UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA
ÁREA DE SALUD HUMANA
CARRERA DE MEDICINA HUMANA

"INCIDENCIA DE ARTROPLASTIA DE CADERA EN PACIENTES CON COXOARTROSIS EN LOS HOSPITALES ISIDRO AYORA Y DEL IESS DE LOJA DURANTE EL PERIODO DEL 2011 - 2012"

Tesis de Grado previa a la obtención de Título de Médico General.

AUTORA:
Leisly Isabela Ochoa Gaona

DIRECTOR:
Dr. Edgar Guamán

LOJA – ECUADOR
2011-2012

UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA

Área de la Salud Humana

Doctor

Edgar Guamán

Docente del Área de la Salud Humana

CERTIFICA:

Que el Srta.: LEISLY ISABELA OCHOA GAONA, ha realizado con éxito su Tesis con el Tema *"INCIDENCIA DE ARTROPLASTIA DE CADERA EN PACIENTES CON COXARTROSIS EN LOS HOSPITALES ISIDRO AYORA Y DEL IESS DE LOJA DURANTE EL PERIODO DEL 2011 - 2012";* la cual fue revisada y se autoriza su presentación , por lo que le solicito de la manera más comedida se le designe el Tribunal.

Es cuanto certifico en honor a la verdad

Atentamente

Dr. Edgar Guamán.
Docente del Área de la Salud Humana
Director de Tesis

AUTORIA

Las ideas, criterios, resultados, diseños, conclusiones, recomendaciones expuestas en el presente trabajo de investigación son de exclusividad y responsabilidad de autor.

……

Leisly Isabela Ochoa Gaona

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado al ser más maravilloso que Dios me pudo haber dado que es mi padre: él estuvo a mi lado en los buenos y malos momentos. A la hora que sea siempre estuvo. Y gracias a su ejemplo, apoyo, enseñanzas; he llegado a cumplir metas muy importantes en el camino de mi vida.

A mi madre y hermanos ya que estuvieron dándome su apoyo en el trayecto de mis estudios, los que me ayudaron afrontar los problemas que se presentó en mi camino para llegar hacer lo que soy en la actualidad.

A mis amigos y familiares ya que me brindaron su apoyo en los buenos y malos momentos que se presentaron en mi vida

Con mucho cariño y amor le decido a mi padre todo mi esfuerzo y trabajo puesto en la realización de esta tesis

AGRADECIMIENTO

A mi padre y a mis hermanos por estar a mi lado en los momentos más difíciles, por su cariño, compresión y ánimo: que me dan la fortaleza para seguir adelante.

A todos los docentes de mi universidad que compartieron conmigo sus conocimientos e incentivaron a superarme y culminar mi carrera

Un agradecimiento especial a mi director y tutor de tesis Dr. Edgar Guamán, por su asesoramiento, dedicación y paciencia durante la elaboración de este trabajo.

ÍNDICE

CARATULA……..……**I**

CERTIFICACIÓN……...….**II**

AUTORÍA…….……**III**

AGRADECIMIENTO……..**IV**

DEDICATORIA……**V**

INDICE……..…….……...**6 pág.**

I. RESUMEN/ SUMMARY……....…..**7 - 8 pág.**

II. **INTRODUCCIÓN**……..……...……...**9 - 10 pág.**

III. **REVISIÓN DE LITERATURA**……..……...…**11 - 47 pág.**

IV. **MATERIALES Y METODOS**…… ……..……...…**48 - 49 pág.**

V. **ANALISIS RESULTADOS**…….……**50– 59 pág.**

VI. **DISCUSIÓN**…….……..…**60 – 62 pág.**

VII. **CONCLUSIONES**……...……..……..…..**63 pág.**

VIII. **RECOMENDACIONES**……...……..……..**64 pág.**

IX. BIBLIOGRAFIA……...…….…**65– 66 pág.**

X. ANEXOS…….. …..……**67 pág.**

Anexo 1.- Encuesta Aplicada a los pacientes

I. RESUMEN

La investigación se realizó en los Hospitales Regional Isidro Ayora (HRIA) y Manuel Ygnacio Monteros Valdivieso (IESS) Loja en el periodo del año 2011 a junio del 2012; en ella participaron todos los pacientes ingresado en el servicio de traumatología para ser intervenido en artroplastia de cadera. Su propósito fue la evaluación de la incidencia de artroplastia de cadera en pacientes con diagnóstico de coxartrosis: se evidencio qué existe mayor incidencia en los 6 primeros meses del año 2012 con un (59%) con lo que se correlaciona con el año 2011 donde existe una incidencia de (41%). En el estudio se evidenció un incremento del (18%) de paciente que acudieron a la realización de artroplastia de cadera en estás casas de salud. La investigación estuvo conformada por 54 pacientes, en el que se empleó una encuesta y los resultados fueron que la incidencia de desarrollar coxartrosis es frecuente a los 60-69 años que equivale al (35%) con afectación más frecuente al género femenino en un (47%). Determinando que el tiempo de evolución previo intervención va de 5 años que es un (36%) en el género femenino y de 6-10 años que es un (38%), en el género masculino con presentación de dolor de gran intensidad en un (67%). De acuerdo a la ocupación donde los pacientes realizan movimientos bruscos y sobre utilización de las articulaciones (cadera) juega un papel muy importante por lo cual es de mayor incidencia en personas que se dedica a la agricultura en un (33%) y albañilería en un (17%).

La prótesis, más utiliza por los especialistas de estas casas de salud es la no cementada en un (41%).Y dentro de las principales complicaciones que se evidenció fue la infección respiratoria en un (15%) y luxación en un (11%). Ya que la mayoría de paciente no presentaron complicaciones lo que equivale a un (45%).

I. SUMMARY

The research was conducted at the Regional Hospital Isidro Ayora (HRIA) and Manuel Valdivieso Ygnacio Monteros (IESS) Loja in the period of 2011 to June of 2012; she participated in all patients admitted to the trauma unit for surgery in arthroplasty hip. Its purpose was to assess the incidence of hip arthroplasty in patients with osteoarthritis: which is evidenced in which there are more in the first 6 months of 2012 with a (59%) which correlates with the year 2011 where there is an incidence (41%). The study showed an increase (18%) of patients who attended the performance of hip arthroplasty in these nursing homes. The research consisted of 54 patients, which was used in a survey and the results were that the incidence of developing osteoarthritis is common to the equivalent to 60-69 years (35%) with more frequent involvement in female gender (47%). Determining that the evolution time goes intervention previous five years which is a (36%) in females and 6-10 years which is a (38%), in the presentation of male with intense pain in (67%). According to occupation where patients shake and overuse of joints (hip) plays a very important role which is more prevalent in people who are engaged in agriculture (33%) and masonry in a (17%).
The prosthesis, but use by specialists in these nursing homes is not cemented in (41%). And within major complications was evidenced by respiratory infection (15%) and dislocation in (11%). Sincé the majority of patient complications which equals one (45%).

II. INTRODUCCIÓN

El siguiente estudio nos permitió determinar la incidencia de artroplastia de cadera por coxartrosis en pacientes ingresados al servicio de traumatología de los Hospitales Isidro Ayora y Manuel Ygnacio Monteros Valdivieso de Loja en el periodo del año 2011 a Julio del 2012, para proporcionar una rápida detección y manejo de la patología.

Comprobar cómo influyen la edad, el género, la ocupación, en la aparición de la coxartrosis.

Establecer el tiempo de evolución de la enfermedad y el tipo de dolor; y el tipo de prótesis más utilizada y determinar la complicación más frecuente que se presenta en estos pacientes

La articulación de la cadera o coxofemoral es aquella que une al hueso coxal a través del acetábulo con la cabeza del fémur, está estabilizada por ligamentos y músculos y recubierta por cartílago lo que permite una amplitud de movimientos para que podamos caminar, correr o sentarnos entre otras actividades.

La superficie del fémur y del acetábulo está recubierta por una zona más suave y algo depresible que se llama cartílago articular. La artrosis tiene lugar cuando el cartílago articular se desgasta, quedando sin protección el hueso subyacente. Esto produce aspereza y deformidad de la articulación, que dan lugar a dolor y limitación de movimiento.

La operación de sustitución total de la cadera consiste en reemplazar la cabeza del fémur gastada por una esfera que va unida a un vástago o tallo (esto es lo que llamamos prótesis), y colocar en la cavidad de la pelvis (acetábulo) una cazoleta hecha de un plástico especial: polietileno. Estos dos componentes pueden ser fijados al hueso por un cemento especial llamado Metilmetacrilato.

En la artroplastia total de cadera actualmente, lo que más preocupa, es la cadera del adulto joven, pacientes más activos, menores de 55 años, en la que se busca una mayor supervivencia. Pese a que la edad sigue siendo un factor significativo en la supervivencia de cualquier tipo de prótesis de cadera los avances en la artroplastia y la inconsistencia en los resultados con otras técnicas más conservadoras (osteotomías.) han derivado en un aumento en el porcentaje de artroplastias realizados en adultos jóvenes, alcanzando el 15 % del total de las artroplastias de cadera en países como Finlandia, Australia o Canadá. La principal causa de fracasos es el aflojamiento del implante. La resistencia al desgaste del par de fricción y una fijación duradera implante-hueso, en la que influirá el diseño de los componentes, evitarán la osteolísis (pérdida de hueso) y el aflojamiento. La edad y el nivel de actividad física son dos factores significativamente relacionados en la durabilidad del implante. Se ha postulado que el riesgo de aflojamiento del vástago disminuye un 1.8% por cada año de edad en el momento de la artroplastia. El tipo de trabajo, ocio, enfermedades asociadas (Ej. artritis reumatoide juvenil), índice de masa corporal…etc., determinarán el grado de desgaste. Aunque algunos modelos han demostrado excelentes resultados a 10, 15 y 20 años, en el momento actual, no puede responderse con claridad a la pregunta que con frecuencia realizan los pacientes: “¿Cuántos años me va a durar esta prótesis?”. El National Institute for Clinical Excellence (NICE) define el criterio de excelencia como una tasa de revisión = 10% a 10 años.

III. REVISIÓN DE LITERATURA

COXARTROSIS.- ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

El empleó de materiales biológicos e inorgánicos para la artroplastia de cadera se hizo popular a comienzos del siglo XX. Las superficies articulares deformadas o anquilosadas eran contorneadas y se insertaba una capa de interposición para remodelar la articulación y permitir el movimiento. **Los injertos de fascia lata y los tejidos blandos peri articulares se usaron mucho en EEUU y Europa. Sir Robert Jones empleó una lámina de oro como capa de interposición en 1912.** Los resultados seguían siendo impredecibles, con dolor residual y rigidez como causa primaria de fracaso. **En 1923 Smith- Peterson introdujo el concepto de Artroplastia de Molde** como una alternativa de la membrana de interposición. El procedimiento pretendía restaurar las superficies articulares congruentes mediante exposición del hueso esponjoso sangrante de la cabeza femoral y el acetábulo, con metaplasia subsiguiente del coagulo de fibrina hasta convertirse en fibrocartílago bajo el movimiento suave. Se eligió el cristal como material para el primer molde, después de que Smith Petersen descubriese una membrana sinovial lisa alrededor de un cuerpo extraño de cristal extraído de la espalda de un paciente.

Aunque todos los moldes de cristal implantados se rompían al cabo de pocos meses, los resultados iníciales fueron esperanzadores y llevaron a la búsqueda de materiales más duraderos.

Las versiones de Pírex, viscaloide (un derivado del celuloide), y Bakelite (baquelia) se desecharon también debido a fragilidad o reacción de cuerpo extraño suave. **Tras el desarrollo del Vitalliun (vitalio) por Venable y Stuck en 1937,** se dispuso de implantes con duración suficiente

La artroplastia de copa de Smith- Petersen, con modificadores subsiguientes por Aufranc, se convirtió en la referencia para la reconstrucción coxofemoral hasta la introducción de la moderna artroplastia total de cadera. [(1)]

La artroplastia total de cadera evoluciono como resultado de muchas codificaciones en diseño de una prótesis de cabeza femoral, la disponibilidad de materiales, las

técnicas de fabricación adecuadas para los componentes, el mejor conocimiento de la mecánica de la cadera y la necesidad de remodelación superficial del acetábulo. **Los hermanos Judet usaron una prótesis de cabeza femoral acrílica termofraguada,** pero la fragmentación del material acrílico con el desgaste resultante condujo a reacción tisular intensa, incluyendo destrucción ósea.[(1)(2)]

Tanto Thompson como Moore desarrollaron endoprótesis metálicas con vástagos medulares para fijación esquelética. Los vástagos más largos permitían la transmisión de las fuerzas de soporte peso a lo largo del eje del fémur, en vez de generar fuerzas de cizallamiento altas en un vástago corto colocado dentro del cuello femoral. Todos estos diseños se basaban en una fijación con encaje a presión y producían grados variables de pérdida ósea femoral. Sin embargo, fue la erosión del hueso en el lado pélvico la que llamo la atención sobre la necesidad de remodelar la superficie del acetábulo.

Los implantes totales de cadera tipo **metal con metal** diseñados por Urist, Ring, McKee- farrar y otros no resultaron satisfactorios debido a que la fricción y el desgate del metal conducían a una incidencia inaceptable de aflojamiento y dolor, **Sir JonnCharnley merece** reconocimiento especial por sus trabajos pioneros en todos los aspectos de la artroplastia total de cadera, incluyendo los conceptos de artroplastia con par de fuerzas de fricción bajo, alteración quirúrgica de la biomecánica de la cadera, lubricación, materiales, diseño, y medio ambiente de quirófano . **Un avance fundamental fue la introducción por Charnley del cemento acrílico de fraguado en frío (polimetilmetacrilato, o PMMA) para fijación de los componentes.** Sus revisiones periódicas, junto con las de otros investigadores, de los resultados obtenidos en un número significativo de pacientes han tenido un enorme valor, especialmente en lo que respecta a desgaste, infección, aflojamiento y fracaso del vástago.

