral del glúteo medio hasta exponer la capsula articular anterior de la cadera, se incide para hacer la capsulotomía a lo largo del cuello femoral, para posteriormente hacer la osteotomía del cuello femoral para retirar la cabeza y se prepara el acetábulo para recibir la copa acetabular correspondiente. La preparación del fémur se hace rotando la extremidad externamente y en aducción. Haciendo el fresado del canal mediante los escariadores correspondientes al número del vástago a insertar. Una vez colocados los implantes, se realiza la maniobra de reducción de

la cadera con tracción y rotación medial, para posteriormente corroborarlo mediante fluoroscopio o una placa radiográfica. (34)

El abordaje lateral directo.- fue descrito por Hardinge en 1982. aproximadamente se realiza este abordaje en el 60% de los casos. Tiene la ventaja de proporcionar una exposición extensible hacia el fémur, también se reporta un bajo porcentaje de luxación. Se realiza una incisión longitudinal partiendo del trocánter mayor de 3 a 5 cm proximales y de 5 a 8 cm distales, se incide la fascia lata, se localiza las fibras del glúteo medio las cuales se separan, se incide la capsula en t invertida para posteriormente luxar la cadera con rotación de la extremidad lateralmente y flexión de la rodilla, se realiza la osteotomía del cuello femoral, teniendo acceso al acetábulo y al fémur proximal, el acetábulo se prepara con la extremidad en extensión y rotación externa realizando el fresado para colocar la copa acetabular adecuada, en cuanto a la preparación del fémur, este se coloca la cadera a 90 grados de flexión y rotación externa, de esta forma se realiza el escariado del ducto femoral hasta que se encuentre la dureza adecuada de la cortical para colocar el vástago correspondiente. Se realiza la reducción de la articulación en forma gentil y se toma control radiográfico. (34)

-El abordaje posterior: fue popularizado por Moore en 1950. Se realiza en un 30% aproximadamente de todos los abordajes. Proporciona una adecuada visión tanto del acetábulo como del fémur. Este abordaje no daña los músculos aductores y también puede extenderse proximal y distalmente. La incisión de la piel se inicia 5 cm distales a la punta del trocánter mayor y proximalmente, se curva hacia la espina iliaca postero-superior 6 cm aproximadamente. Luego se incide la fascia que cubre el glúteo mayor entre sus fibras en forma roma, hasta debajo de los rotadores cortos, se localiza también el músculo piriforme y se tenotomizan de su inserción en el trocánter mayor, se refieren con una sutura para la identificación y cierre al final del procedimiento. A continuación se llega a la cápsula articular de la cadera la cual se incide longitudinalmente para visualizar el acetábulo y la cabeza femoral, se luxa la cabeza femoral y se realiza la osteotomía de la cabeza femoral, el fémur se retrae hacia adelante para exponer el acetábulo y hacer el escariado para la colocación de la copa acetabular correspondiente. El fémur se expone con la pierna en rotación interna, flexionado y con ligera aducción. Preparando el fémur para el escariado y colocar el vástago correspondiente. Se reducen los componentes y se procede a la reparación de los rotadores cortos incluso con tunelización trans-ósea de ser necesario, se toma control radiográfico correspondiente. (51)

-Los abordajes extensibles.- permiten que el cirujano acceda a más exposición del fémur proximal o al acetábulo y se usan en cirugía de revisión, lesiones acetabulares o complicaciones transoperatorias como la fractura. En este sentido el abordaje anterior está limitado para realizar extensión del mismo. Por lo tanto el abordaje lateral y el posterior tienen abordajes extensibles que nos pueden

ayudar para la reparación de lesiones acetabulares o del fémur proximal. (34, 54)

-Abordaje lateral vs abordaje posterior: Ambos abordajes tienen una incidencia similar en cuanto a insuficiencia muscular del 16 al 20%. Manifestando los pacientes con una marcha en Trendelemburg. (36)

-Abordaje anterior vs abordaje lateral: el abordaje anterior se realiza en el 10% de todos los casos, tiene una pérdida sanguínea reducida, bajas tasas de luxación, estancia hospitalaria corta y la recuperación funcional es más rápida. Mientras que el abordaje lateral, presenta mayor pérdida sanguínea y mayor tiempo quirúrgico. (51, 54)

-Abordaje anterior vs abordaje posterior: El tiempo total de duración de la cirugía es en promedio de 23 min más en el abordaje anterior directo que en el abordaje posterior. Y por lo tanto es menor la estancia hospitalaria en el abordaje anterior. (51)

Por lo anteriormente descrito, se hace una cronología histórica en cuanto al desarrollo de las diferentes técnicas desde sus inicios hasta la actualidad y como los autores fueron sorteando toda la problemática y las complicaciones que se presentaron en las diferentes etapas evolutivas en la artroplastia de cadera.

OSTEOTOMIAS.

En el año de 1851 en donde se reporta que C. Fock hace el primer tratamiento para la coxalgia avanzada en un paciente senil al cual se le realiza la resección de la cabeza femoral como tratamiento, para evitar con esto el dolor y la falta de movilidad en un cadera artrosica. (42)

A. Schanz en el año de 1922 propuso una osteotomía de resección y angulación proximal en los casos en los que los pacientes presentaban una falta de unión en las fracturas del cuello femoral y también en las osteoartritis secundarias a coxa vara. Este autor también colocaba un tornillo de su invención en cada segmento post-osteotomía y los fijaba mediante un yeso pelvi-pédico. (48)

Diferentes autores entre ellos Karl Müller realizaba la misma osteotomía que Schanz, únicamente que no colocaba los sistemas o tornillos de fijación. En 1935 Hackenbroch publicó también una cirugía similar, y en 1936 P.M. Lance realiza la misma osteotomía pero la denominó de "apoyo". En 1941 H. Milch y J.S. Batchelor publican un trabajo con reporte de varios pacientes operados con esta técnica y la denominaron "operación de rescate", realizando la cirugía en 2

tiempos que consistía en la resección de la cabeza femoral y posteriormente la osteotomía al fémur. (19)

G.R. Girdlestone uso esta resección de la cabeza femoral en 1945 en varios pacientes principalmente con infección de tuberculosis en la articulación, con lo que R.G Taylor otro cirujano ortopédico también la utilizo y popularizo, refiriendo que había una mejoría significativa en cuanto a la disminución del dolor y también generaba una estabilidad notable de la articulación e incluso podían realizar la marcha. Sin embargo algunos autores no la aceptaron, debido a que se realizaba una mutilación a la anatomía normal del fémur y también daba como resultado una extremidad, con acortamiento y falta de fuerza muscular. (49)

En el año de 1965 Isidro Castillo Odena realizo la resección de la cabeza femoral y al mismo tiempo una osteotomía angulada por debajo del trocánter menor, la cual debería de tener una inclinación en la cara lateral de la pelvis para darle mayor estabilidad y apoyo fijando los fragmentos mediante una placa que el invento con una angulación de 120 grados. Esta operación con el paso de los años se vio que era de más utilidad para el manejo de pacientes con coxartrosis secundaria a luxaciones congénitas inveteradas. (5)

ARTROPLASTIAS DE INTERPOSICION.

Se tienen reportes que se iniciaron en el siglo XIX utilizando materiales biológicos e inorgánicos. Las superficies articulares de la cadera eran removidas y contorneadas insertando entre ambas superficies una capa de interposición con el objetivo de “remodelar la articulación”, y así mejorar el movimiento. Para realizar estas artroplastias de interposición, se usaron inicialmente tejidos blandos periarticulares, tejido muscular y grasa y fascia reportado por Verneuil en 1860. Ollier M. tiene reportes entre 1883 a 1885 en que realizo las plastias articulares, interponiendo tejido obtenido de la vecindad de la articulación. Posteriormente Murphy reporta en 1902 el uso de colgajos musculares fascia con grasa o fascia sola como material de interposición. Loewe en 1913 utilizo piel. (48, 49)

El primero en usar materiales inorgánicos fue Robert Jones en 1912 como láminas de oro e incluso submucosa de vejiga de cerdo. Baer en 1918 y Putti en 1921 también usaron material inorgánico de interposición. También encontramos que Campbell en 1926 y Mac Ausland usaron injertos de fascia lata como material de interposición. (48)

Los resultados de este método para intentar la remodelación articular fueron impredecibles obteniendo muchos fracasos, ya que los pacientes presentaron rigidez articular y dolor residual importante. Por lo que este método termino en desuso.