Charnley interpreto el chasquido que se oye a veces en pacientes con una prótesis de Judet, como causado por fricción intensa entre la cabeza acrílica y el acetábulo. Debido a esa resistencia frente al movimiento, se producía un par de fuerzas suficiente para aflojar el vástago y, por tanto, el movimiento era a veces mayor

alrededor del vástago que en la articulación. Charnley confirmó el bajo coeficiente de ficción de la articulación normal registrado por Jones, y estuvo de acuerdo con Keith en qué el fluido sinovial actuaba como lubricante, mientras que la sustitución articular planteaba el problema de lubricación límite. Tras comprobar qué el componente de fricción de una bola de acero contra el politetrafluoroetileno se aproximaba al de las articulaciones normales, inserto una prótesis Moore y recubrió el acetábulo con una cascara fina de politetrafluoroetileno. Más tarde remodeló la superficie del acetábulo con una cubierta de plástico y la cabeza femoral con una copa metálica, pero abandonó esté procedimiento debido a la necrosis a vascular de la cabeza femoral. Más adelanto cementó el vástago de la prótesis femoral y la copa de plástico con polimetilmetacrilato, para fijar con seguridad los componentes en el hueso y transferir la fuerza de modo más uniforme a su superficie ósea mayor. El diámetro de la cabeza del componente femoral se redujo desde los 40mm o más de la prótesis tipo Moore hasta 22mm, para reducir la resistencia al movimiento al disminuir el momento o brazo de palanca de la fuerza de fricción. Charnley comprendió que con una cabeza más grande era menor la presión por unidad de superficie y qué entendía a reducir el desgaste. Sin embargo, considero más importante disminuir el par de fuerzas de fricción y emplear una pared más gruesa en la copa. Debido al desgaste ya la reacción tisular excesiva, el politetrafluoroetileno fue sustituido por polietileno de alta densidad (PEAD) y más adelante por polietileno de peso molecular ultra elevado (PMUE).[1]

La artroplastia total de cadera de Charnley fue aceptada inicialmente con reservas, debido a las experiencias previas desfavorables con la cabeza femoral acrílica (polimetilmetacrilato) de Judet(fig.7.1) , la prótesis de poliuretano (Ostamer) para fijación de fracturas y el desgaste y la reacción tisular consecutivos al uso de politetrafluoroetileno. Pero hacia 1970 varios investigadores de EEUU comunicaron que no se producía desgaste excesivo con las copas de polietileno, y qué el alivio del dolor y la mejoría de la función eran espectaculares.

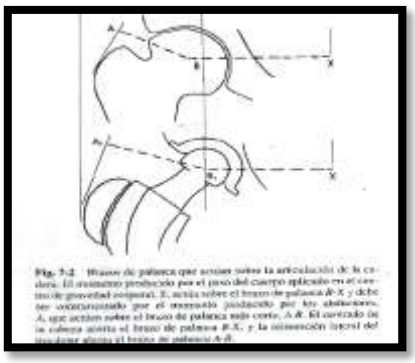
A pesar de todo, la historia de la artroplastia de cadera ha sido dinámica y se continúa investigando para mejorar los resultados, especialmente en pacientes jóvenes. La investigación ha seguido dos rutas principales, una para eliminar el uso

de cemento y otra para mejorar la cadera cementada. Ambos conceptos tienen defensores fuertes y pueden ser apoyados con literatura, por lo que persiste una controversia considerable

En respuesta al problema del aflojamiento del vástago y la copa, atribuido al fracaso del cemento, se están investigando vástagos y copas con ajuste a presión, con una cubierta porosa con cubierta de hidroxiapatita, a fin de eliminar el uso de cemento y emplear la penetración y aposición ósea para conseguir una fijación esquelética duradera. Aunque algunos diseños de implantes sin cemento iníciales han proporcionado grandes éxitos, otros han conducido a fracaso prematuro y progresivo por fijación inicial inadecuada, desgaste excesivo y pérdida ósea peri protésica a causa de osteólisis inducida por partículas. [(1)(3)]

Biomecánica aplicada.

La biomecánica de la artroplastia total de cadera es distinta a la de los tornillos, las placas y los clavos usados para fijación ósea, debido a que estos últimos implantes proporcionan soporte sólo parcial y únicamente hasta que el hueso se une. Los componentes totales de cadera deben soportar muchos años de carga cíclica igual a por lo menos 3-5 veces el peso corporal y en ciertos momentos pueden estar sometidos a cargas de hasta 10-12 veces el peso del cuerpo.



Por tanto, es necesario un conocimiento básico de la biomecánica de la articulación coxofemoral y de la artroplastia total de la cadera para realizar adecuadamente la intervención [(1)(5).]

Fuerzas qué actuan sobre la cadera.

Para describir las fuerzas que actúan sobre la articulación de la cadera, el peso del cuerpo se puede representar como una carga aplicada a un brazo de palanca que se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral (fig.7-2). La musculatura abductora, cuyo brazo de palanca que se extiende desde la cara lateral del trócanter mayor hasta el centro de la cabeza femoral, debe crear un momento igual para mantener la

pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna, y un momento mayor para bascular la pelvis hacia el lado de apoyo al caminaro correr. Puesto qué la relación entre la longitud del brazo de palanca del peso del cuerpo y el de la musculatura abductora oscila del 2,5:1, las fuerzas de los músculos abductores debe ser aproximadamente 2,5 veces mayor que el peso del cuerpo para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna.[4]

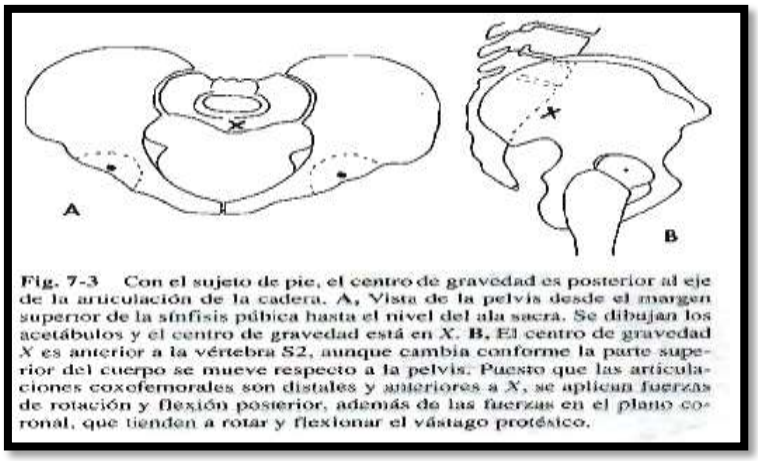


Fig. 7-3 Con el sujeto de pie, el centro de gravedad es posterior al eje de la articulación de la cadera. **A,** Vista de la pelvis desde el margen superior de la sínfisis púbica hasta el nivel del ala sacra. Se dibujan los acetábulos y el centro de gravedad está en *X*. **B,** El centro de gravedad *X* es anterior a la vértebra S2, aunque cambia conforme la parte superior del cuerpo se mueve respecto a la pelvis. Puesto que las articulaciones coxofemorales son distales y anteriores a *X*, se aplican fuerzas de rotación y flexión posterior, además de las fuerzas en el plano coronal, que tienden a rotar y flexionar el vástago protésico.

Las fuerzas qué actuan sobre la articulación lo hacen no soló en el plano coronal debido a que el centro de gravedad del cuerpo(en la línea media por delante del segundo cuerpo vertebral sacro) es posterior al eje de la articulacion, esas fuerzas actúan tambien en el plano sagital para doblar el vastago en sentido posterior.[5]

Las fuerzas actuantes en está dirección aumentan cuando se flexiona la cadera cargada, por ejemplo, al levantarse de una silla, subir o bajar escaleras o un plano inclinado, o incorporarse(fig7.4). Durante el ciclo de marcha, las fuerzas se dirigen contra la cabeza femoral pr´tesica desde un angulo polar entre 15 y 25 grados anterior al plano sagital de la prótesis . Al subir una escalera y elevar la pierna recta, la fuerza resultante se aplica en un punto aún más anterior sobre la cabeza. Tales fuerzas causan deflexión posterior o tetroversión del componente femoral.[2][5]

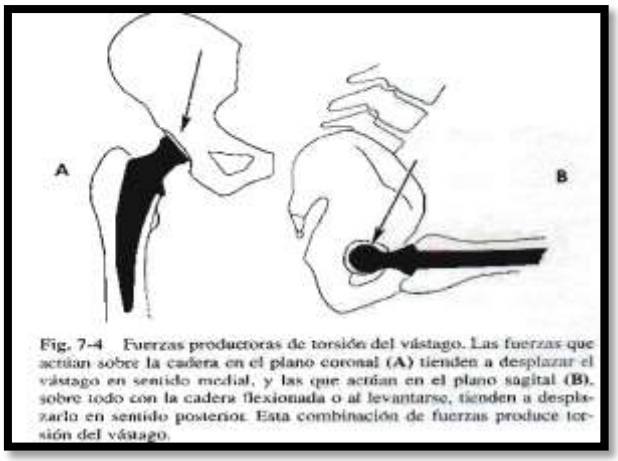
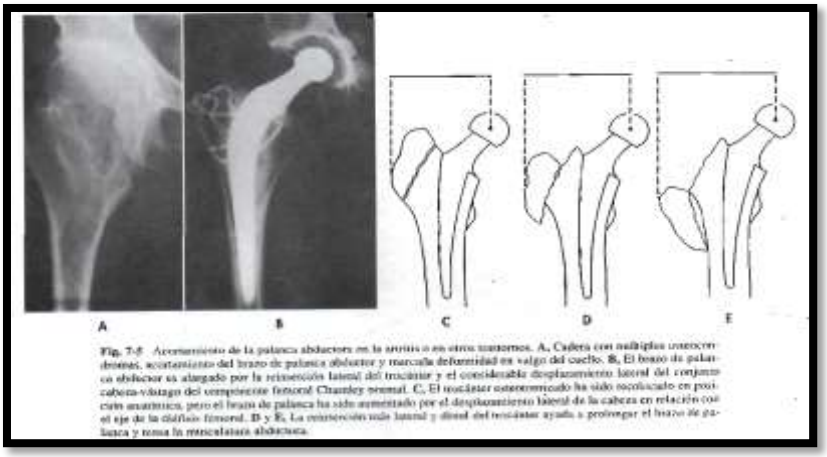


Fig. 7-4 Fuerzas productoras de torsión del vástago. Las fuerzas que actúan sobre la cadera en el plano coronal **(A)** tienden a desplazar el vástago en sentido medial, y las que actúan en el plano sagital **(B)**, sobre todo con la cadera flexionada o al levantarse, tienden a desplazarlo en sentido posterior. Esta combinación de fuerzas produce torsión del vástago.

Centralización de la cabeza femoral y alargamiento del brazo de palanca de los abductores.

Un componente integral del concepto de artroplastia total de cadera propuesto por Charnley era acortar el brazo de palanca del peso del cuerpo mediante profundización del acetábulo (centralización de la cabeza femoral), y alargar el brazo de palanca del mecanismo abductor mediante reinserción más lateral del trocánter mayor osteotomizado. Así disminuye el momento producido por el peso del cuerpo y la fuerza que debe ejercer el mecanismo abductor para equilibrarlo. Es preferible la reinserción lateral, en vez de distal, del trocánter mayor, puesto que puede alargar de forma significativa el brazo de palanca de los abductores. Así pues, el trocánter es osteotomizado proximal al tubérculo abductor y se reinserta en la prominencia lateral que queda en esa área. El brazo de palanca de los abductores puede estar acortado en casos de artrosis y otros trastornos de la cadera, con pérdida de parte o toda la cabeza, o acortamiento del cuello (fig. 7-2 y 7-5)



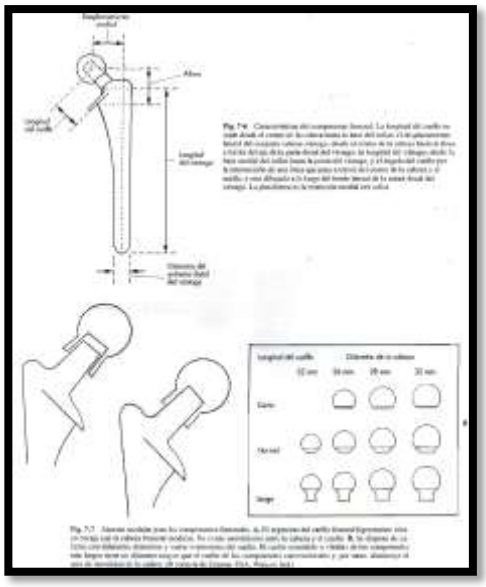
El principio de centralización ha dado pasó a la conservación de la mayor cantidad posible de hueso subcondral en la pelvis, con profundización del acetábulo. [1]

Longitud y desplazamientos de cuello.

La reconstrucción femoral ideal reproduce el centro de rotación normal de la cabeza femoral. Esta localización está determinada por tres factores: 1) altura vertical (desplazamiento vertical), 2) desplazamiento medial (desplazamiento horizontal o, simplemente, desplazamiento) y versión del cuello femoral (desplazamiento anterior) (fig. 7-6).

La longitud del cuello oscila típicamente entre 25-50mm y de modo habitual es posible un ajuste de 8-12 mm para un determinado tamaño de vástago.

La altura vertical de la cabeza femoral suele medirse como la distancia hasta el centro de la cabeza desde un punto fijo como el trocánter menor. La restauración de esa distancia es esencial para corregir la longitud de la pierna. La utilización de un vástago con longitudes de cuello variables proporciona un medio simple para ajustar esa distancia. [12][16]



El desplazamiento medial es la distancia desde el centro de la cabeza femoral hasta una línea dibujada a través del eje de la parte distal del vástago. La restauración inadecuada de este desplazamiento acorta el brazo del momento de la musculatura abductora y conduce a aumento de la fuerza de reacción articular, cojera y choque óseo que puede resultar en luxación. A la inversa, un aumento excesivo del desplazamiento conduce a aumento de fuerzas dentro del vástago y el manto de cemento, lo que pude provocar fractura o aflojamiento del vástago. Aunque se puede obtener un aumento ligero del desplazamiento mediante colocación del vástago en varo, el efecto adverso sobre la fijación supera cualquier beneficio potencial de la posición en varo intencionada. [1]

Versión se refiere a la orientación del cuello con respecto al plano coronal y se designa como anteversión o retroversión. La restauración de la versión del cuello femoral es importante para conseguir la estabilidad de la articulación protésica. El fémur normal presenta 10 15 grados de ante versión del cuello en relación con el plano coronal cuando el pie mira recto hacia adelante y el cuello femoral protésico debe aproximarse a esa cifra. La retroversión puede conducir a luxación posterior, especialmente cuando se ha usado una vida de abordaje posterior.