El primer gran avance en lo referente a la artroplastia de cadera ocurre cuando en 1923 Smith Petersen introdujo el concepto de "Artroplastia de Molde" como alternativa de la membrana de interposición. El procedimiento consistía en utilizar la superficie de la cabeza femoral exponiendo el hueso esponjoso de la misma y colocando una cúpula, la cual se elaboró de cristal como primera opción con la consecuente rotura de las mismas a los pocos meses, sin embargo los resultados fueron esperanzadores. (49)

Se usaron nuevos materiales más resistentes y elásticos como la celulosa la cual produjo una reacción importante a cuerpo extraño. Posteriormente se usó Pirex en 1933 y baquelita en 1937 pero también se desecharon debido a su fragilidad.

En 1938 Venable y Stuck describen al vitalium como elemento metálico bio-compatible el cual demostró tener una duración suficiente. Se usó principalmente para rellenar la cavidad cotiloidea como una cúpula diseñada por Smith Petersen, y dentro de este se introdujo la cabeza femoral remodelada, la cual debía de moverse dentro de este casquete llegando a formar en la cabeza femoral una capa de cartílago según el autor sin embargo lo que en realidad se formaba era una capa de tejido fibroso, sin embargo esto fue el referente para la reconstrucción coxofemoral. En 1957 Aufranc reporto 82% de buenos resultados con este sistema. (2, 19)

REEMPLAZO ARTICULAR HEMIARTROPLASTIAS.

La artroplastia de la cadera viene de los vocablos artro: articulación y plastia: plástica "plástica quirúrgica" es con el objetivo a devolver la movilidad de la articulación de la cadera. (20)

La hemi-artroplastia es en referencia a la sustitución de la cabeza femoral y del vástago femoral, de las cuales hablaremos de los 2 tipos conocidos que son las prótesis femorales a.- unipolares y las b.- bipolares. (35)

Los primeros reportes de las prótesis unipolares datan desde la década de los 40 con los hermanos Judet los cuales crearon una prótesis nueva la cual consta de una cabeza femoral y adicionado un vástago corto el cual se introducía en el muñón del cuello femoral una vez que se reseca la cabeza femoral de una cadera artrosica. Esta prótesis estaba fabricada en material de metil-metacrilato termo fraguado. En 1952, se publica un trabajo realizado por Merle D'Aubigne en donde reportan buenos resultados con el uso de esta prótesis entre un 40 a un 53 % .y malos resultados entre un 11 al 38 %. Sin embargo el material acrílico usado sufrió fragmentaciones además de ocasionar una reacción tisular severa y destrucción ósea. Con la consecuente rigidez articular por la limitación de movimiento que causa. (37)

Entre los años de 1950 a 1960 en Estados Unidos se empezaron a fabricar endo-prótesis metálicas unipolares con vástagos medulares para fijación esquelética. Los diseños son de Fred Thompson en 1950 y Austin Moore en 1952 ambas se elaboraron en Vitallium y después en acero inoxidable. Ambas prótesis son de tipo monoblock. Estas prótesis permiten la transmisión del peso a la diáfisis femoral sin crear efectos cizallantes como la de Judet. (41, 52)

Cabe mencionar que la prótesis de Moore contaba con unas fenestraciones con el fin de introducir injertos óseos que se obtenían de la cabeza femoral retirada, para permitir la fijación ósea. Con la mayor durabilidad de estas endo-prótesis, se presentó otro problema que consiste en la erosión del trasfondo acetabular, esta complicación es más frecuente en la prótesis de Thompson la cual se fija con cemento al fémur, sobre todo en pacientes ancianos y poco activos. Hasta la fecha la hemi-artroplastia con la prótesis de Thompson y la de Moore se usan en las fracturas mediales inestables del cuello del fémur sobre todo en pacientes seniles, con el objetivo principal de mitigar el dolor y ayudar a su movilidad. (41, 52)

En cuanto a las prótesis bipolares es una prótesis que pretende crear 2 articulaciones, una interna y otra externa fue inventada en los años cincuenta por McKeever y Collison, en 1973 Giliberti y Bateman desarrollaron los prototipos actuales donde solo se reemplaza el componente femoral, (la cabeza femoral trae incorporado el acetábulo). Su diseño se creó intentando resolver los inconvenientes de las hemi-artroplastias convencionales fundamentalmente el desgaste acetabular y el dolor en la cadera, se indica principalmente en paciente cuya movilidad es relativamente buena, también esta prótesis es cementada. (40, 46)

ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA BICOMPARTIMENTAL

Este procedimiento quirúrgico se le considera un parte-aguas del siglo XX en la cirugía de cadera.

En 1938 Wiles P.H. Adapta un vástago al calcar femoral mediante una fijación al trocánter mayor con un tornillo a nivel del tercio superior de la diáfisis femoral y con un cotilo anclado como medio de protección acetabular pero fue hasta 1950 en que se desarrollan las endo-prótesis totales y los primeros fueron creados por G-K- McKee en Inglaterra diseñando un cotilo sin cementar el cual se fijaba con una serie de puntas al trasfondo acetabular, y con la prótesis de Thompson para el segmento femoral constituyendo un sistema metal-metal no cementado. Las primeras estaban construidas de acero y en 1956 las sustituyó por una aleación de cromo-cobalto. (40)

En 1965 McKee y Farrar diseñaron una prótesis con un cuello más delgado que la prótesis de Thompson utilizada hasta este momento. Así mismo en Moscú K. M. Silvasch implanta un cotilo sin cementar en una articulación metal-metal de acero y después de cromo-cobalto. El cotilo tenía también puntas de fijación y un

dispositivo femoral modular con sistema de regulación del ante-versión al tallo endo-medular recto mediante un tornillo de fijación. (40)

En 1964 P.A. Ring desarrollo un cotilo sin cementar fijándolo a la pelvis mediante un tornillo grueso también de combinación metal – metal y el componente femoral era la prótesis de Austin Moore de 40 mm de diámetro. Los estudios de esta prótesis nos dan una longevidad de hasta 17 años y con un gran debris por metalosis importante. (45)

Todos los implantes anteriores utilizaron como par de fricción el metal – metal con dolor de la articulación y aflojamiento temprano debido al “black debris” por metalosis por lo cual se dejaron de usar.

El gran auge en la era moderna en lo referente a la artroplastia total de la cadera, tiene lugar en Inglaterra gracias a los trabajos de Sir John Charnley los cuales fueron pioneros en lo referente a la cirugía articular.

John Charnley en el año de 1958 utiliza un componente femoral de acero y el componente acetabular de teflón, llevándolo al fracaso por el teflón el cual no soporto las cargas de fricción a las que son sometidos los implantes en la cadera. Después utiliza el polietileno de alta densidad o de peso molecular alto muy durable y posteriormente lo reemplaza por el polietileno de peso molecular ultra elevado. y es a partir de 1960 en que emplea el cemento acrílico para la fijación de los componentes protésicos (poli-metil metacrilato) al mezclar un monómero con un polímero el cual permite la firme fijación de los elementos protésicos al hueso, este hallazgo, determina un mejor futuro para los pacientes osteopenicos y osteoporoticos al permitir la fijación inmediata de los componentes protésicos, creando con esto un gran avance para la cirugía de cadera. (7, 8, 9)

Las principales aportaciones de John Charnley a la cirugía de cadera y a la ortopedia fueron las siguientes: (14)

- a. La creación del par polietileno - metal en la elaboración de las prótesis.
- b. El uso de cemento acrílico en la cirugía ortopédica.
- c. El uso de flujo laminar en el quirófano para disminuir las infecciones.