La anteversión excesiva del cuello protésico puede conducir a luxación anterior.

Diámetro de la cabeza y el cuello.

Si se emplea una prótesis con cabeza femoral pequeña, el diámetro del cuello debe aproximarse más estrechamente al de la cabeza para qué el cuello resulte suficientemente fuerte, y el cuello tiende a chocar con el borde de la copa durante un arco de movilidad más corto (fig. 7-9). El revestimiento interno (cavidad) de la copa Charnley es 2mm más profundo que el radio de la cabeza, y los bordes del alvéolo no están biselados.

Este diseño permite unos 90 grados de movilidad. El choque del cuello en la copa transfiere una fuerza al borde de la copa y al vástago del componente femoral que tiende a luxar la articulación y aflojar los componentes. Ese choque ocurre con un arco de movilidad menor cuando se ha producido desgaste sustancial del revestimiento interno. (7)

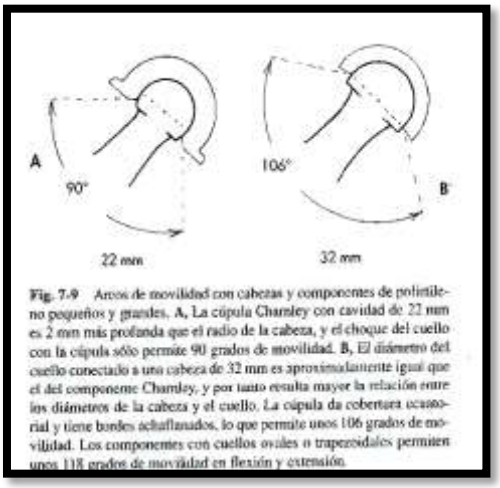


Fig. 7-9 Arcos de movilidad con cabezas y componentes de polietileno pequeños y grandes. A, La cúpula Charnley con cavidad de 22 mm es 2 mm más profunda que el radio de la cabeza, y el choque del cuello con la cúpula sólo permite 90 grados de movilidad. B, El diámetro del cuello conectado a una cabeza de 32 mm es aproximadamente igual que el del componeme Charnley, y por tanto resulta mayor la relación entre los diámetros de la cabeza y el cuello. La cúpula da cobertura ecuatorial y tiene bordes achaflanados, lo que permite unos 106 grados de movilidad. Los componentes con cuellos ovales o trapezoidales permiten unos 118 grados de movilidad en flexión y extensión.

Los revestimientos para la mayoría de cabezas de 32mm proporcionan cobertura ecuatorial, ya que la profundidad de los mismos es igual al radio de la cabeza. Además los bordes biselados de la copa alrededor del revestimiento interno permiten un arco de movilidad mayor sin choque. Por tanto, la profundidad del revestimiento interno y los bordes biselados, así como el mayor diámetro de la cabeza en comparación con el cuello en los sistemas totales de cadera con cabezas más grandes, son característicos qué permiten un mayor arco de movilidad. Además los arcos de flexión, abducción y extensión se aumentan mediante un cuello oval o trapezoidal.

La fuerza friccional depende del coeficiente de fricción, la carga aplicada y el área de contacto entre la cabeza y el revestimiento interno. Si dos articulaciones de cadera con cabezas de tamaños diferentes se mueven a través del mismo arco de movilidad y son sometidas a la misma carga, el par de fuerza de fricción de la cabeza más pequeña será menor (prótesis Charnley de 2mm frente al revestimiento interno con mayor diámetro empleado en los procedimientos de resuperficialización). Esté par

de fuerzas de fricción es transmitido a la copa, al vástago del componente femoral, al cemento adyacente y a la interface cemento-hueso como una fuerza qué tiende a torsional los componentes por tanto, se ha sospechado qué el aumento del par de fuerzas de fricción es la causa del aflojamiento de los componentes.[9][11]

Desgaste.

Podríamos definir el desgaste como la pérdida de material de las superficies de las prótesis como consecuencia del movimiento entre esas superficies. El material se pierde en forma de residuos articulados (detritos). El desgaste se debe distinguir de la deformación plástica o "arrastramiento", qué cambia la forma del implante sin causar pérdida de material ni producir residuos articulados. Existen tres tipos primarios de desgaste:

1)abrasivo, por el qué la superficie más dura produce surcos en el material más blando ; 2) adhesivo, por qué el material más blando es transferido como una película fina a la superficie más dura , y

3) por fatiga, mediante el que la carga repetida produce fisuras y partículas bajo la superficie. En las artroplastias totales de cadera tienen más importancia los mecanismos abrasivos y adhesivos.

Con las superficies altamente conformadas de las caderas totales, el desgaste por fatiga resulta mucho menos importante qué en las artroplastias de rodilla. El desgaste de tres cuerpos implica retención de partículas de detritos entre las superficies deslizantes y es una forma de desgaste abrasivo.[15]

Los factores qué determina el desgastes son: 1) el coeficiente de fricción de los materiales y su acabado superficial,

2) la dureza de los materiales,

3) la carga aplicada,

4) la distancia del deslizamiento durante cada ciclo qué depende del diámetro de la cabeza y el movimiento de la cadera y

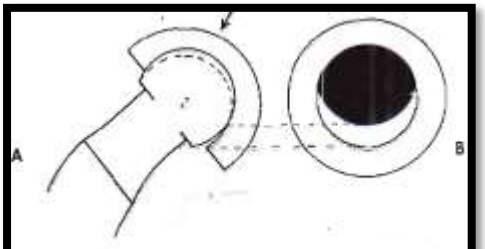


Fig. 7-11 Desgaste de la cúpula. **A,** La cúpula no se desgasta de forma concéntrica sino en dirección superomedial, en línea con los 10-15 grados de inclinación con los que se aplica el peso del cuerpo (*flecha*). La profundidad del desgaste es la distancia entre la línea de trazos y el contorno continuo de la cabeza. Los puntos en la cabeza muestran la distancia y la dirección en que se ha movido el centro de la cabeza. **B,** El área inferior con forma de semiluno de la cavidad no se ha desgastado, y está separada por una cresta del área oscura desgastada. La cavidad aparece ligeramente alargada a causa del desgaste en la porción superior. El área exacta de desgaste varía de acuerdo con la inclinación y la anteversión de la cúpula. (Reproducida de Charnley.)

5) el número de ciclos qué se repiten a lo largo del tiempo. Un coeficiente de fricción bajo no guarda relación necesariamente con buenas características de desgate. El coeficiente de fricción del metal sobre teflón es comparable al de las articulaciones normales y menor qué el de los sistemas “metal con polietileno”, pero el teflón se abandonó, debido a sus pobres características de desgaste. Charlney estimó que el polietileno de alta densidad es por lo menos 16,5 veces más duradero que el teflón. [14]

Las consecuencias biológicas de los detritos particulados producidos por el desgaste son causa de preocupación: habitualmente se identifican partículas birrefringentes sugestivas de detritos de polietileno en las membranas alrededor de prótesis totales de cadera fracasadas. Todas las artroplastias modernas tienen interfaces qué permiten el ingreso de partículas de desgaste, con la posibilidad de respuesta tisular adversa, Wroblewski demostró una relación exponencial entre la profundidad del desgaste del revestimiento interno del componente del acetábulo y la incidencia de aflojamiento y migración de ese componente. Trabajos posteriores de Schmalzried y cols. Demostraron que el aflojamiento de los componentes acetabulares cementados era resultado directo de los detritos de desgaste con reabsorción ósea inducida por macrófagos en la interface cemento-hueso. [1]

El problema de desgaste del polietileno no se reconoció en muchos de los primeros diseños porosos no cementados, y algunos de esos dispositivos han fracasado prematuramente debido a un desgaste excesivo. El desgaste del polietileno está ganando reconocimiento como principal elemento que limita la duración de las artroplastias de cadera, y buena parte de la investigación actual se dirige a descubrir estrategias para reducir el desgaste.

El tamaño de la cabeza femoral parece influenciar el desgaste. Livermore y cols. Confirmaron clínicamente esta posibilidad con mediciones radiográficas del desgaste en cabezas de diferentes tamaños. La cantidad y la tasa media de desgaste lineal

mayores ocurrieron con los componentes de 22mm. La cantidad y la tasa de desgaste volumétrico mayor se observaron en componentes de 32mm. La cantidad y la tasa de desgaste lineal menores ocurrieron con una cabeza de 28 mm de diámetro lo que sugiere qué las mejores características de desgaste se obtienen con una cabeza de tamaño medio. [(1)(12)]

Lubricación.

Se ha asumido qué el fluido sinovial actúa como un lubricante en las articulaciones normales; sin embargo, algunos investigadores sugirieron que el líquido puede no ser un lubricante esencial, sino más bien el producto de la actividad articular. En contraste, se cree que la lubricación de articulaciones artificiales “metal con plástico” representa un ejemplo de concepto de ingeniería de lubricación límite entre superficies sólidas secas, o entre dos superficies sólidas separadas por una película de fluido probablemente demasiado fina para actuar como un verdadera lubricante .

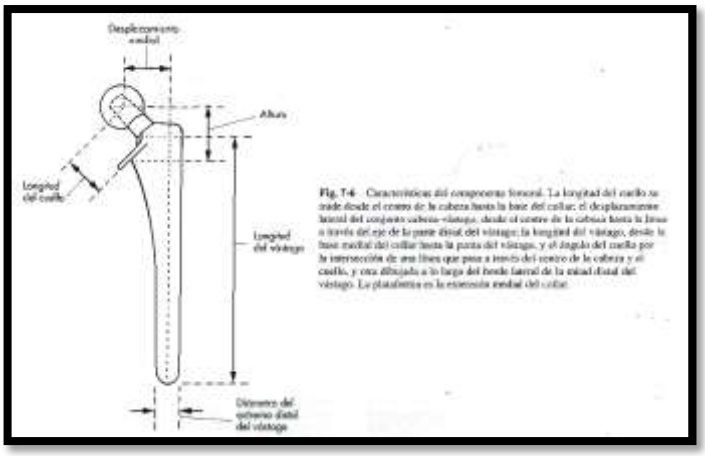
Un Lubricante límite reduce la fricción al interaccionar con las superficies. El acoplamiento de la cabeza metálica en la copa, sobre todo en el área de mayor desgate localizada en la cara superior de la copa, es tal que sólo una pequeña cantidad de líquido sinovial puede entrar en la articulación artificial. Por ahora desconocemos cuanto líquido entra y de qué forma actúa como lubricante y altera la fricción y el desgaste.

El término humectabilidad describe la afinidad relativa de un lubricante por otro material. La humectabilidad se puede medir por el ángulo de contacto en el borde de una gota de lubricante aplicada a la superficie del material. Un ángulo de contacto más pequeño indica mayor humectabilidad. Las cerámicas de aluminio y de circonio demuestran un mayor grado de humectabilidad qué los metales, y esto guarda relación con el coeficiente de fricción reducido cuando esos materiales se usan con polietileno en un medio líquido sinovial. [(6)(15)]

DISEÑO Y SELECCIÓN DE LOS COMPONENTES DE LAS PROTESIS TOTALES DE CADERA

Componentes femorales

La función primaria del componente femoral es la sustitución de la cabeza y el cuello del fémur después de resecar el segmento artrósico, artrítico o necrótico. El objetivo último de una articulación estable y biomecánica mente correcta se obtiene mediante atención cuidadosa a la restauración de la longitud y los desplazamientos apropiados del cuello (fig. 7-6)



Cuello prótesico más la longitud añadida por la cabeza módular qué se emplee. Además, la altura vertical está determinada por la profundidad a la que se inserta el implante en el conducto femoral . Cuando se utiliza cemento, la altura se puede ajustar tambien variando el nivel de la osteotomia del cuello femoral. Esta flexibilidad adicional puede no ser posible cuando se emplea un componente femoral sin cemento, puesto que la profundidad de la inserción está determinada más por el ajuste dentro de la metáfisis femoral que por el nivel de la osteotomia del cuello.[(1)(13)]

Vástagos femorales usados con cemento

El vástago debe estar fabricado con superaleación de alta resistencia. La mayoria de los diseñadores prefieren la aleación de cromo-cobalto debido a que su módulo de eslasticidad más lato puede reducir las cargas dentro del manto de cemento proximal . Los bordes afilados producen zonas de concentración de presión local que pueden iniciar la fractura del manto de cemento y por tanto deben ser evitados. Un collar ayuda a determinar la profundidad de la inserción y puede disminuir la reabsorción de hueso en la zona medial del cuello.

Numerosos hallazgos sugieren que el fracaso de los vástagos cementados se inicia en la interfase prótesis cemento. La unión en está interfase se puede mejorar con varios tipos de macrotexturización superficial (fig. 7-18 y 7-20) y mediante revestimiento previo de la porción proximal del vástago con polimetilmetacrilato (PMMA) qué se une químicamente al manto de cemento.

Fig. 7-18 Vástago Definition PM. Los surcos proximales longitu nales y la superficie irregular proporcionan un bloqueo mecánico c el cemento. Los espaciadores integrales de PMMA proximal y dis aseguran la colocación en neutro dentro del canal y el espesor adecu do de la capa de cemento. (Cortesía de Stryker Howmedica Osteoni Allendale, NJ.)