También es digno de mención que modifica el tamaño de la cabeza femoral al reducir la cabeza de la prótesis de Austin Moore de 40 mm de diámetro a una cabeza de menor diámetro 22.2 mm como esfericidad y con el objetivo de disminuir el brazo de palanca de la fuerza de fricción. Comprendió que el desgaste era menor al ser menos la presión por unidad de superficie en una cabeza y un cotilo grande, sin embargo prefirió disminuir el par de las fuerzas de fricción y en cierta forma su durabilidad. (14)

Este nuevo par de fricción metal – polímero, aportó mejores resultados clínicos inmediatos que el par metal - metal. Como consecuencia de esto la fabricación de prótesis totalmente de metal se abandonó en los años de 1972 a 1979.

En 1967 Robert Mathys diseña su prótesis con el concepto de “isoelasticidad” la cual se colocó el primer implante en 1973. Esta consistía de acetábulo como el vástago fueron elaborados de un material plástico “poliacetal” el cual es un material plástico reforzado, y en el fémur cuenta con un centro metálico en el componente femoral con la idea de igualar la elasticidad del implante a la del hueso receptor. Los resultados obtenidos fue el aflojamiento y la producción de osificación heterotópica por lo cual se retiraron y están en desuso. (26)

En 1994 en la AAOS Harris realizó un análisis del cemento en la prótesis de cadera y divide el desarrollo de la cementación en tres fases o generaciones. Para un buen cementado del sitio de colocación del implante es necesario:

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

Por todo lo anterior actualmente, el concepto básico de Charnley de artroplastia de baja fricción y el uso del par metal – polietileno, es el estándar de la cirugía de cadera, debido a los buenos resultados clínicos. (11, 12, 13)

Él sabía que el desgaste normal del cotilo por año es de 0.1 mm por lo que decide aumentar el grosor del cotilo para aumentar el tiempo de duración de la copa acetabular y retardar las molestias y un posible recambio protésico. (10)

TIPOS DE PROTESIS TOTALES

Ya se comentó anteriormente que existen 2 opciones en la actualidad en cuanto a la elección de la prótesis a colocar a.- Cementar o b.- No Cementar los componentes de la prótesis (cotilo y vástago).

De este modo hay 4 posibles combinaciones: (35)

- 1.- Prótesis total de cadera no cementada. (Vástago y cotilo no cementados)
- 2.- Prótesis total de cadera cementada. (Vástago y cotilo cementados).
- 3.- Prótesis total de cadera híbrida. (Vástago cementado y cotilo no cementado).
- 4.- Prótesis total de cadera híbrida invertida. (Vástago no cementado y cotilo cementado).

La prótesis híbrida es la más usada en nuestro medio, la cual se compone de vástago auto-bloqueante de Muller el cual se fija con cemento y el cotilo que no es cementado generalmente se usa la copa Robert Mathys el cual se fija al acetábulo mediante una serie de tornillos de diferentes dimensiones y se coloca una cabeza femoral de cerámica de 28 mm y con diferentes medidas para su inserción en el vástago. Los resultados a mediano y largo plazo son buenos, pero se debe de elegir al paciente en forma juiciosa, por los efectos cardio-toxicos del cemento (32)

El uso de cemento es de utilidad como se ha mencionado en los pacientes ancianos por su alto grado de osteoporosis, pero en pacientes relativamente jóvenes se deben de usar prótesis no cementadas, por lo que se han empleado métodos de fijación de los implantes con superficie porosa, como inicialmente lo uso A. Moore en su prótesis fenestrada. (32)

Los materiales usados para el vástago femoral se empezaron con el acero inoxidable, después el cromo – cobalto y finalmente el titanio que es más resistente y bio compatible. La cabeza femoral ha modificado su tamaño actualmente de 22.2 mm y en lugar del acero se prefiere la aleación de cromo-cobalto sin olvidar el uso de compuestos cerámicos (aluminio o circonio). El polietileno del cotilo ha aumentado su peso molecular y su anclaje al acetábulo mediante pines, y la distribución de cargas al mismo se ha visto reforzada por una cúpula metálica (metal back) que le da soporte al componente de polietileno. (26, 29)

La controversia del cementado o no cementado es una pregunta que se hace el cirujano ortopédico, pero debe de tener el conocimiento de que tipo de pacientes son candidatos a la cementación y que pacientes no. (21).

Por lo anterior sugerimos no cementar en pacientes con:

- 1.- Sobrepeso.
- 2.- Jóvenes activos
- 3.- Con buena reserva ósea femoral.
- 4.- Cardiopatas.
- 5.- Edad superior a 80 años.
- 6.- Insuficiencia cardiaca.
- 7.- Hipertensión pulmonar.

Pacientes que si se pueden cementar.

- 1.- Menor peso corporal.
- 2.- Poco activos.
- 3.-Ancianos con canal medular ancho
- 4.- En caso de sepsis previa.

TÉCNICAS DE CEMENTACIÓN EN LA ACTUALIDAD.

-Primera generación.- PMMA de alta viscosidad mezclado manual de cemento y no presurización al introducirlo

-Segunda Generación.- PMMA de baja viscosidad mezcla manual y presurización con pistola.

-Tercera Generación.- PMMA baja viscosidad, mezcla manual, centrifugado al alto vacío, taponamiento distal al canal y presurización con pistola.

Cuarta Generación.- PMMA baja viscosidad centrifugado al alto vacío, lavado pulsátil del canal medular con taponamiento distal del canal y presurización con pistola, centralizador distal y proximal de la prótesis. (43, 44)

A pesar de todo lo antes señalado, el cirujano ortopédico debe de saber que existe el Síndrome de Implantación del Cemento Óseo. El cual puede causar la paciente hipoxia, hipotensión, arritmia cardiaca, aumento de la resistencia vascular pulmonar hasta llegar a la falla cardiaca. Por lo antes descrito, existe la:

CLASIFICACION DEL SINDROME DEL CEMENTO OSEO.

Que se divide en 3 grados. De menor a mayor daño.

Grado I.- Hipoxia Moderada.- la saturación de oxígeno es menor al 94% o puede existir hipotensión de la TA sistólica menor del 20% al 40%.

Grado II.- Hipoxia Severa con Saturación de oxígeno menor al 88% con disminución de la TA Sistólica mayor al 40%.

Grado III.- Paciente con Shock Cardiovascular, el paciente requiere de RCP. (14)

FIJACION BIOLOGICA DE LAS PROTESIS DE SUPERFICIE POROSA.

La tendencia actual es la de eliminar el uso del cemento para la fijación de los elementos protésicos. Por lo anterior los elementos de fijación actualmente se basan en el concepto del "press fit" o bloqueo mecánico, con lo que se busca fijar las copas de superficie porosa a presión previo avivamiento de la superficie acetabular, con la finalidad de que el crecimiento biológico fije la copa. (26)

La fijación del componente cotoideo se ha mejorado mediante el empleo de una copa metálica porosa para su fijación con o sin tornillos. Dentro de la misma se implanta el inserto de polietileno. (32)

Los métodos de fijación del inserto de polietileno ha sido un problema debido al aflojamiento de los mismos, por lo que varios investigadores entre ellos Harris – Galante han creado aletas o puntas en los insertos para que se fijen y no se aflojen, ya que al hacerlo cursan con roce entre el metal de la copa y la cabeza femoral de cromo – cobalto. (32)

También la fijación del componente femoral o vástago, se le realiza un recubrimiento poroso para aumentar la superficie de contacto para que el crecimiento óseo que se presente fije al vástago, además de crear en el tercio proximal del vástago, canales de un diámetro anteroposterior mayor el cual le da fijación a la prótesis en el momento de su colocación. Hay recubrimiento de vástagos con hidroxiapatita esperando que el tejido óseo se fije químicamente a la hidroxiapatita produciendo la unión del implante.

Merece mención especial que fue Harris quien introdujo e hizo popular las técnicas de cementación de última generación. También realizó la colocación de prótesis no cementadas, mejoró el centrado de tallo endo-medular con el uso de raspas adecuadas que permiten la creación de un neo-canal de fijación, incrementando de forma sustancial las áreas porosas del tallo femoral usando el concepto del "press fit" o encaje a presión. (33)

No olvidemos que el objetivo principal de un implante es lograr una máxima longevidad posible y la estabilidad, la cual se define como serie de eventos que

deben de ocurrir para lograr una respuesta biológica equilibrada que permita la presencia de un cuerpo extraño sujeto a grandes esfuerzos por largos periodos, sin causar detrimento significativo de las propiedades biológicas y mecánicas del receptor. (29)

Sabemos que existen 2 tipos de estabilidad, la primaria o mecánica la cual se logra en el momento mismo de la operación y por el diseño correcto del implante y la segunda es la estabilidad biológica la cual se logra con el paso del tiempo por mediación de fenómenos biológicos de remodelación ósea, de estos lo que más contribuye es la unión química la unión por invasión a superficies porosas y la unión fibrosa entre el implante y el hueso. (30)

La modificación a los diseños de la prótesis ha sido la estrategia preferida de los autores para obtener mejores resultados en términos de estabilidad.

Para obtener una mayor estabilidad primaria en las prótesis no cementadas es fundamental conseguir dentro de límites razonables el mayor ajuste y llenado posibles. Se ha demostrado que una separación de 0.5 a 1.5 mm entre el hueso y el implante reduce en 50% el grado de crecimiento óseo por invasión dentro de los poros para una mejor transmisión de carga o de bloqueo anti-rotatorio. (35)

En cuanto a la estabilidad secundaria de la cual depende el buen funcionamiento de la prótesis a largo plazo, se logra por la aceptación del implante por el hueso mediante 3 tipos de unión: (29)

A.- unión química, se sabe que el único material que establece una unión química con el hueso es el titanio, porque hay un enlace covalente entre hueso y la capa superficial de este metal.

B.- unión ósea, esta ocurre por el fenómeno de crecimiento óseo por la invasión de las superficies micro-porosas (bone ingrowth).

C.- la unión fibrosa se da como respuesta a las características del material de fabricación de los implantes del diseño de su superficie, de la naturaleza de las cargas y por supuesto la estabilidad del implante, se forma una interface de tejido conectivo, cuyas características histológicas determinan su estabilidad o inestabilidad. (29)

La cantidad de tejido fibroso que invade las superficies porosas es cuantitativamente diferente entre las prótesis fabricadas con aleaciones metálicas a base de cromo –cobalto y aquellas hechas de aleaciones de titanio es mayor en esta última (28)

El ajuste es la manera en que se “atrapa” mecánicamente una prótesis, el mejor medio para obtener el “atrapamiento de los implantes es lograr un encaje a presión lo que en ingles se le denomina como el “press fit”. Esto se logra por la diferencia de tamaños entre el continente y el contenido. Este encaje a presión se debe de limitar únicamente a la zona metafisaria en el fémur y en el cotilo. (30)

COMPLICACIONES

Los problemas propios en el inicio del desarrollo de las prótesis totales de cadera, tales como la infección, la rotura de los implantes tanto cotilos como vástagos, han sido resueltos en su mayor parte. En la actualidad las principales preocupaciones se han hecho evidentes al aumentar la vida media de las artroplastias totales de cadera. Ya que el desgaste es en la superficie de carga con pérdida del sustrato óseo, consecuencia de la actividad osteolítica como respuesta a las partículas de desgaste la cual es la principal causa de aflojamiento aséptico tardío de los componente protésicos. Otra causa es el “stress Shielding” que es la osteolisis que existe alrededor de los componentes de la prótesis, es una atrofia ósea de protección, como consecuencia a un mecanismo de remodelación adaptativo del hueso frente a los cambios de tensiones producido principalmente al usar vástagos femorales con módulos de elasticidad elevados. (22)

Cada año se realizan remplazos de las articulaciones de cadera aproximadamente más de un millón de pacientes en todo el mundo, con una tasa de éxito de aproximadamente a los 10 años del 85% al 90%. Las estadísticas en México nos indican que aproximadamente cada año se realizan alrededor de 4000 recambios protésicos, de los cuales la gran mayoría son prótesis híbridas últimamente ha aumentado la colocación de prótesis no cementada. El tipo de abordaje más comúnmente usado es el abordaje lateral directo, y el abordaje Posterior.

Para algunos pacientes con adecuados procedimientos quirúrgicos debido a que se realizó una selección adecuada de implantes, la función ambulatoria se restaura pocos días después de la cirugía, para otros pacientes se requiere de un periodo de tiempo en el cual se espera que se forme una unión entre el implante y el hueso, antes de que la articulación, pueda soportar el peso del cuerpo. Sin embargo a pesar de las muchas cirugías realizadas, existe aún un buen número de complicaciones, entre las que destacan: aflojamiento aséptico por fallas mecánicas o biológicas, errores técnicos e infección profunda. (39)

En la mayoría de los casos, el remplazo de la articulación es exitosa, permitiendo incluso ciertas actividades deportivas. Después de 15 a 20 años el implante se puede aflojar y debe de llevarse a cabo otra cirugía de remplazo. (24)

Se ha aprendido mucho de las fallas en la cirugía sin embargo se debe de insistir en la búsqueda de mejoras a los sistemas de remplazo total de cadera lo cual redundara en una reducción en la incidencia de fracasos de este procedimiento.

En la historia de la artroplastia total de cadera, se han diseñado múltiples sistemas de evaluación de los resultados y para la indicación de tal o cual prótesis. Algunos, solo expresan los resultados sin la apreciación personal del autor. Los valores que

se asignan a los pacientes antes y después de una cirugía son numéricos y descriptivos objetivos o subjetivos. (24)

La función de la cadera se podrá evaluar con entrevistas al paciente en los cuales se valora la capacidad de la marcha con o sin ayuda, el tiempo que es capaz de efectuarla, subir bajar escaleras, capacidad para sentarse, la capacidad para ponerse los calcetines y el nivel general de actividad. También evaluar los medios que utiliza el paciente para realizar la marcha. (14)

Los parámetros más apropiados para estimar el éxito o fracaso de la fijación de la prótesis, son los datos radiográficos, ya que estos muestran objetivamente los fenómenos de remodelación ósea peri-protésico. Estos datos deben de registrarse en las zonas descritas por De Lee en el acetábulo y de Gruen para el vástago femoral. Deben de considerarse signos radiográficos de aflojamiento, ruptura del cemento, la presencia de interfaces radio luminosas lo cual nos orienta sobre la movilidad del implante. Los estudios radiográficos nos informan sobre la remodelación ósea, la osteolisis, osificación heterópica y datos de desgaste de la prótesis. (24, 28)

De Lee establece las zonas de aflojamiento aséptico en el acetábulo las cuales están localizadas en 3 zonas y también Paprowsky establece zonas de aflojamiento aséptico de la cadera

Gruen en su clasificación de aflojamiento en el vástago femoral establece 7 regiones y también Paprowsky establece zonas de aflojamiento del vástago femoral. (22)

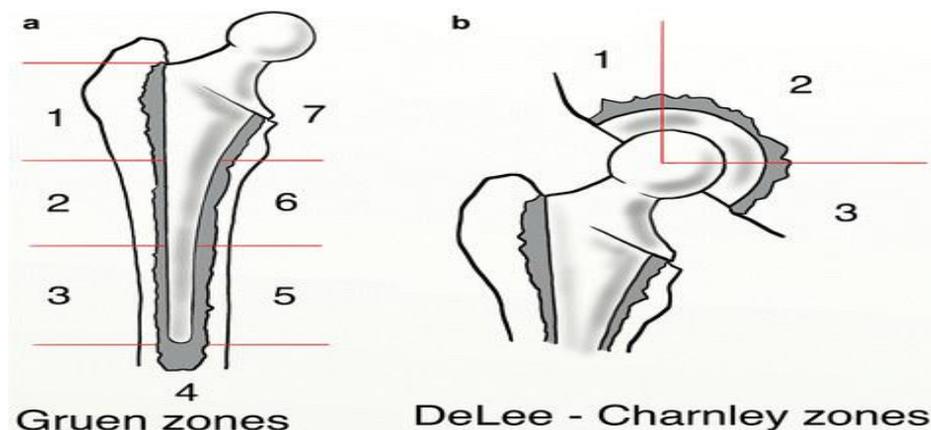


Imagen 3.- Las zonas de aflojamiento protésico femoral Gruen las divide en 7 zonas y van lateral a medial. Las zonas de aflojamiento acetabular DeLee las clasifica en 3 zonas de lateral a medial.