Los vastagos deben estar disponibles en una varierdad de tamaños (en los casos tipicos de 4 a 6) para permitir que ocupen aproximadamente el 80% de l sección transversal del conducto medular, con un manto de cemento optimo de por lo menos 4mm proximalmente y 2mm en la porcion distal. La colocación neutra del vástago dentro del canal disminuye la probabilidad de áreas locales en las qué el manto de cemento sea demasiado fino, que pudiera fragmentarse y causar aflojamiento del vástago. Muchos sistemas tienen centralizadores de PMMA preformados que se fijan a los aspectos distal y/o proximal del vástago antes de la implantación, para centrarlo dentro del conducto femoral y obtener un manto de cemento mas uniforme. Los centrailizadores son incorporados en el manto de cemento final y hasta la fecha no ha provocado ningún problema clínico.[(2)(10)]

Por último la longitud óptima del vastago depende de la geometría y el tamaño del canal femoral. Las longitudes de los vástagos actuales oscilan entre 120mm y 150mm. Se dispone de vástagos más largos por si la cortical a sido perforada , fracturada o debilitada por orificios de tornillos u otros dispositivos de fijación interna.

Vástagos no cementados con superficie porosa.

A mediados de los años 70 comenzaron a emerger problemas relacionados 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 por eliminar el cemento y conseguir la fijación biológica de los componentes femorales. (11)

Los diseños de los vástagos porosos actuales difieren en cuanto a 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 micro esferas o malla de fibra de titanio comercialmente puro y
2) aleación de cromo-cobalto con unas superficies de micro esferas aglomeradas (sintetizada). Ambos materiales se han mostrado 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 bajo.

Los vástagos de prótesis totales de cadera no cementados tienen dos formas básicas: anatómica y recta (fig7-23). Los componentes femorales anatómicos incorporan una incurvación posterior en la porción metafisaria y un arco anterior en la porción diafisiaria, correspondientes a la geometría del canal femoral (fig. 7-23 a 7-25). Por tanto se necesitan vástagos distintos para el lado derecho y e izquierdo, y la ante versión debe incorporarse en el segmento del cuello. La variabilidad anatómica de la curvatura del fémur suele requerir cierto grado de fresado adicional del canal; si la punta del vástago se coloca en posicional excéntrica choca con la cortical anterior .Se ha sugerido qué esta concentración de carga en la punta del vástago actúa como una causa de dolor postoperatorio en el muslo. Los vástagos rectos tienen una sección transversal simétrica y sirven para ambos lados. (1)(2)

Fig. 7-24 Vástago poroso Synergy. Diseño de vástago con alones pensiones proporcionan estabilidad rotatoria a. Localización normal. B. Localización alta. (Cortesía de Sepdev, Memphis.)

Componentes Femorales no cementados no porosos.

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

superficie porosa ocupa realmente por hueso es en general inferior al 10%. Este hecho ha conducido a qué algunos investigadores se pregunen si la penetracion 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 cementados sin revestimiento poroso.

Componentes femorales especiales y fabricados a medida.

A pesar de la amplia gamam de componentes femorales disponibles, la deformidad o la perdidad de hueso por anomalias congénitas, traumatismos, tumores o cirugia previa pueden impedir que cualquier vástago estándar encaje en el fémur o restaure de modo adecuado la posición de la cabeza femoral. Se dispone de varios tipos de componentes femorales con sustitución del calcar . Según la fig 7-33 para los pacientes con pérdida de cantidades variables de hueso en el fémur proximal, en vez de usar injertos óseo. Los procedimientos de rescate del miembro para algunos tumores malignos o benignos agresivos del hueso y los tejidos blandos requieren componentes a medida. Chao y Sim describieron un sitema protesico modular para resecciones óseas y articulares segmentarias, que puede eliminar en parte la necesidad de un componente prótesico fabricado a medida. La superficie con revestimiento poroso delvástago se rodea de injertos óseos. En raros casos puede ser necesaria una prótesis para sustituir el fémur completo, con artroplastia tanto de cadera como de rodilla.[10]

Los pacientes con luxación del desarrollo de la cadera pueden necesitar un vástago recto pequeño con cabeza de 22mm.

Los componentes con vástagos rectos o curvos de pequeño diámetro tambien son necesarios en casos de enanismo y para otros pacientes con estructura ósea pequeña (fig 7-34). Estos componentes son ofrecidos por un número limitado de fabricantes; sin embargo, en ciertos casos se necesita un dispositivo fabricado a medida.

Componentes acetabulares cementados.

Las cupulas originales para uso con cemento eran copas de polietileno de pared gruesa. Muchas veces se añadian surcos verticales y horizontales a la superficie externa para aumntar la estabilidad dentro del manto de cemento, y se introducian marcadores de alambre en el plástico para permitir una mejor evaluación de la posición n las radiografías postoperatorias. Muchos de estos diseños se siguen empleando todavía . Los diseños más recientes incorporan modificaciones que aseguran un manto de cemento más uniforme. Los separadores para el PMMA, normalmente de 3mm de altura, aseguran un manto de cemento uniforme y evitan el fenómeno de "desfondamiento"que produce un manto de cemento fino o discontinuo. Los separadores para el PMMA son incorporados en el cemento durante la polimerización, lo qué proporciona un manto de cemento de 3mm sin interrupciones. Una pestaña en el reborde del componente facilita la presurización del ecemento cuando la copa es presionada en su posición.

Fig. 7-34 Vástago Endurance CDH. Diseño de vástago recto de diámetro pequeño que es ideal para los pacientes con displasia del desarrollo de la cadera (congénita) o de talla corta. (Cortesía de Johnson & Johnson, DePuy, Warsaw, Ind.)

A pesar de los avances en el diseño de los componentes y la técnica de ecementación, no ha mejorado sustancialmente la supervivencia a largo plazo de los componentes acetabulares cementados. En consecuencia se ha tendido a la fijación sin cemento de los componentes acetabulares en pacientes relativamente jóvenes y activos. La fijación cementada es satisfactora para los pacientes ancianos, con pocas demandas funcionales, y la simplicidad y el coste bajo de los componentes fabricados totalmente de polietileno los convierten en una opción atractiva para la población. [(11)(15)]

La fijación acetabular con cemneto se usa también en algunas reconstrucciones de tumores y cuando las circunstancias

quirúrgicas indican que no es probable la penetración del hueso en una superficie porosa, por ejemplo. En la artroplastia de revision cuando ha sido necesario en injerto óseo acetabular extenso. En esos casos, la fijación con cemento se puede complementar con un anillo metalico de refuerzo.

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 del acetábulo con revestimiento poroso mediante tornillos trasnacetabulares (fig. 7-36) se ha hecho popular pero conlleva ciertos riesgos para los vasos y vísceras intrapélvicos, y requieren instrumentos flexibles para insertar los tornillos. Los tetones y las puntas (espigas) (fig.7-37) introducidos en cavidades preparadas en el hueso, proporcionan cierta estabilidad rotacional, pero menor que la obtenida con tornillos. Otros componentes tienen un reborde periférico agrandado que se puede encajar a presión sin necesidad de dispositivos de fijación auxiliares.

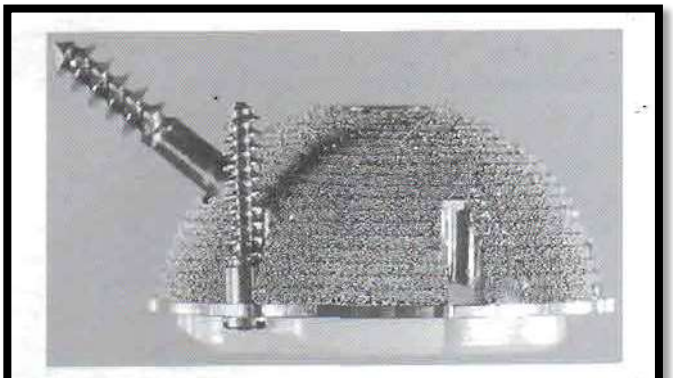


Fig. 7-36 Cúpula ZTT. Diseño de cúpula hemisférica de superficie porosa con tornillos para mejorar la estabilidad. Tiene 6 orificios periféricos que permiten elegir la localización de los tornillos para la estabilidad adicional y para fijar el polietileno. (Cortesía de Johnson & Johnson, DePuy, Warsaw, Ind.)

La mayoría de los sistemas incorporan una pieza externa (carcasa) metálica con diámetro externo de 40 – 75mm, que se acopla con una pieza interna de polietileno modular. Esta combinación permite emplear diversos tamaños de la cabeza femoral, en los casos típicos 22, 26, 28 y 32mm, de acuerdo con las preferencias del cirujano. El forro interno de polietileno se puede fijar con seguridad a la carcasa metálica. Los mecanismos actuales incluyen presillas metálicas que atrapan el forro, pestañas de plástico y anillos de alambre metálica que se fijan detrás de elevaciones en la carcasa metálica, y tornillos de colocación periférica (fig. 7-36).

El acetábulo normal está inclinado alrededor de 55 grados respecto al plano transversal. Esta posición es algo más vertical que la óptima para el acetábulo protésico, que debe estar inclinado unos 45 grados para maximizar la estabilidad de la articulación. El problema se ha resuelto mediante la introducción de forros internos de polietileno desplazados respecto al plano de la pieza externa metálica. Esto permite qué la carcasa metálica se coloque dentro de los confines del acetábulo óseo, mientras que la pieza de polietileno desplazada se sitúa en una posición que proporciona mayor cobertura superior o posterior. Algunos diseños incorporan una elevación sobre parte ce la circunferencia del reborde, mientras que otros reorientan completamente la cara de abertura del componente acetabular hasta 20 grados.[7]

En pacientes con un gran defecto óseo segmentario superior, la cavidad acetabular resultante es elíptica en vez de hemisférica, y se puede utilizar un implante bilobulado u oblongo en vez de un gran injerto estructural o de recurrir a la colocación excesivamente alta de un componente hemisférico (fig. 7-40). En los pacientes con protrusión intrapélvica, un implante con perfil más profundo lateraliza el centro de rotación de la cadera y evita la necesidad de un injerto óseo colocado medialmente.[8][12]

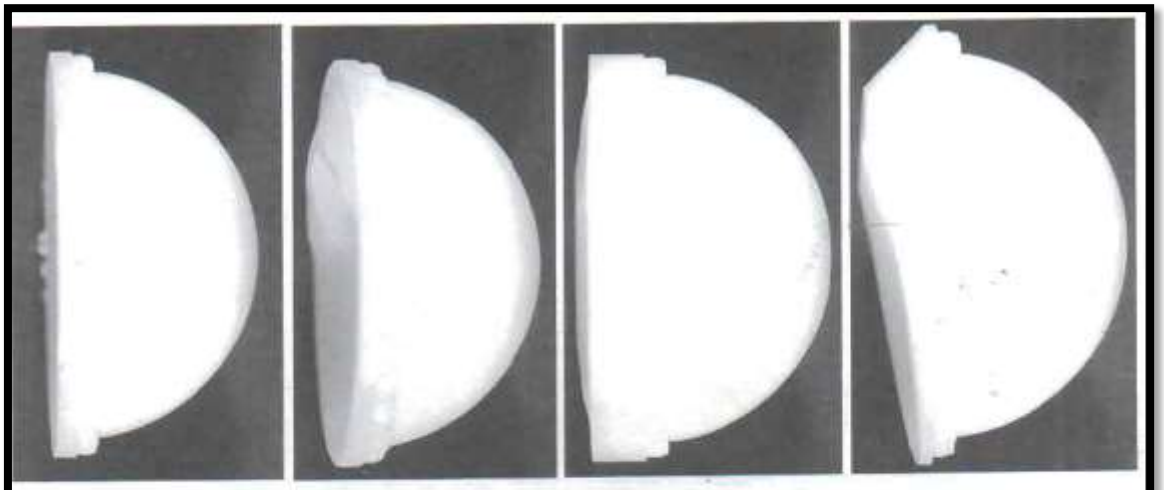


Fig. 7-39 Surtido de polietilenos disponibles para los sistemas acetabulares modernos. **A,** Polietileno plano estándar. **B,** Borde elevado, sin anteversión. **C,** Plano con lateralización de 4 mm. **D,** Anteversión de 20 grados. (Cortesía de Smith & Nephew, Memphis.)

Componenetes bipolares

Bateman en 1974 y Giliberty 11 años más tarde describieron la endoprótesis bipolar o universal , un paso intermedio entre la endoprótesis tipo Moore y la prótesis total de cadera. La endoprótesis bipolar consiste en una copa acetabular metálica y una pieza interna de polietileno con ajuste mediante encaje, para articularse con una prótesis femoral con cabeza de 22 a 32 mm de diámetro. La base racional era que la erosión y la protrusión del acetabulo disminuirían debido a la existencia de movimiento entre la cabeza metálica y la pieza de polietileno (articulación interna), asi como entre la copa metálica y el acetábulo (articulación externa). Un avance importante en el diseño del componente bipolar consistio en hacer que los ejes de las piezas metálica y de polietileno fuesen excéntricos , de modo que al cargar la cadera, la copa metalica rote en sentido lateral en vez de medial, y por tanto se evité la fijación en una posición de varo y el choque de la cabeza con el borde de la copa, que podría causar fractura de la pieza intercalar de polietileno y luxación. (14)

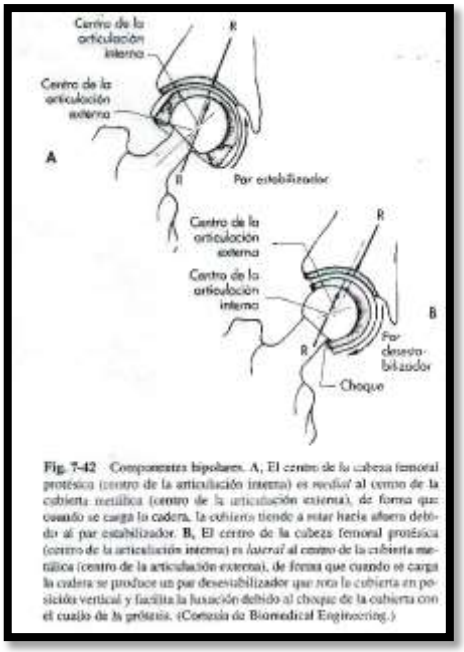


Fig. 7-42 Componentes bipolares. **A,** El centro de la cabeza femoral protésica (centro de la articulación interna) es *medial* al centro de la cubierta metálica (centro de la articulación externa), de forma que cuando se carga la cadera, la cubierta tiende a rotar hacia afuera debido al par estabilizador. **B,** El centro de la cabeza femoral protésica (centro de la articulación interna) es *lateral* al centro de la cubierta metálica (centro de la articulación externa), de forma que cuando se carga la cadera se produce un par desestabilizador que rota la cubierta en posición vertical y facilita la luxación debido al choque de la cubierta con el cuello de la prótesis. (Cortesía de Biomedical Engineering.)

Artroplastia con sustitución de Superficie

La artroplastia con sustitución de superficie se encuentra actualmente en fase de investigación clínica, y solo se emplea en un número limitado de centros para pacientes cuidadosamente seleccionados. No se considera una operación normal, puesto que varias comunicaciones han indicado una tasa de fracaso alta. Sin embargo, las artroplastias con sustitución de superficie no deben desecharse simplemente como si ya no estuvieran indicadas. Una revisión de la evolución de la artroplastía con remodelación superficial en doble cúpula proporciona una perspectiva útil para comprender la situación de la artroplastia total de cadera convencional. (11)

El concepto de eliminar solo las superficies enfermas de la articulación, conservando la anatomía y la función biomecánica normales de la cadera, y cementando una cubierta metálica en la cabeza y una pieza (capa) de plástico en el acetábulo generó inicialmente un entusiasmo considerable. La posibilidad de obtener mejores resultados en pacientes más jovenes es muy atractiva, a la luz de los datos qué indican un porcentaje alto de fracaso en los pacientes jóvenes con prótesis tipo Charnley cementadas. El optimismo original por el procedimiento se reflejó en el hecho de que algunos pacientes no se les aconsejó que restringiesen significativamente sus actividades físicas. La conservacion de la reserva osea femoral y la ausencia de vástago deben producir en teoría una disminución del número de infecciones, puesto que no se penetra en el canal medular y se implanta una menor cantidad total de cuerpo extraño.[11]

Indicaciones de la artroplastia total de cadera

Originalmente, la indicación primaria de la artroplastia total de la cadera era el alivio del dolor incapacitante en pacientes mayores de 65 años que no mejoraban lo suficiente con medios no quirúrgico y para los que la única alternativa quirúrgica era la resección de la articulación (artroplastia de resección de Girdlestone). Se concedía importancia secundaría a mejorar la función de la cadera. Tras comprobar que la operación proporcionaba éxito notable en pacientes con artritis reumatoide, artritis degenerativa (osteoartritis, artritis hipertrófica o artrosis), necrosis a vascular de la cabeza femoral y seudoartrosis del cuello femoral, y tras obtener experiencia adicional con algunas modificaciones del procedimiento, las indicaciones se ampliaron para incluir otros trastornos listados en el cuadro 7-1.

Desde el punto de vista histórico, los pacientes entre 60 y 75 años eran considerados los candidatos más adecuados para la artroplastia total de cadera, pero este intervalo de edad se ha extendido durante la última década. Dado el envejecimiento de la población general, muchos individuos con más edad se están convirtiendo en candidatos para la cirugía. La edad avanzada no es por sí misma una contraindicación para la cirugía; los malos resultados parecen guardar más relación con los procesos patológicos coexistentes que con la edad. [(2)(14)]

Antes de recomendar cualquier reconstrucción mayor de la cadera se deben aconsejar medidas conservadoras, entre ellas pérdida de peso, medicación antiinflamatoria, restricción razonable de la actividad y uso de un bastón. Muchas veces esas medidas alivian los síntomas lo suficiente para hacer innecesaria la operación, o al menos para retrasar la necesidad de cirugía durante un tiempo significativo. Cuando se anticipa la intervención quirúrgica en un individuo joven con ocupación físicamente exigente. Se debe considerar antes de la operación la readaptación laboral para una profesión más sedentaria. Si disminuyen las demandas impuestas a la cadera, quizás pueda retrasarse la necesidad de cirugía y, en los casos ideales, el paciente podrá seguir trabajando después de la operación.

La cirugía está indicada si a pesar de esas medidas, el dolor nocturno, con el movimiento y con el apoyo en carga es suficientemente intenso para evitar el trabajo o requerir cantidades cada vez mayores de medicación. En esencia, se debe indicar la cirugía si el dolor convierte al paciente en incapaz de realizar la actividad de la vida diaria y de disfrutar de la vida a pesar de la administración de analgésicos suaves. [(7)]

Contraindicaciones de artroplastia total de la cadera.

La artroplastia total de cadera es una intervención quirúrgica mayor asociada con un número significativo de complicaciones y una tasa de mortalidad del 1 al 2%. En consecuencia, cuando se considera indicada la artroplastia total de cadera, el paciente debe ser evaluado cuidadosamente, sobre todo en busca de trastornos sistémicos y debilidad general que pudieran contraindicar una operación mayor electiva. Se recomienda la consulta médica preoperatoria. A nosotros nos ha

impresionado el número de pacientes cuya evaluación preoperatoria identificó problemas no sospechados que necesitaron corrección antes de la cirugía de cadera, como enfermedades cardíacas, pulmonares, hepáticas, genitourinarias o metabólicas, hipertensión y niveles anormales de electrólitos séricos.

En nuestra opinión, las contraindicaciones absolutas y específicas para la artroplastia total de cadera incluyen infección activa de la articulación o en cualquier otra región, y enfermedades medicas inestables qué pudieran aumentar significativamente el riesgo de morbilidad o mortalidad. De acuerdo con Charnley, la artroplastia total de cadera se puede realizar en presencia de una infección crónica de grado bajo en la cadera opuesta. Las contraindicaciones relativas incluyen cualquier proceso que esté destruyendo con rapidez el hueso, artropatía neuropática, ausencia o insuficiencia relativa de la musculatura abductora y enfermedades neurológicas rápidamente progresivas. [(2)(10)]

Evaluación preoperatoria.

La evaluación cuidadosa del paciente antes de la cirugía es importante en la artroplastia total de cadera, debido a la posibilidad de muchas complicaciones después de la operación, algunas de ellas catastróficas o incluso fatales. Tiene importancia primaria determinar si el dolor es suficiente para justificar una operación electiva mayor. ¿Es razonable la esperanza de vida del paciente o habrá de permanecer encamado o confinado a una silla de ruedas después de la cirugía debido a alguna otra enfermedad incurable? Además, ¿es suficiente buena la situación general del paciente para tolerar una operación mayor, durante la que se producirá una hemorragia significativa? Se debe evaluar el estado vascular periférico y en especial el estado vascular de la extremidad afectada.

La aspirina y otros fármacos antiinflamatorios se deben suspender 7 – 10 días antes de la cirugía, y los fármacos anticoagulantes se interrumpirán con tiempo suficiente para la normalización de los tiempos de hemorragia y coagulación. Se deben erradicar las infecciones bacterianas cutáneas. En los pacientes que requieren resección transuretral de la próstata es preferible realizar esa operación antes de la artroplastia electiva.

La exploración física debe incluir la columna vertebral y las extremidades tanto superiores como inferiores. Se deben inspeccionar los tejidos blandos alrededor de la cadera en busca de cualquier inflamación o cicatriz en la zona donde se va a realizar la incisión. La palpación suave de la cadera y el muslo puede revelar áreas de hipersensibilidad o una masa de tejidos blandos. La fuerza de la musculatura abductora se determinará mediante la prueba de Trendelemburg. Se comparará la longitud de las dos extremidades inferiores y se tomará nota de cualquier deformidad establecida. [1]

Los sistemas de Harris, Iowa (Larson), Judet, Anderson y d` Aubigne y Postel para evaluar la situación de la cadera antes de la cirugía, tienen utilidad en la evaluación de los resultados postoperatorios. Se registran el dolor, la capacidad para caminar, la función, la movilidad y los cambios radiográficos. Por ahora no existe ningún sistema particular de puntuación de la cadera uniformemente adoptado. El sistema Harris es el usado con más frecuencia (cuadro 7-2). La adopción de un solo sistema de calificación por la comunidad ortopédica permitiría estandarizar la interpretación de los resultados. [11]

Radiografías preoperatorias

Antes de la cirugía se revisan las radiografías de las caderas y, si está indicado, se obtienen radiografías de la columna y las rodillas. Antes de la operación se hacen radiografías antero posterior y laterales de la cadera y la diáfisis femoral para conocer el grosor de la cortical y la anchura y la forma del canal medular en el qué se va a insertar el vástago. Las radiografías de la pelvis se deben revisar de modo específico con el fin de aclarar si el hueso es suficiente para la fijación del componente acetabular estimar la cantidad de fresado que será necesario y determinar si se necesitará injerto óseo y si la presencia de protrusión u osteofitos dificultará la luxación de la cadera. En pacientes con luxación congénita se debe estudiar la pelvis con especial cuidado a fin de evaluar la cantidad de reserva ósea presente para la fijación del componente acetabular.

La planificación preoperatoria debe incluir el uso de plantillas radiográficas de plástico suministradas por el fabricante de la prótesis. La medición cuidadosa con

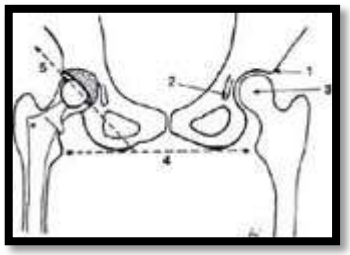
plantillas antes de la cirugía elimina buena parte del trabajo durante la intervención y puede acortar el tiempo quirúrgico, al evitar la repetición de los pasos. La medición con plantilla ayuda a seleccionar el tipo de implante qué proporcionará el mejor ajuste, y la longitud del cuello necesaria para restaurar la igualdad de la longitud de los miembros y el desplazamiento femoral. [10][15]

Planeamiento

Acetábulo

En la radiografía anteroposterior de la pelvis se marca en ambas caderas el borde acetabular supero-externo, la gota de lágrima y el centro de rotación de la cabeza femoral. Además, se traza una línea tangente a ambas tuberosidades isquiáticas y una línea a 40 grados que conecte el reborde acetabular supero-externo con la línea biisquiática. Está línea determinará la inclinación de la plantilla acetabular. Se procede a buscar la circunferencia del templete acetabular que más se asemeje al radio de curvatura definido por la placa subcondral acetabular. Se utilizan como puntos de referencia el borde acetabular supero-externo y la porción más externa de la gota de lágrima

Cuando se identifique el tamaño e inclinación acetabular adecuado, se debe verificar qué el centro de rotación de la copa acetabular coincida con el de la cadera. En caso de que no sea posible hacerlos coincidir, se debe tener en cuenta esta desviación de la anatomía para intentar su corrección posteriormente al planear la reconstrucción femoral. El ejercicio de búsqueda del tamaño ideal de la copa debe realizarse inicialmente en el acetábulo sano y posteriormente en el patológico. [1][14]



En acetábulos no cementados, preseleccionamos el diámetro de copa que coincida con el radio de curvatura de la placa subcondral acetabular. En acetábulos cementados, tomamos esta medida y restamos a ella seis milímetros, con el objeto

de permitir lugar para espaciadores de cemento de tres milímetros y el cemento mismo. (2)

Fémur

Determinación de longitud

Es necesario asegurarse que en las radiografías de la pelvis, ambas caderas se encuentren en posición neutra en cuanto a abducción y aducción y que los fémures tengan una rotación interna similar. De lo contrario, se producirán imágenes aparentes de aumento o disminución de longitud por oblicuidad de los fémures o por cambios de la altura del trocánter menor.

La medición de discrepancias de longitud se establecen utilizando los puntos donde una línea biisquiática intercepta los trocánteres menores (Figura 2). La medición debe hacerse utilizando una regla con la magnificación pertinente a la radiografía. Es indispensable considerar las diferencias en longitud que pueden existir en las extremidades inferiores qué no estén contempladas en los límites de la radiografía. En caso de existir una discrepancia de longitud que requiera compensación, esto se hace más adelante, cuando se decida la altura del corte del cuello femoral. (10)

Determinación de la altura del corte del cuello femoral

Se toma la plantilla que ha sido seleccionada previamente de acuerdo al diámetro del canal medular y se alinea el eje del tallo femoral con la línea axial femoral. Se desliza la plantilla hacia proximal o distal hasta que el centro de giro de la cabeza femoral de la plantilla coincida con la línea de centro de giro de la cabeza femoral. Si se quiere alargar o acortar la extremidad a expensas del componente femoral, el centro de giro de la plantilla debe colocarse proximal o distalmente a la línea de centro de giro de la cabeza femoral, respectivamente, de acuerdo a la medida deseada. Finalmente, se marca el lugar indicado por el collar del tallo como la altura del corte del cuello femoral. Típicamente, ésta se encuentra aproximadamente un centímetro por encima del trocánter menor. (12)

Si el centro de giro de la plantilla coincide con el de la cadera del paciente, la reconstrucción no alterará la distancia que existe entre la línea axial femoral y el centro de giro de la cadera (*offset*). En cambio, si el centro de giro de la plantilla se encuentra externo o interno al de la cadera, el *offset* disminuirá, o aumentará. Es usual que cambios de más o menos un centímetro no tengan repercusiones para el paciente, ni presenten problemas técnicos para el cirujano. Sin embargo, cuando el *offset* disminuye más de un centímetro, existe laxitud de los tejidos blandos que puede tornar la cadera inestable. Esta laxitud no debe confundirse con acortamiento. Es fácil malinterpretar este hallazgo intraoperatorio y tratar de corregirlo aumentando la longitud de la extremidad. Si el offset aumenta más de un centímetro, la cadera es difícil de reducir y puede malinterpretarse como un signo intraoperatorio de exceso de longitud. Además, la sutura de la *fascia lata* será difícil como consecuencia del aumento de la prominencia del trocánter mayor. [(1)(13)]

Técnica Quirúrgica

El paciente se coloca en posición decúbito lateral sobre la mesa quirúrgica, y se fija mediante cabezales anteriores y posteriores manteniendo asegurada la pelvis.

Se coloca una almohadilla axilar bajo la bajo la axila inferior para proteger el pinzamiento del plexo braquial. Todas las prominencias óseas son también cuidadosamente almohadilladas. Se utilizan tallas impermeables para aislar la pierna, y toda ella se prepara desde la espina iliaca anterosuperior incluyendo pie y tobillo.

Figura 2-9. Preparación de toda la extremidad desde los dedos hasta el bajo abdomen, dejándolo libre de tallas.