La longevidad de una endo-prótesis, está ligada a los supuestos de que se ha obtenido- una excelente estabilidad primaria, que la reserva del hueso son idóneas en cantidad y resistencia mecánica, y que el individuo receptor es capaz de desencadenar una respuesta metabólica de remodelación ósea lo bastante buena como para permitir que se desarrolle una estabilidad secundaria.

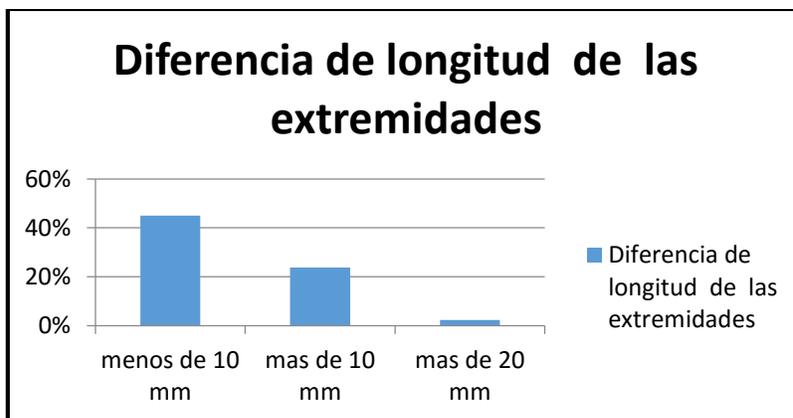
Hay factores que pueden hacer fallar el implante, entre ellos el diseño del implante, las propiedades de los materiales con que se fabrica, errores en la selección del implante, la técnica quirúrgica, la presencia de enfermedades intercurrentes, el uso de medicamentos que afectan el metabolismo del tejido óseo etc. (19)

La longevidad del implante está íntimamente ligada a la posibilidad de aflojamiento aséptico, que es causado por los productos de desecho del polietileno y del cemento, así como errores técnicos, estas son las principales causas de este aflojamiento. (14)

La planificación preoperatoria persigue el propósito de prevenir errores de juicio y de ejecución de la artroplastia de cadera y consiste en reconocer con anticipación las contingencias que pueden presentarse durante este procedimiento quirúrgico, para prevenirlas y evitarlas cuando resulte negativo. (24)

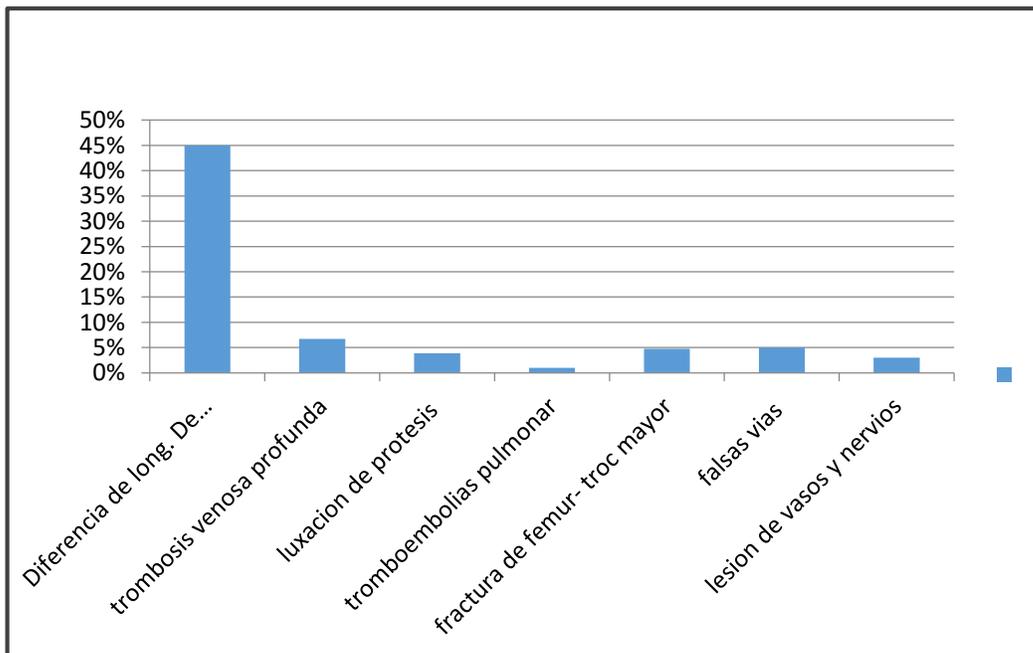
Por otro lado sabemos cuáles son las complicaciones médicas y técnicas que se presentan con mayor frecuencia, son claros ejemplos.- la trombosis venosa profunda, las tromboembolias pulmonares, el sangrado de tubo digestivo, la luxación de la prótesis, las fracturas del fémur, la perforación de falsas vías, la lesión de estructuras vasculares o nerviosas y dejar diferencias significativas en la longitud de las extremidades.(39, 43)

- 1.-Diferencia de longitud de las extremidades. 45%. Menos de 10 mm
- 23.8% más de 10 mm
- 2.38% más de 20 mm



Grafica 1: la diferencia de longitud de extremidades posterior a la prótesis total de cadera, es de menos de 10 mm en todas las series estudiadas.

2.- Trombosis venosa profunda.-	6.7%.
3.- Luxación de Prótesis.-	2.4% - 3.9%.
4.- Tromboembolias pulmonar.-	1 %.
5.- Fracturas de fémur.- trocanter mayor	4.8
6.- Falsas vías.-	.5%
7.- Lesión de vasos o nervios.	.3%



Grafica 2: las 3 complicaciones más frecuentes en nuestra revisión son: la diferencia de longitud en las extremidades, seguida por la trombosis venosa profunda y la luxación protésica.

Merece mención aparte la luxación de cadera que pone en evidencia la experiencia del cirujano ortopedista.

La luxación de cadera se clasifica en 3 grupos. (18)

- a.- temprana; ocurre dentro de los primeros 6 meses
- b.- Intermedia; ocurre en el período después de los 6 meses a 5 años
- c.- tardía; ocurre después de 5 años del procedimiento quirúrgico.

RECAMBIO PROTESICO.

La causa del fracaso protésico es debido a las partículas de desgaste, las cuales desencadenan una invasión al tejido de granulación, que condiciona infiltración de osteocitos linfocitos y macrófagos los cuales al liberar enzimas que inician la reabsorción del tejido óseo alrededor del implante. Esto por si solo es una indicación de la cirugía de revisión. (1)

Las prótesis de cadera deben de ser cambiados por los siguientes 3 circunstancias:

1.- Aflojamiento.- es la causa más frecuente de recambio protésico. Los motivos del aflojamiento son actividad física exagerada, el peso corporal del paciente y la calidad de hueso en donde se coloca inicialmente la prótesis. O sea que la prótesis sufre un desgaste excesivo lo cual condiciona dolor y movilidad del implante, y en ocasiones luxaciones de la prótesis y fractura del hueso adyacente. La osteolisis progresiva se debe de detectar lo antes posible para poder preservar el soporte óseo. (24)

2.- Fractura.- cuando se produce una fractura en el hueso que sujeta a la prótesis ya sea por desgaste de la prótesis o caída accidental se presenta una fractura peri-protésica la cual se puede tratar de 2 formas, dejando la prótesis y manejar la fractura o hacer un recambio de la prótesis.