El área de incisión se cubre con papel transparente impermeable, y el lugar de la incisión queda expuesto desde por encima de la espina iliaca anterosuperior en el margen de la cadera hasta la mitad del muslo o incluso más abajo si fuera necesario. (1)(12)

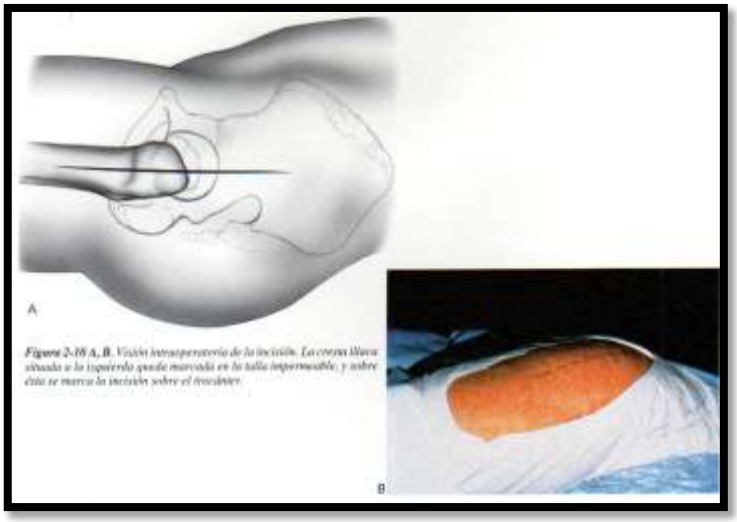


Figura 2-10 A, B. Visión intraoperatoria de la incisión. La crema blanca situada a la izquierda queda marcada en la talla impermeable, y sobre ella se marca la incisión sobre el trocánter.

Se realiza una incisión medio lateral sobre el trocánter mayor, comenzando distalmente, dejando al descubierto el tensor de la fascia lata y seccionándolo proximalmente sobre el trocánter mayor.

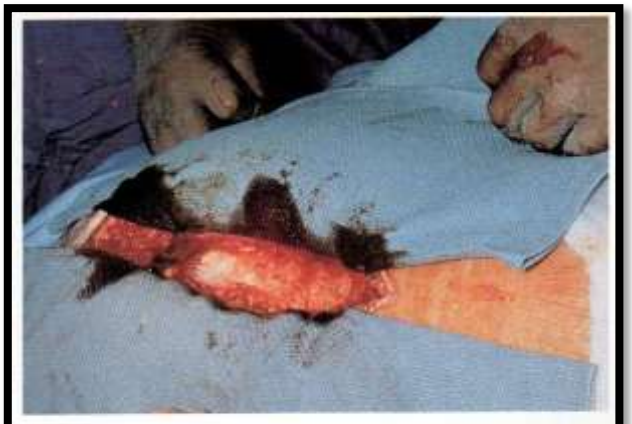


Figura 2-11. *Visión intraoperatoria de la incisión. Se ha seccionado la piel y el tejido subcutáneo profundamente hasta el tensor de la fascia lata, y se han cosido tallas al tensor de la fascia lata para retraerlo.*

Se coloca un separador autoestático en la herida para exponer el trocánter mayor y la bursa trocantérica.

Figura 2-12. *Se coloca un separador autoestático en la incisión, dejando anteriormente la extremidad larga del separador.*

Se identifica el tendón del glúteo mediano, en su inserción en la cara posterior del trocánter mayor, y se extrae la bursa de la cara anterior del trocánter.

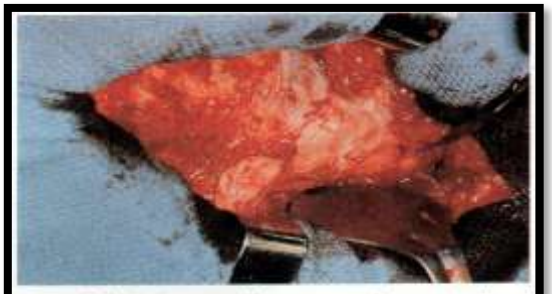


Figura 2-13. *Seccionamos la bursa trocantérica y se visualiza el trocánter mayor. Se coloca un separador de Bennett en la parte posterior del mismo, para desplazar el tensor de la fascia lata detrás del trocánter.*

Se utiliza coagulación en corte para crear una incisión en forma de palo de hockey sobre la fascia del glúteo mediano, dejando la parte posterior de la incisión, anterior al tendón, del glúteo mediano y extendiéndose no más de 2 cm hacia la fascia externa del glúteo el glúteo mediano y menor de las fibras anteriores del músculo iliaco y de la porción refleja del recto.

Figura 2-15. Visión intraoperatoria de la incisión. Despegamos las inserciones de los tendones de los músculos glúteos mediano y menor, con las extremidades superior e inferior sujetadas por las pinzas.

Figura 2-16. Fotografía intraoperatoria mostrando la separación del músculo glúteo menor y del ligamento de Bigelow. Los glúteos medianos y menor se desplazan superiormente, dejando a la vista la cápsula de la articulación de la cadera.

En este punto, se coloca un separador de Hohmann bajo la porción recta del recto femoral que puede ser palpado justo por debajo de la espina ilíaca antero-inferior. Puede colocarse, entonces, un separador de cobra sin dientes alrededor de la cara medial inferior del cuello femoral. [1]

Figura 2-17. (A) Se coloca un separador largo curvado de Hohmann bajo la porción recta del recto femoral y de las fibras del iliopsoas. (B) Visión intraoperatoria de la retracción del músculo recto femoral.

Cuando se ha de realizar una artroplastia total de cadera, el cálculo de la longitud de la pierna se hace antes de luxar la articulación, haciendo un agujero con una broca en el trocánter mayor y colocando un separador tipo Meyerding, ajustado con

tornillos en la pelvis. Se coloca la pierna estirada sobre la mesa y se mide desde un lugar fijo en la pelvis hasta el agujero del trocánter.

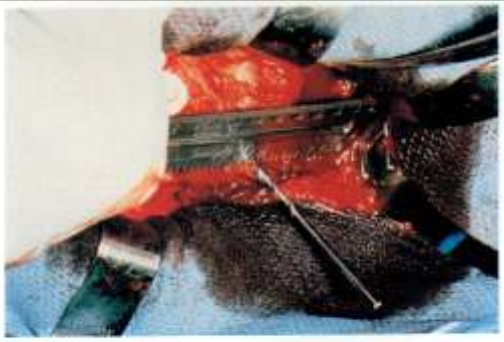


Figura 2-18. Se coloca el separador de Meyerding en el ilion para mantener los músculos abductores en un plano superior, y se sujetan con brocas. Desde esta posición fijada en la pelvis, se realizan mediciones hasta el trocánter mayor, que se marca con otra broca para mediciones de la longitud de la extremidad, tras la luxación.

Se secciona la cápsula en forma de U y se crea un sobre estéril con tallas, que son cerradas en la parte inferior y superior.

Figura 2-20. Se prepara un sobre de tallas en el cual introducimos la extremidad después de la luxación; se pinza la parte distal del sobre para prevenir su contaminación durante la manipulación de la extremidad.

Luxamos la cabeza femoral utilizando un deslizador de Muller, mediante rotación externa y aducción de la pierna. Se coloca la pierna en el sobre de tallas y se eleva el fémur proximal con un separador grande de Bennett colocando detrás del

trocánter para desplazar el fémur anteriormente al tensor de la fascia lata. Si se realiza una artroplastia total de cadera, los cortes de la cabeza y cuello femoral se realizan utilizando fijadores apropiados. [2]

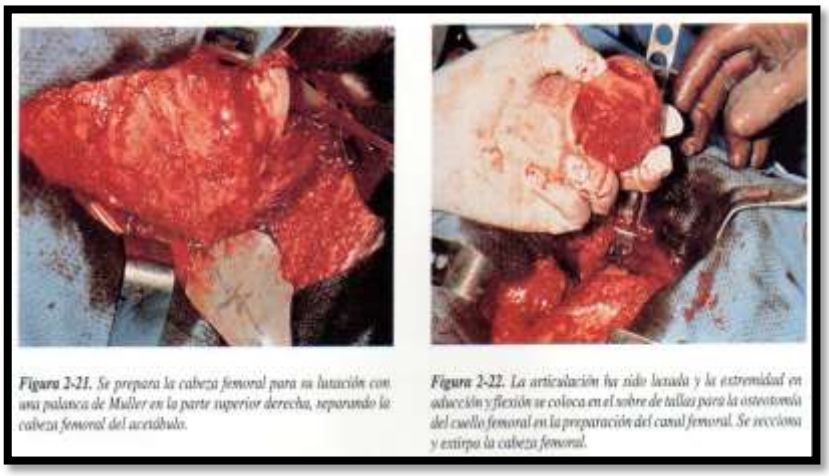


Figura 2-21. Se prepara la cabeza femoral para su luxación con una palanca de Muller en la parte superior derecha, separando la cabeza femoral del acetábulo.

Figura 2-22. La articulación ha sido luxada y la extremidad en aducción y flexión se coloca en el sobre de tallas para la osteotomía del cuello femoral en la preparación del canal femoral. Se secciona y extirpa la cabeza femoral.

Se expone el acetábulo mediante la colocación de un separador de Hohmann mediano en la fosa isquial en la cara posterior del acetábulo, para, posteriormente, desplazar el fémur.

Figura 2-23. Se extirpa la cápsula restante del acetábulo, para su correcta visualización para el escariado. Colocamos un separador de Hohmann ancho bajo el labio posterior del acetábulo, y se sujeta la diáfisis femoral en la región intertrocantérica posterior al acetábulo. Se sacó la extremidad del sobre de tallas y se coloca sobre la mesa operatoria para la preparación acetabular.

Figura 2-24. Visión del acetábulo después de la colocación de los componentes, muestra la adecuada exposición y orientación del acetábulo en este vía de abordaje.

Con el separador de Hohmann debajo de la porción recta del músculo recto femoral, se obtiene una excelente exposición del acetábulo. Cuando se realiza una artroplastia total de cadera, la orientación del componente acetabular se puede obtener fácilmente mediante la confirmación de la posición de la pelvis en la mesa durante el proceso de escariado, y en la subsiguiente implantación acetabular. Se aborda el fémur proximal usando los instrumentos apropiados, el componente femoral se inserta en su posición y el proceso de reducción se lleva a cabo con

mediciones, siendo simuladas para el alargamiento o el acortamiento basado en las mediciones pre luxación. [1][2]

Figura 2-25. *Se ha colocado el componente femoral en el canal femoral preparado para su reducción, después de comprobar adecuadamente los tamaños y de tomar las mediciones de longitud de la extremidad con prótesis de prueba. El separador pélvico fijo situado sobre la cabeza femoral es el punto de referencia para la medición de la longitud de las piernas, en las reducciones de prueba. Se debe tener cuidado en no dañar la cabeza femoral con los separadores metálicos durante la reducción.*

Después de extraer los separadores y de reducir la cadera, se debe prestar cuidadosa atención en la unión del mecanismo abductor a la cara anterior del trocánter. Nuestra preferencia es asegurar la unión de los tendones glúteos al hueso usando tres agujeros con broca.

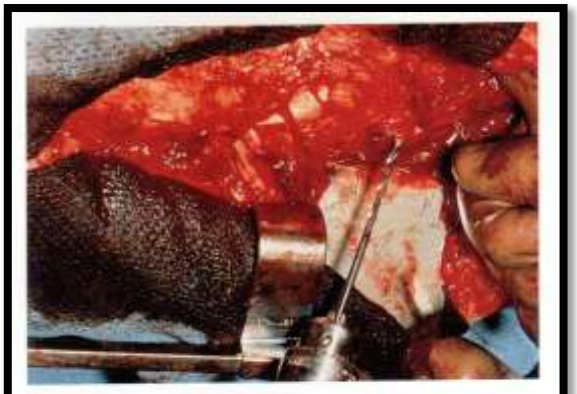


Figura 2-26. *El primer agujero se coloca en el trocánter, desde su parte posterior a su parte anterior y por fuera de la línea de sección del tendón del glúteo mediano.*

Figura 2-27. Pasamos una sutura de Mersilene de 5 mm desde la parte externa del trocánter y a través de él, superior al componente protésico y hacia arriba a través de la cara posterior del glúteo mediano, el cual ha sido despegado a la altura del palo de hockey.

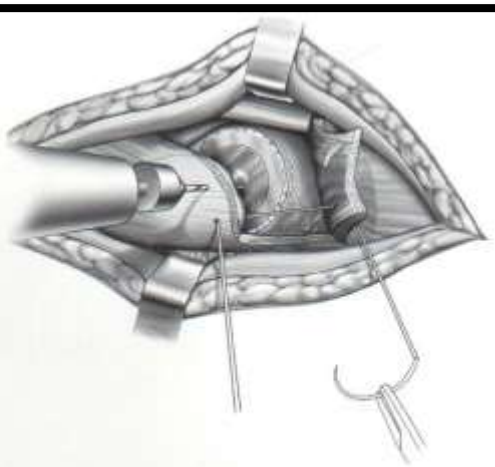


Figura 2-28. Se ha pasado la primera sutura y se coloca el segundo agujero en la parte media del trocánter mayor.

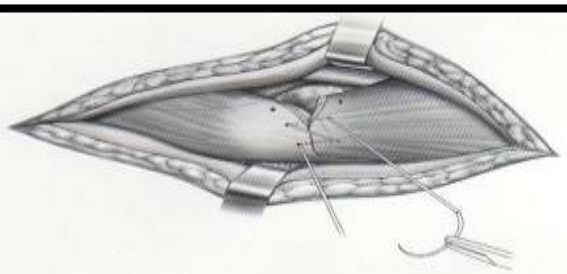


Figura 2-29. Se pasa la primera sutura de Mersilene a través del segundo agujero y se saca a través de la porción media del tendón del glúteo mediano. Ahora se puede anudar en forma de figura en ocho.

A medida que fijamos las suturas, los abductores se vuelven a unir al trocánter de forma segura, restaurando con sutura polifilamentosa no absorbible para asegurar la fijación. El cierre es llevado a cabo con sutura continua en el tensor de la fascia lata, con puntos sueltos subcutáneos y una sutura intradérmica para la piel. [(10)(15)]

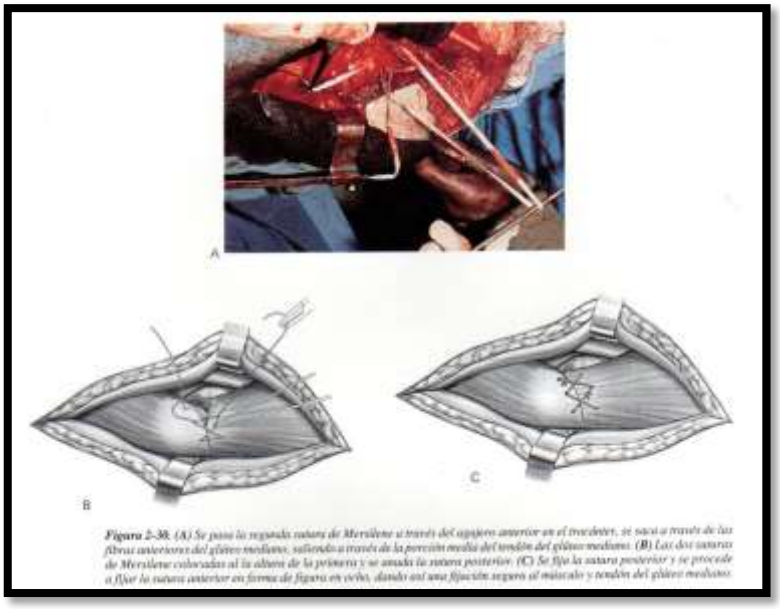


Figura 2-30. (A) Se pasa la segunda sutura de Mersilene a través del agujero anterior en el trocánter, se saca a través de las fibras anteriores del glúteo mediano, saliendo a través de la porción media del tendón del glúteo mediano. (B) Las dos suturas de Mersilene colocadas al lado de la primera y se anuda la sutura posterior. (C) Se fija la sutura posterior y se procede a fijar la sutura anterior en forma de figura en ocho, dando así una fijación segura al muñón y tendón del glúteo mediano.

Complicaciones

Trombosis Venosa Profunda

Varias publicaciones sitúan la incidencia de la trombosis venosa profunda, que sigue a la artroplastia total de cadera, en torno al 50%-80%, aunque no todas son sintomáticas. Basado en la sospecha clínica y V/Q la incidencia referida de tromboembolismo pulmonar se estima entre 6% a 19%. Se han publicado tasas de TEP entre 1% a 3% en artroplastia total de cadera en pacientes sin profilaxis a este respecto. Debido el significativo potencial de morbilidad y mortalidad, la profilaxis y vigilancia son aspectos importantes del manejo pre y posquirúrgico.

Por tal razón en la actualidad se emplean principalmente las heparinas de bajo peso molecular en la anticoagulación profiláctica o terapéutica en pacientes con problemas médicos o quirúrgicos. La Cirugía Ortopédica Mayor tiene riesgo muy elevado de presentar trombosis venosa a pesar del uso de trombo profilaxis, siendo, su incidencia del 3%. El riesgo tromboembólico se extiende entre 2 a 4 semanas después del procedimiento quirúrgico.

Infección

La frecuencia de infección aguda, definida como aquella qué aparece en los primeros seis meses, es similar para todos los diagnósticos y es inferior al 1%. La tasa completa de infecciones a largo plazo en artroplastia total de cadera realizada usando una profilaxis antibiótica y las modernas técnicas quirúrgicas es aproximadamente del 2%.

La infección establecida en una articulación protésica, es una complicación devastadora. El tratamiento de una infección establecida requiere la retirada de los implantes y toda fijación asociada, y un desbridamiento del hueso y partes blandas infectadas. Esto se sigue habitualmente de un tratamiento antibiótico intravenoso apropiado de seis semanas aproximadamente. Se puede reimplantar una nueva prótesis si el origen de la infección se identifica y ha desaparecido y los test diagnósticos demuestran erradicación del organismo infeccioso. En ocasiones, especialmente en casos de infección por un patógeno virulento, puede resultar prudente retrasar la colocación del reimplante hasta después de un período de observación libre de tratamiento antibiótico. [15]

El recambio tras infección es técnicamente más exigente que la artroplastia primaria, y siempre requiere un cirujano experimentado en su planificación y ejecución, el cual debe tener disponibles todo el material e implantes necesarios.

Luxación

La luxación de la prótesis de la cabeza femoral del componente acetábulo promedia del 0,5% a 0,3% en la mayoría de publicaciones y puede ocurrir en cualquier momento tras la artroplastia total de cadera pero es más común durante las primeras seis semanas posquirúrgicas. Durante este período la debilidad de las partes blandas y músculos en torno a la cadera son menos capaces de resistir cualquier fuerza luxante que pueda ser aplicada.

Una técnica quirúrgica insatisfactoria pude ser un factor de la luxación. Sin embargo, en la mayoría de las luxaciones ocurren como resultado de un error del paciente, generalmente por no obedecer las precauciones prescritas.

La luxación de la prótesis se considera una urgencia quirúrgica. La luxación aguda o la recolocación pueden acompañarse de lesión de estructuras nerviosas y vasculares. La inmensa mayoría de las luxaciones son fácilmente reductibles, aliviando el dolor y relajando la musculatura si se aplica una suave manipulación por un facultativo experimentado. Sin embargo, algunos casos pueden requerir reducción abierta. [12] [14]

Complicaciones del trocánter

La pseudoartrosis Trocantérica publicada puede ocurrir entre el 3% y el 9,5% de casos en los que se ha realizado osteotomía Trocantérica como parte del procedimiento quirúrgico. La tasa está incrementada en pacientes con osteotomías repetidas y en aquellos con osteoporosis u otras condiciones que estén asociadas con pobre curación ósea. Aproximadamente el 50% de los pacientes con pseudoartrosis o unión fibrosa, sufrirán debilidad abductora y cojera. La pseudoartrosis completas tienen alta tasa de luxación y cojera dolorosa que podría requerir tratamiento quirúrgico. [2]

Osificación heterópica

La osificación heterópica (HO) es una complicación que se puede manifestar clínicamente con inflamación, febrícula y dolor alrededor de la cadera afectada. El diagnóstico puede realizarse radiográficamente, viéndose un aspecto nebuloso en las partes blandas en torno a la cadera. Los varones se ven afectado de dos a tres veces más que las mujeres y la frecuencia en artrosis es más alta que en la artritis reumatoide.

En pacientes con riesgo, el uso de indometacina postquirúrgica ha demostrado una disminución del riesgo de HO. Bajas dosis de irradiación posquirúrgica también han demostrado ser muy efectivas. Si ocurre una severa osificación heterópica, se puede comprometer la función articular y puede requerir exéresis quirúrgica.[13]

Discrepancia de la longitud de la pierna

La discrepancia de longitud es una complicación ocasional de la reconstrucción de la cadera que puede ser bastante incómoda para el paciente. Una longitud excesiva

está a menudo asociada con un abordaje quirúrgico posterior a la cadera ya que puede requerirse el alargamiento para alcanzar estabilidad articular correcta tras la exposición. En el lado opuesto, el acortamiento puede requerirse para alcanzar estabilidad articular en el caso donde existen severas contracturas de las partes blandas. En la mayoría de los casos, la discrepancia de longitud que se estima clínicamente significativa posquirúrgicamente puede tratarse satisfactoriamente con el uso de un alza. [2][11]

IV. MATERIALES Y METODOS

TIPO Y DISEÑO DE ESTUDIO

El presente es un estudio Descriptivo, transversal.

LUGAR

El estudio se realizó en el Hospital Provincial Isidro Ayora de Loja, y el IESS Loja.

UNIVERSO

En el presente estudio se incluyen a todos los pacientes que son ingresados al servicio de traumatología del el Hospital Provincial Isidro Ayora de Loja y en IESS Loja en el periodo comprendido del año 2011 a junio del 2012

DESCRIPCIÓN DE PROCEDIMIENTOS

Se definió como casos a todos los pacientes hospitalizada en el servicio de traumatología del HRIA y IESS Loja con diagnóstico de coxartrosis. A los cuales se le realizó una encuesta con datos que están relacionado con la edad, género, actividad que realizan, y en especial el tipo de prótesis qué recibieron y su recuperación

CRITERIOS DE INCLUSION:

- Pacientes ingresadas al servicio traumatología del Hospital Isidro Ayora de Loja y IESS Loja , con diagnóstico de coxartrosis

CRITERIOS DE EXCLUSION:

- Pacientes ingresadas al servicio traumatología del Hospital Isidro Ayora de Loja y IESS Loja, con diagnóstico de fracturas, luxaciones.
- Pacientes en estados de inmunodepresión.
- Pacientes qué presentaron enfermedades degenerativas como hipertensión

arterial, diabetes

TÉCNICAS:

Encuesta: Se la empleó a todos los pacientes que fueron ingresados con diagnóstico de coxartrosis y en planificación de la artroplastia de cadera. La misma que consta de datos en relación de la edad, género, tiempo que presentó dichos síntomas, actividad a la que estaba sometido, y que prótesis está más utilizada de acuerdo al grado de afectaciones la articulación de la cadera. La cual me permitió obtener datos de validez relevante mediante sus respuestas una vista amplia y objetiva del problema el cual a su vez implica el desarrollo de la patología.

Aspectos Éticos.- Para la realización del presente protocolo se obtuvo la autorización de las autoridades de los centros hospitalarios involucrados y en especial un consentimiento informado a los pacientes que fueron encuestados; para obtener dicha información,

Análisis y Presentación de Resultados.- Todos los datos obtenidos de las historias clínicas fueron registrados y detallados en una base de datos EXEL. Y los resultados del estudio se realizaron en base de cuadros estadísticos y gráficos

V. RESULTADOS

CUADRO Nº1

PACIENTES QUE FUERON INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012				
	IESS		HRIA	
	F	%	F	%
Pct. Sin Coxartrosis	2120	98%	1426	99%
Pct. Con Coxartrosis	40	2%	14	1%
TOTAL	2160	100%	1440	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor

Tenemos que en el servicio de traumatología del HRIA han ingresado 1426 pacientes que es el (99%) de los cuales 14 presentan coxartrosis que equivale al (1%) y en IESS han ingresado 2120 pacientes qué es el (98%) de los cuales 40 presentan coxartrosis qué equivale al (2%).

CUADRO Nº 2

FRECUENCIA DE ARTROPLASTIA DE CADERA EN LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012.				
	Año 2011		jun-12	
HRIA	6	11%	8	15%
IESS LOJA	16	30%	24	44%
TOTAL	22	41%	32	59%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Tenemos que el año 2011 en el HRIA hay 6 casos qué equivale al (11%) y el IESS de Loja 16 casos que es el (30%). En comparación en los primeros 6 meses del 2012 hay 8 casos en el HRIA qué es el (15%) y 24 casos en el IESS de Loja qué es el (44%).

CUADRO Nº3

FRECUENCIA DE COXARTROSIS SEGÚN LA EDAD DE LOS PACIENTES INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA EN LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012		
EDAD	F	%
<49 años	3	6%
50-59 años	17	31%
60-69 años	19	35%
70-79 años	13	24%
>80 años	2	4%
TOTAL	54	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

La tabla revela que la edad más frecuente del desarrollo de la enfermedad es a los 60-69 años qué equivale al (35%); seguida de 50-59 años qué equivale a (31%)

CUADRO Nº 4

FRECUENCIA DE LA COXARTROSIS DE CADERA SEGÚN LA EDAD Y EL GÉNERO DE LOS PACIENTES INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA DE LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL AÑO 2011				
Edad	MASCULINO	%	FEMENINO	%
<49 años				
50-59 años	4	36%	3	27%
60-69 años	4	36%	4	36%
70-79 años	2	18%	4	36%
>80 años	1	9%		
TOTAL	11	100%	11	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Nos revela que los pacientes ingresados al servicio de traumatología han desarrollado la enfermedad a la edad de 50-59 años: tenemos 4 pacientes de género masculino qué es el (36%) y 3 pacientes de género femenino qué es el (27%): a la edad de 60-69 años tenemos 4 pacientes de género masculino qué es el (36%) y 4 pacientes de género femenino qué es el (36%): a la edad de 70-79 años tenemos 2 pacientes de género masculino qué es el (18%) y 4 pacientes de género femenino qué es el (36%) y mayores de 8o años tenemos 1 pacientes de género masculino qué equivale el (9%).

CUADRO Nº5

FRECUENCIA DE LA COXARTROSIS DE CADERA SEGÚN LA EDAD Y EL GÉNERO DE LOS PACIENTES INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA DE LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN JULIO DEL 2012				
EDAD	MASCULINO	%	FEMENINO	%
<49 años	2	13%		
50-59 años	5	33%	6	35%
60-69 años	5	33%	8	47%
70-79 años	3	20%	3	18%
>80 años				
TOTAL	15	100%	17	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor

Nos revela que los pacientes ingresados al servicio de traumatología han desarrollado la enfermedad a la edad de menores de 49 años tenemos 2 pacientes de género masculino qué equivale (12%); a la edad de 50-59 años: tenemos 5 pacientes de género masculino qué es el (33%) y 6 pacientes de género femenino qué es el (35%): a la edad de 60-69 años tenemos 5 pacientes de género masculino qué es el (33%) y 8 pacientes de género femenino que es el (47%): a la edad de 70-79 años tenemos 3 pacientes de género masculino que es el (20%) y 3 pacientes de género femenino qué es el (18%).

CUADRO Nº6

DISTIBUCION SEGÚN LA EVOLUCION DE LA ENFERMEDAD EN LOS PACIENTES INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA EN LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012				
Tiempo	MASCULINO	%	FEMENINO	%
<5 años	4	15%	10	36%
6-10 años	10	38%	7	25%
11 -15 años	8	31%	6	21%
16-20 años	4	15%	5	18%
Total	26	100%	28	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Tenemos como resultado según la evolución que presentan los pacientes en un periodo de 5 años se presentó en 10 pacientes que es (36%) y que corresponde al género femenino; y en el periodo de 6-10 años presentan 10 pacientes qué es el (38%) qué corresponde al género masculino.