Las fracturas peri-protésicas son clasificadas con la clasificación de Vancouver la cual establece el diagnóstico y también el tratamiento a seguir dependiendo del tipo de fractura. (24)

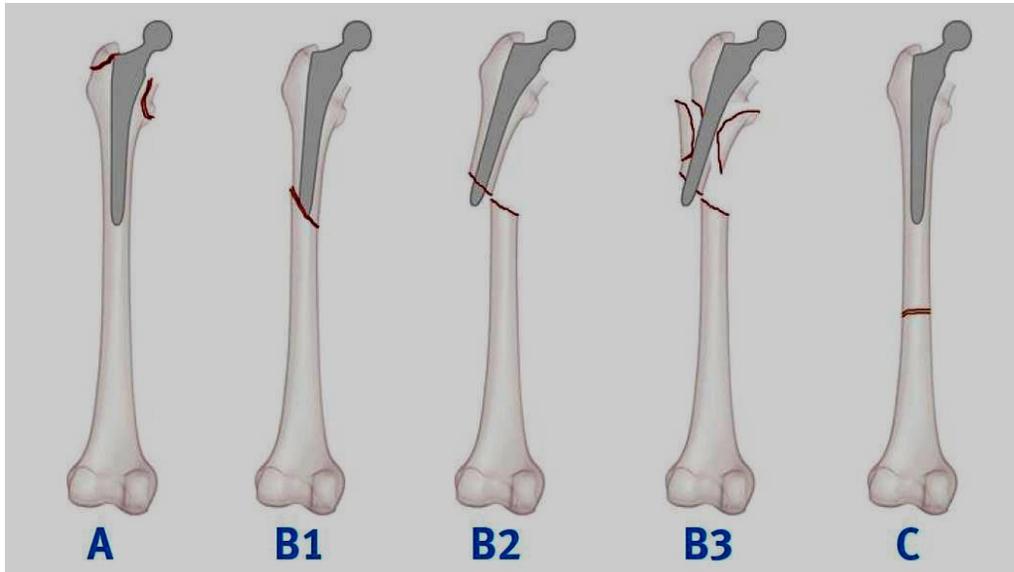


Imagen 4: Representación esquemática de los diferentes tipos de fractura peri-protésica. Según la clasificación de Vancouver.

TIPO	DESCRIPCION	TRATAMIENTO
A	Fractura en región trocantérica	Reducción abierta y fijación si esta desplazada
B1	Fractura alrededor del vástago o justo debajo con buena fijación	Reducción abierta con alambre y placa
B2	Fractura alrededor del vástago o justo debajo con aflojamiento del vástago pero buen hueso proximal	Revisión del componente femoral
B3	Fractura alrededor del vástago o justo debajo con pobre calidad ósea o conminución del hueso proximal	Revisión del componente femoral con reemplazo del mismo
C	Fractura por debajo de la prótesis	Reducción abierta y fijación con placa

Tabla 1: de acuerdo al sitio de la fractura peri-protésica es el tipo de tratamiento que se elige, como se muestra arriba.

3.- Infección.- puede ser durante la misma intervención, o llegar la bacteria por vía hematogena debido a otro foco infeccioso, principalmente en las encías caries dentales vías urinarias, etc. Es a criterio del cirujano si es controlable la infección mediante el uso de esquema de antibióticos o en su defecto retirar la prótesis. En esta tenemos 2 opciones a seguir. (24)

Opción 1.- limpiar y colocar directamente la nueva prótesis en una sola intervención.

Opción 2.- operar 2 veces, en 2 tiempos la primera para limpiar bien la región y colocar un espaciador de cemento el cual contiene en su superficie antibiótico, después de un tiempo razonable, se retira el espaciador de cemento y se procede a colocar la nueva prótesis. (23)

Ambas opciones implican la pérdida ósea.

Fitzgerald clasifico las infecciones postoperatorias después de una artroplastia total de cadera en 3 estadios (25)

I.- Ocurren en el procedimiento inmediato, incluyen la infección local de la herida, hematoma profundo infectado y la infección superficial.

II.- Son infecciones tardías profundas que se manifiestan entre los 6 a 24 meses después de la cirugía.

III.- Se presenta de manera tardía, ocurren o se presentan después de 2 años o más posterior a la cirugía y se presumen que son de origen hematogeno.

La estadística mundial en cuanto a la infección postoperatoria en la artroplastia total de cadera, se reporta desde el 1% hasta el 4.5%. Las estadísticas en nuestro país reporta una incidencia de infección del 5% al 6%. Y la bacteria más frecuentemente aislada es el estafilococo dorado en el 63% de los casos. (24)

FRACASO PERIPROTESICO

El diagnostico radiográfico es de fundamental importancia, ya que se detectan las modificaciones de la posición del vástago, hundimientos, valoración de la osteolisis peri-protésica, cuyo mayor significado es la progresión de la misma. (16)

Hay que tener en consideración que el componente acetabular también sufre modificaciones y aflojamientos.

La clasificación de Paprosky define de forma progresiva las lesiones y cuantifica la magnitud de los defectos óseos a partir de proyecciones radiográficas simples. Se distinguen 3 grados de defectos acetabulares que son: (22, 23)

I.- Hay un deterioro mínimo del techo y de las paredes del acetábulo.

II.- Distorsión del techo acetabular en forma ovalada y la migración es menor a 2 cm en dirección supero-medial p lateral. Con destrucción mínima del trans-fondo acetabular.

III.- presenta extensas pérdidas óseas, la movilización del componente acetabular es mayor de 3 cm a partir del borde superior del agujero obturador.

En cuanto al tratamiento de los aflojamientos acetabulares.

1.-la re-cementación de los cotilos de polietileno, aunque no es muy adecuado debido a que el tejido óseo no tiene un aporte sanguíneo adecuado por la cementación anterior.

2.- Otro manejo es la colocación de cotilos no cementados los cuales deben de tener un contacto óseo de un mínimo del 50% de hueso receptor sano, fijarlo con tornillos y usar pequeños injertos de hueso autólogo, o usar cotilos sobredimensionados y fijarlos también con tornillos.

3.- Anillos metálicos de refuerzo, los cuales aumentan la rigidez de la fijación de los cotilos cementados en pacientes con mala calidad ósea ejemplos de estos son los anillos de Müller, Schneider, Ganz etc.

4.- combinación de métodos El principal requisito de este tipo de cirugía es conseguir un implante estable por lo que se pueden combinar distintos métodos para lograrlo. (33, 55)

Tratamiento de los aflojamientos femorales o defectos óseos.

Son la consecuencia de las des-cementaciones de los vástagos cementados y de la falta de estabilidad o de integración de los componentes no cementados. El estudio radiográfico muestra adelgazamiento de las corticales, reabsorción del calcar y zonas de radiolucencia.

Paprosky clasifica estos defectos óseos femorales en 3 tipos los cuales son:

I.- Solo el calcar está parcialmente destruido con metáfisis y diáfisis intactas.

II.- Hay destrucción más o menos importante de la metáfisis con destrucción del calcar sin afectación de la diáfisis.

III.- Hay pérdida de sustancia ósea tanto metafisaria como diafisaria.

En cuanto al tratamiento de los defectos femorales.

1.- Revisión femoral cementada.- se puede intentar re-cementar un vástago, aunque las paredes femorales no sean las adecuadas para recibir nueva cementación por falta de porosidad de las mismas lo que impide la integración del cemento.

La cementación sobre cemento anterior se intentara solo si hay interfaz cemento-hueso. Eftekhar recomienda esta re-cementación sobre el antiguo manto de cemento con resultados buenos a 5 años.

2.- Revisión femoral no cementada.- Está de acuerdo a la porosidad del vástago el manejo que se le ofrecerá.

El vástago no cementado poroso proximal.- tiene problemas debido a que es la parte metafisaria la más lesionada y no es la ideal para proporcionar una fijación rígida, ya que esta región suele estar esclerótica, hipo-vascular y no favorece el crecimiento óseo para proporcionar una fijación ósea duradera. (33, 56)

El vástago no cementado poroso total.- tiene la ventaja que la fijación se realiza en la diáfisis, donde el hueso tiene buena resistencia y calidad, además el recubrimiento en la totalidad del vástago produce una zona amplia de crecimiento óseo, el inconveniente es la concentración de tensiones y su difícil extracción.

El vástago no cementado de anclaje diafisario.- Wagner y Wagner con el fin de evitar la cirugía de revisión en 2 tiempos y conseguir la reconstrucción esquelética, diseñaron un vástago de revisión cónico que se fija en la diáfisis femoral, debido a que el fémur proximal destruido, se reconstruye en forma espontánea y satisfactoria. Esta construido de titanio, aluminio y niobio. Permite la formación de hueso directamente sobre la superficie metálica sin interposición de tejido conectivo. Los resultados obtenidos con éste vástago son excelentes. Ya que difícilmente se requiere la aplicación de injerto óseo. Habitualmente el vástago debe de quedar ajustado por lo menos en 5 cm de la diáfisis femoral y se coloca el vástago del mismo diámetro que el diámetro de la última fresa utilizada. (24)

El vástago cubierto con hidroxiapatita.- son vástagos recubiertos de sustancias bio-activas, son de uso limitado, pero han demostrado buenos resultados.

El vástago encerrojado.- Son vástagos largos que se pueden atornillar a la diáfisis femoral.

La revisión femoral con injertos triturados y compactados con vástagos cementados, se usan desde 1987, y consiste en cavar cualquier defecto óseo y compactarle injerto óseo mediante un "fantoma" o impactador de injerto triturado y que equivale al vástago de prueba más el manto de cemento. Posteriormente se cementa utilizando la técnica de presurización. Su objetivo es cerrar el defecto óseo y construir un conducto medular con los injertos triturados y compactados y cementar un vástago convencional modelo Exeter. En todas las series revisadas con este sistema se reportan 94% de buenos resultados a 15 años de seguimiento. (22)

También se utilizan los alo-injertos de banco de hueso para reforzar las corticales adelgazadas en forma de semicilindros y se fijan al hueso mediante el uso de cerclajes, también se reportan buenos resultados en los seguimientos.

Por todo lo anteriormente expuesto, el principal objetivo de la cirugía de reconstrucción articular es aumentar el soporte óseo, implantando unos componentes estables con lo que se mejora la función y disminuye el dolor. Estos objetivos se pueden conseguir con diferentes técnicas y cada uno debe de realizar la que mejor se adapta a su entrenamiento, posibilidades, medios y criterio. (24)

CONCLUSIONES

1.-Las indicaciones de la artroplastia de cadera son el dolor intenso, la evidencia radiográfica de severo daño articular. Se sugieren procedimientos quirúrgicos alternativos como es las osteotomías tipo Girdlestone en pacientes con enfermedades concomitantes o que ya no podrán efectuar la marcha por las enfermedades asociadas e incapacitante, o por edad avanzada.

2.- se deben de tener conocimiento sobre las nuevas técnicas de cementado: colocar el tapón intramedular, lavar el canal medular a presión antes de la colocación del cemento, usar cemento de baja viscosidad, mezclado al vacío del mismo, presurización, y usar las raspas adecuadas para centralizar el tallo del vástago. (21)

Las indicaciones de cementación son las siguientes:

Pacientes con.- 1.- menos peso corporal

2.- menos activos

3.- en ancianos (con canal medular ancho)

4.- en caso de sepsis previa.

Las indicaciones de no cementación.

Pacientes con 1.- sobrepeso

2.- jóvenes activos

3.- pacientes con buena reserva ósea femoral

4.-cardiopatas

3.- Conocer y usar la amplia gama de los componentes no cementados y sus indicaciones.

4.- ver los excelentes resultados de los acetábulos metálicos de superficie porosa.

5.- Hacer un seguimiento periódico de tipo radiográfico en los pacientes para determinar la presencia de osteolisis lo cual lleva a fracaso a los remplazos totales de cadera y se puede presentar incluso en ausencia de sintomatología clínica.

6.- Cuantitativamente las partículas de polietileno son las que producen mayor reacción tisular. Para minimizar la producción de estas partículas de desgaste, se deben de usar insertos de polietileno de alto impacto o alta densidad, con un espesor mínimo de 10 mm , cabezas femorales de 28 mm, interiores de cotilos metálicos de no más de 3 orificios.

7.- La dupla cromo-cobalto-polietileno ha sido superada por la dupla cerámica-polietileno porque es la que produce menor desgaste. (27)

Pese a todos estos problemas señalados líneas arriba, en la actualidad podemos decir que la tasa de buenos resultados con estas técnicas ya descritas, son muy altas y el grado de satisfacción del paciente ante estos resultados, también es muy alto, ya que mejora su calidad de vida al poder valerse con mayor libertad.

Las investigaciones futuras deben de encaminarse a estudiar detalladamente la Fricción (Tribología Protésica. Que es la ciencia que estudia la lubricación, la fricción y el desgaste) que es la media resultante en la investigación de las cirugías de cadera. (30)

Otra investigación a futuro es el relacionado para saber sobre las respuestas de tipo inmunológico o inflamatorio que ocasiona los implantes protésicos y como se puede modificar esta respuesta de tipo local y sistémicamente.

También es necesario el estudio en cuanto a la rigidez del vástago femoral que nos condiciona un stress shielding. Al haber cambios bruscos en cuanto a la rigidez del implante con respecto a la elasticidad que normalmente presenta la diáfisis femoral.

Es de importancia primordial en la actualidad la cirugía de mínima invasión, la cual nos va a limitar el tiempo de recuperación del paciente y la reintegración pronta a su actividad habitual, por lo que debemos de usar todos los métodos a nuestro alcance desde el punto de vista de ordenadores computarizados e incluso de robótica para evitar en lo posible complicaciones en la mayoría de los pacientes que son sometidos a la colocación de prótesis. (15)

BIBLIOGRAFIA

- 1.-Amstutz HC Navarro RA Surface Replacement revisión. En: Amstutz HC. Hip Arthroplasty New York Churchill-Livingstone. 1991 p 855-60
2. - Aufranc OE. Constructive hip surgery with Vitllium mold. A report on 1000 cases of arthroplasty of the hip over 15 year period. J. Bone Joint Surg. 39 A 237-248; 1957.
- 3.- Aleeci V. Valente M ert al.- la comparación de los remplazos totales de cadera primarias, realizadas con un abordaje anterior directo, frente al abordaje estándar lateral. Resultados peri operatorios J. Orthop. Traumatol. 2011. 12 123-9.
- 4.- Bierbaum BE Nairus J, et al Ceramic-on-ceramic bearing in total hip arthroplasty. Clin Orthop. 2002. 405 158-63.
- 5- Castillo Odena, Isidro. Resección-angulación (operación de Milch Batchelor) en afecciones quirúrgicas de cadera. Buenos Aires. Bibliográfica Omeba . 1960.
- 6.- Charnley John Arthroplasty of the hip: a new operation. Lancet 1: 1129, 1961.
7. - Charnley John The Bonding of prosthesis to bone by cement. J. Bone Joint Surg. 46-B: 518; 1964.
- 8 - Charnley John Total hip replacement by low-friction arthroplasty. Clin Orthop 72: 7; 1970.
- 9.- Charnley John The reaction of bone to self- curing acrylic cement: a long term histological study in man. J. Bone Joint Surg. 52-B: 340; 1970.
- 10.- Charnley John The long term result of low-friction arthroplasty of the hip as a primary intervention. J. Bone Joint Surg. 54- B: 61; 1972.
- 11.- Charnley John, Cupic Z. The nine and ten year results of the low friction arthroplasty of the hip. Lin Orthop, 95: 9; 1973
- 12.- Charnley John, Halley DK. Rate of wear in total hip replacement. Clin Orthop, 112: 170-180, 1975.
- 13.- Charnley, John. Low friction arthroplasty of the. New York. Springer Verlag. 1979.
- 14 .- Christian Heisel MD Mauricio Silva MD et al Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons – Bearing Surface Options for Total Hip Replacement in Young Patients J bone and Joint Surg. 85: 1366-1379 (2003).
- 15.- Chun YS Kim KL et al. Causes and patterns of aborting a robot assisted – arthroplasty. J Arthroplsty 2011; 26(4) 621-625.