CUADRO Nº7

ATRIBUCIÓN DE LA OCUPACIÓN EN EL DESARROLLO DE LA COXARTROSIS EN LOS PACIENTES INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA EN LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012.				
OCUPACIÓN	HRIA	%	IESS LOJA	%
Agricultores	5	36%	14	35%
Ingenieros	1	7%		
Albañiles	3	21%	6	15%
Amas de Casa	2	14%	3	8%
Abogados			2	5%
Docentes	1	7%	4	10%
Jubilados	2	14%	11	28%
TOTAL	**14**	**100%**	40	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Con los datos obtenidos tenemos que la ocupación que influye en la aparición de la coxartrosis es la agricultura en 5 pacientes qué es el (36%) ingresados en HRIA; y de 14 pacientes qué es el (35%) ingresados en el IESS: seguidos de la albañilería hay 3 pacientes qué es el (21%) ingresados en el HRIA y 6 pacientes qué es el (15%) ingresados en el IESS

CUADRO Nº8

DISTRIBUCIÓN SEGÚN EL GRADO DE DOLOR QUE PRESENTARON LOS PACIENTES CON COXARTROSIS INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA EN LOS HRIS Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012.		
INTENSIDAD	F	%
Leve	0	0%
Moderado	12	22%
Intenso	36	67%
Incapacitante	6	11%
TOTAL	54	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Tenemos como resultado que hay 12 paciente que presentaron dolor de moderada intensidad; 36 pacientes presentaron dolor de gran intensidad y 6 pacientes qué evolucionaron la incapacidad de realizar movimientos

CUADRO Nº 9

TIPO DE PRÓTESIS DE CADERA UTILIZADA EN LOS PACIENTES INGRESADOS EN EL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA DE LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012				
	HRIA	%	IESS Loja	%
Cementada	4	29%	10	25%
No Cementada	8	57%	25	63%
Hibrida	2	14%	5	13%
TOTAL	14	100%	40	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Tenemos como resultado qué la prótesis no cementada fue colocado a 8 pacientes que equivale el (57%) en el HRIA y 25 pacientes en el IESS de Loja qué es el (63%); seguida de la prótesis cementada qué fue colocada a 4 pacientes del HRIA que es el (29%) y a 10 pacientes en el IESS de Loja que es el (25%) y por ultimo tenemos la prótesis hibrida qué fue colocada a 2 pacientes en el HRIA qué es el (14%) y a 5 pacientes en el IESS qué es el (13%)

CUADRO Nº 10

COMPLICACIONES DE LA ARTROPLASTIA DE CADERA EN LOS PACIENTES INGRESADOS AL SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA EN LOS HRIA Y IESS DE LOJA EN EL PERIODO DEL AÑO 2011 A JULIO DEL 2012				
	HRIA	%	IESS Loja	%
Infección de herida	1	7%	3	8%
Trombosis Venosa Profunda	1	7%	2	5%
Neumonía	2	14%	3	8%
Luxación	1	7%	2	5%
Fractura	3	21%		
Ninguna	6	43%	30	75%
TOTAL	14	100%	40	100%

Fuente: Paciente qué fueron intervenidos quirúrgicamente en el HRIS- IESS Loja
Elaborado: El autor.

Los pacientes que fueron intervenidos quirúrgicamente en su recuperación no presentaron complicaciones en 6 pacientes qué equivale el (43%) en el HRIA y 30 pacientes qué equivale el (75%)

VI. DISCUSIÓN

La artroplastia de cadera es una intervención quirúrgica de suma importancia por el cambio significativo que brinda en la calidad de vida de los pacientes, por lo que es necesario conocer en primer lugar el perfil del paciente que se somete a este tipo de operación en nuestro medio.

Para establecer habilidades de prevención de desarrollo de coxartrosis con el fin de evitar complicaciones a futuro, resulta necesaria la identificación de factores que aumentan la probabilidad de aparición de la enfermedad, demostrados en variados estudios nacionales e internacionales.

Tenemos como dato muy importante qué en el año 2011 han ingresado al servició de traumatología del HRIA, 960 pacientes de los cuales 6 pacientes presenta coxartrosis y en el IESS han ingresado 1440 pacientes de los cuales 16 presenta coxartrosis; a diferencia de los primeros 6 meses del año 2012 han ingresado al HRIA, 480 pacientes de los cuales 8 presentan coxartrosis y en el IESS han ingresado 720 pacientes de los cuales 24 presenta coxartrosis, con lo cual se revela qué ha existido un aumento de pacientes ingresado con coxartrosis

Tenemos que la incidencia de coxartrosis en el Hospital Nacional Guillermo Almenara (Perú).en el año 2009 es de 232 pacientes que equivales el 100%; en el Hospital de San José, Bogotá 2000-2005 es de 200 pacientes que equivale 100%; en el HRIA tenemos 14 pacientes qué equivale 26% y el IESS Loja tenemos 40 pacientes qué equivale 74%.[16] [17]

En el estudio realizado, en el Hospital Nacional Guillermo Almenara (Perú).en el año 2009 la edad más frecuente va de 50-55 años que representa el 20%; predisposición al género femenino en un 25%. En el Hospital de San José, Bogotá 2000-2005 la edad comprendida 60-69 años qué representa 29% con predominio en el género masculino en un 25%. El estudio realizado en los HRIA y IESS Loja la edad más frecuente es de 60-64 años qué equivale 25% con predominio del género femenino en 35% lo que concuerda con los estudios realizados en otra casa de salud. [16][17]

Los pacientes según el tiempo de evolución de la enfermedad; en los estudios realizados en el Hospital Nacional Guillermo Almenara (Perú).en el año 2009 presenta un tiempo de 6 años que es el 19%; En el Hospital de San José, Bogotá 2000-2005 presenta un tiempo de 5-10 años que es el 20%; el estudio realizado en los HRIA y IESS Loja presenta de 5 años que es 36% en el género femenino y de 6-10 años en el género masculino.

Teniendo como resultado con la literatura que es más frecuente a la edad de 60-64 con predominio del género femenino [(16)(17)]

Los resultados demuestran que algunas ocupaciones constituyen un factor de riesgo para el desarrollo de la coxartrosis: en el estudio realizado en el Hospital Nacional Guillermo Almenara (Perú).en el año 2009 presenta la agricultura en 20%, En el Hospital de San José, Bogotá 2000-2005 presenta en un 15% en secretarios y 12% en amas de casas; en el estudio realizado en los HRIA y IESS Loja presentamos un 33% en agricultores y un 17 % en albañilería. Confirmándose que los pacientes con mayor riesgo de desarrollar coxartrosis son aquellas que realizan actividades con mayor esfuerzo físico como tenemos en el estudio la agricultura pero en poco porcentaje también se encuentran las personas que no realizan actividad física como las amas de casa.

Del mismo modo se apreció que el nivel de dolor en el Hospital Nacional Guillermo Almenara (Perú).en el año 2009 el 25% era de gran intensidad; el estudio realizado en el Hospital de San José, Bogotá 2000-2005, presenta 22% era de moderado a gran intensidad; en el estudio realizado en el HRIA y IESS Loja presenta dolor de gran intensidad 67% que llega a la incapacitación en un 11%.con los resultados y estudios realizados se tiene qué los pacientes presenta dolor de gran intensidad. [(16)(17)]

De acuerdo al estudio realizado tenemos que la incidencia de utilización de tipo de prótesis es mayor la no cementada en un 41%, la cementada en 31% hibrida 28%, teniendo en cuenta la edad del paciente y factores que se presenten. [(16)(17)]

Tenemos qué el proceso pueden presentarse complicaciones. En el estudio realizado en el Hospital Nacional Guillermo Almenara (Perú).en el año 2009 presenta un 10% de infecciones respiratorias, 15% infecciones de la herida quirúrgica y 75% no presenta complicaciones, en el Hospital de San José, Bogotá 2000-2005 presenta 20% infecciones de herida quirúrgica, 10% trombosis venosa profunda y el 70% no presenta complicaciones, en los HRIA presentamos neumonía en 14%, fractura en un 21% y sin complicaciones en 43%; y en el IESS Loja tenemos un infección de herida en 8% y sin complicaciones en un 75%.

VII. CONCLUSIONES.

1.- En el siguiente trabajo se concluye que la frecuencia de coxartrosis para la realización de artroplastia de cadera es más frecuente a la edad de 60-64 años, y afecta más el género femenino

2.- Se determinó que el tiempo de evolución previa intervención quirúrgica fue de 5 años en género femenino y de 6-10 años el género masculino, presentado dolor de gran intenso que alguno de los caso llega a Incapacitación

3.-Se estableció qué se pude tener como factor para la aparición de coxartrosis la ocupación en la que las personas realizan trabajos exigentes como agricultores y albañilería .Ya que la mayoría de los casos son de forma idiopática

4.- En las intervenciones realizadas a los pacientes en los dos hospitales se ha tomado en cuenta factores como la edad, tipo de actividad y las posibles complicaciones qué puede desarrollar en el futuro. Por lo cual se ha utilizado con frecuencia por los especialistas la prótesis no cementada.

5.- Los paciente que fueron intervenidos quirúrgicamente; durante su intervención y recuperación; no presentaron ninguna complicación. Ya que presentaron buena tolerancia al procedimiento.

VIII. RECOMENDACIONES

1. Dar mayor información sobre los factores de riesgo y las edades a las personas que se encuentran sometidas a trabajos esforzados como la agricultura y albañilería.

2. Detectar tempranamente y oportunamente la enfermedad para así evitar evolución rápida y así evitar la artroplastia de cadera a edad temprana.

3. Promocionar las posturas correctas para el levantamiento de carga y en el momento de dormir. Para evitar a futuro el desgaste de dichas articulaciones

4. Aumentar la accesibilidad de los centros de salud urbana marginal para que acudan precozmente. Para chequeos de rutina o para la iniciación de tratamiento o consejería para evitar la aparición de la misma.

IX. BIBLIOGRAFIA

1. CAMPBELL, CIRUGIA ORTOPEDICA, 10ma Edición, Editorial Panamericana, págs. 345- 655. Año 2009
2. Incidencia de artrosis de cadera y de dismetría de miembro inferior en pacientes adultos menores de 65 años, instituto traumatológico.
3. www.cybertesis.cl/tesis/uchile/2006/osorio_m/sources/osorio_m.pdf.
4. SLEDGE, CADERA, Artroplastia total de cadera, 10m edición Editorial panamericana, pags de 1-.350.
5. Fanjul Cabeza JM: Influencia del cirujano en los resultados de las artroplastias totales de cadera. Ponencia. VII Congreso SACOT. Oviedo 22 Mayo 2009
6. Fanjul Cabeza JM: Biomecánica aplicada a la técnica quirúrgica. XIII Seminario SATO; Comunicación Oficial. Huercal Overa, Almería . Junio 2010
7. Fanjul Cabeza JM, Moreno Guerrero TJ, Muedra Font R, Domínguez Domínguez F, Amador Mellado J, Fernández Gutiérrez C, Menéndez González A: Luxación central verdadera de la cadera en crisis epiléptica. Rev Ortop Traum; 37IB; 172-175. 2008
8. Kerboull M.: Les problèmes biomécaniques posés par l´arthroplasties totale de hanche. Cahiers d´enseignement 2006 SOFCOT. 7, 89-112. Expansion scientifique française .2006 Paris
9. Frain Ph.: Moyen fessier et appui unipodal. Variations géométriques sur le teme des ostéotomies fémorales et pelviennes. Rev Chir Orthop 64,445-458. 2008
10. Rorabeck C: Importancia del voladizo femoral en el desgaste acetabular. 1er Curso Internacional de Artroplastias. Dr. Navarro Quilis. Barcelona 8 de Marzo 2010
11. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An, KN, Cabanela ME: Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. 77B, november, 865-869, 2009
12. Morrey BF : Artroplastia: Reemplazos Articulares - Cap.39 - Ed. Panamericana. 2008

13. Fanjul Cabeza JM, Cincunegui Oruezabal J, Moreno Guerrero TJ, Núñez Batalla D, Couz (del) García A, Fernández Moral V: Ligamento Transverso Acetabular: Referencia anatómica en artroplastia de cadera. XXXII Congreso Nacional SECOT. P132. Libro de Resúmenes. Ed.: Escandón S.A., SEVILLA. 2009
14. Watson, Jones. Fractures and Joint Injuries. Fifth Edition
15. Kurtz S, Mowat F, Ong K, Chan N, Lau E, Halpern M. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. J Bone Joint Surg Am. 2005;87:1487-97
16. http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/anales/v59_n4/rcadera.htm
17. http://www.sccot.org.co/bancomedios/documentos%20pdf/Complicaciones_Temprana_Junio2006.pdf

X. ANEXOS

UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA

FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS.

INCIDENCIA DE COXARTROSIS EN PACIENTES ATENDIDOS EN EL HOSPITAL ISIDRO AYORA Y EL IESS DE LOJA EN LOS AÑOS 2011 – 2012.

Nombre del Paciente…….

Edad…… **Sexo M ( ) F ( )** **HCl:……..**

Lugar de Residencia……. **Ocupación**…….

Cadera afectada……

Tiempo de evolución de la enfermedad…….

Factores predisponentes……

Claudicación

Leve ( ) Moderada ( ) Grave ( ) No ( )

Dolor

- Nada o lo ignora ( )
- Mínimo, ocasional no compromete la actividad ( )
- Moderado, tolerable pero modifica la actividad puede requerir analgesia ( )
- Intenso, gran limitación de la actividad. ( )
- Totalmente incapacitado, limitado, dolor en la cama, encamado ( )

Apoyo

No ( ) Uso de bastón ( ) Uso de Muletas ( ) Incapaz de andar ( )

Arco de Movimiento

Flexión…… Rotación externa…….

Extensión…… Rotación Interna……

Abducción…….. Aducción……

Tipo de prótesis total

Cementada…… No cementada……. Bipolar…… Superficializacion……

Abordaje quirúrgico……

Lugar donde se realizó la cirugía…….

Complicaciones…….

Gracias