- 16.- Dabaghi A. Salome J. Evaluación y tratamiento de la luxación protésica de cadera. Acta Otopedica Mexicana. 2014. 28 (2) Mar –Abr 137-144.
- 17.- Daniel Marsland MRCS and Simon C Mears MD. A review of periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty. Geriatric Orthopaedic Surgery and Rehabilitation V 3 (3) Sept 2012.
- 18.- Devane PA Wraight PHJ Ong et al. Do joint registers report true rates of hip dislocation? Clin Orthop 2012 470(11) 3003 – 3006.
19. - Eftekhar NS. Principles of total hip arthroplasty. St Louis. CV Mosby 1978.
- 20.- Eftekhar NS. Total hip arthroplasty St. Louis.CV Mosby 1993.
- 21.- Engh, CA; Bobyn, JD Glassman AH. Theory and practice of cementless revision total hip arthroplasty. The Hip. St. Louis. CV Mosby. 1986. P. 271 – 317.
- 22.- Engh, CA; Bobyn, JD; Glassman AH. Porous – coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J. Bone Joint Surg. Br. 69 (1): 45 -55, 1987
- 23.- Federico Alegre et al. Infección de prótesis de cadera. Hospital de Traumatología Lomas Verdes IMSS Acta Ortopédica Mexicana 2004 18 (6) Nov Dic. pp 235 -239.
- 24.-Fernando J. Rodriguez. Recambio de prótesis de cadera. Que es y porque. Traumatología Sept. 26- 2013.
- 25.- Fitzgerald Roberth H. Herben Kaufer Biomecanica de la cadera y estudio tribológico de implantes. Ortopedia vol. 1 pp 133-150.
- 26.- Galante, J; Rostoker, W; Lueck, R; Ray RD. Sintered fiber metaal composites as a basis for attachment of implants to bone. J. Bone Joint Surg. Am 53 (1): 101 – 14 , 1971.
- 27.- Garino JP. Modern ceramic- on – ceramic total hip systems in the United States: early results, Clin Orthop 2000 379 41-7.
- 28.- Giovanni Solitro Stefanie Broviack. Factors influencing initial cup stability in total hip Arthroplasty. Clinical Biomechanics. Dec- 2014 vol 29 pp 1177-1185.
- 29.- Gómez García Felipe. Artroplastia total de cadera. Mac Graw Hill Interamericana. México 2000.
- 30.- Gomez Garcia F. Tribologia moderna en artroplastia total de cadera; pros y contras Acta Ortopédica Mexicana 2014 28 (5) Sep-Oct 319-335.

- 31.- Hamilton y cols. Compracion de articulaciones de cerámica delta sobre cerámica delta. Clin Orthop Related Research 2010.
- 32.- Harris WH, Krushell RJ, Galante JO. Results of cementless revisions of total hip arthroplasties using the Harris- Galante prosthesis. Clin. Orthop. (235): 120-6, 1988.
- 33.- Harris WH: Wear and periprosthetic osteolysis: the problem . Clin Orthop. 2001; 393 66-70.
- 34.- Hoppenfield S.P. De Boer R Buckley. Exposiciones quirurgicas en ortopedia; enfoque anatómico Philadelphia PA 2009.
- 35 Jenaro A. Fernández –Valencia. Prótesis total de cadera. Tipos de prótesis de cadera 2016 pp 1-4.
- 36.- Jolles BM Bogoch E. abordaje quirúrgico posterior versus lateral para la artroplastia total de cadera en a dultos con osteoartritis. Revision CochRANE 2006.
- 37 - Judet R , Judet J. Thecnique and results with acrylic femoral head prosthesis. J Bone Joint Surg. 34 - B: 173, 1952.
- 38.- Kolb A, Gröbl A, Schneckener CD, Chiari C, Kaider A, Lass R, Windhager R. Cementless total hip arthroplasty with the recgangular titanium Zweymüller stem: a concise follow up, at a minimum of twenty years, of previous reports. J. Bone Joint Surg Am. 2012 Sep 19;94 (18): 1681-4.
- 39.- Mata Juste Lucero Dr. Enric Caceres Palau . Morbimortalidad Asociada a la fractura de cadera del paciente anciano. Barcelona 2012 pp 1- 54.
- 40.- McKee, Watson – Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee –Farrar prosthesis. J. Bone Joint Surg. 48-B 245-256; 1966.
- 41.- Moore AT. Metal hip joint: new self-locking Vitalium prosthesis. Southern Med. J., 45: 1015- 1019; 1952
- 42.- Murphy JB. Arthroplasty. Ann. Surg., 57: 593-647. 1913.
- 43.- Philips CB Barrett J. Losina F et al. las tasas de incidencia de luxacion, la embolia pulmonar y la infección profunda durante los primeros 6 meses despues del remplazo total de cadera. J Bone Joint Surg Am 2003 85-A; 20-6.
- 44.- Ran Schwarzkopf MD Julius K et al. Total hip arthroplasty periprosthetic femoral fractures. A review of classification and current treatment. Boletin Hospital for Joint Diseases 71(1) 68-78 2012.
- 45.- Ring, PA. Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring Prosthesis. J. Bone Joint Surg, 50 –B: 720-731; 1968.
- 46.- Robles Tomadu, Angel Sanchez et al Artroplastia Bipolar de Cadera Sallus millitia 26(2) 77-80, jul.-dic.2001.

- 47.- Santavirta S, Bohler M, Harris WH, et al: Alternative material to improve total hip replacement tribology. *Acta Orthop Scand*. 2003 74(4) 380-8.
- 48.- Shands AR. Historical milestones in the development of modern surgery of the hip joint . En: Tronzo R.G., eds. *Surgery of the hip joint* Lea & Febiger Philadelphia, 1973.
- 49.- Smith- Peterson NM. Arthroplasty of the hip, a new method. *J. Bone Joint Surgery* 21: 269-288; 1939.
- 50.- Sierra RJ Raposo. J. Trousdale R et al. Luxación de la ATC primaria, realizada a través de un abordaje posterolateral en los ancianos. *Clin Orthop Realete Res* 2005; 441 , 262-7.
- 51.- Stephen Petis MD et al. El abordaje quirúrgico en la artroplastia total de cadera primaria. La anatomía, la técnica y los resultados clínicos *Canadian Journal Surgery* 2015. Apr. 58(2) 128-139.
- 52.- Thompson FR. Vitalium intramedullary hip prosthesis ; preliminary report . *New York J.Med.*,52: 3011-3020, 1952.
- 53.- Wang L Trousdale RT et al. Dislocation after total hip arthroplasty among patients with development dysplasia of the hip. *J Arthroplasty* 2011 Oct 20.
- 54.- Witzleb WC Stephan L et al. Resultado a corto plazo después del abordaje quirúrgico posterior versus lateral para la artroplastia total de cadera. *Eur J Med Res*. 2009; 14; 256-63
- 55.- Wroblewski BM Lynch M, Atkinson JR, Dowson D, Isaac GH. External wear of the polyethylene socket in cemented total hip arthroplasty . *J Bone Joint Surg. (Br)*. 69 : 61-63, 1987.
- 56.- Wroblewski BM. Charnley low friction artro-plasty. Review of the past . prent status and prospect for the future. *Clin Orthop*, 210; 37-42 1986.
- 57- Wroblewski BM. 15-21 year results of the Charnley low friction artro-plasty. *Clin Orthop* 211: 30-35, 1986.