

11295
137

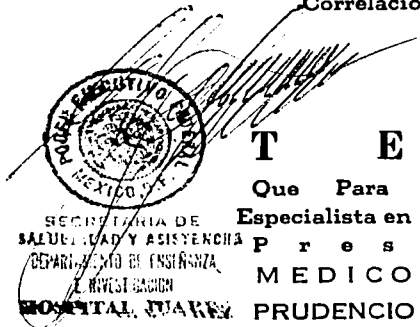


UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Medicina
Secretaría de Salubridad y Asistencia

**ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA CON PROTESIS DE
CHARNLEY MULLER.**

Correlación Clínico Radiológica



T E S I S

Que Para Obtener el Título de
Especialista en Ortopedia y Traumatología

Presenta el
MEDICO CIRUJANO

PRUDENCIO LUIS ORTIZ MENDOZA

Profesor Titular del Curso y Asesor de Tesis:
Dr. Salvador López Antuñano

México, D. F.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2002



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AL HOSPITAL JUAREZ

Y EN FORMA ESPECIAL AL SERVICIO
DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA -
POR HABERME FORMADO PROFESIO -
NALMENTE.

A MI ESPOSA

ALICIA POR LA AYUDA, AMOR Y -
COMPRENSION QUE SIEMPRE ME HA -
BRINDADO. QUIEN CONTINUAMENTE -
ME IMPULSA A SEGUIR ADELANTE.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INDICE	PAGINA
INTRODUCCION	1
OBJETIVOS	3
HIPOTESIS	4
ANTECEDENTES HISTORICOS	5
CONSIDERACIONES ANATOMOFUNCIONALES	9
BIOMECANICA APLICADA	14
LA PROTESIS DE CHARNLEY MULLER	22
ORIENTACION DE LA PROTESIS	26
MATERIAL Y METODO	34
RESULTADOS	40
ANALISIS Y COMENTARIOS	51
CONCLUSIONES	67
RESUMEN	68
BIBLIOGRAFIA	70

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

INTRODUCCION

La constante investigación científica ha dado como resultado positivo en Medicina, la disminución en las tasas de mortalidad y en consecuencia, el aumento en la longevidad de la población. Esto ha traído como consecuencia un aumento de las enfermedades de tipo degenerativo articular. Informes de la Ciudad de Nueva York mencionan cifras crecientes de ingresos hospitalarios con diagnóstico de artrosis articular que llegan hasta 65,000 casos por año.^{38,39}

Las lesiones de diversa etiología en la cadera, ocasionan como secuela irreversible artrosis de los componentes articulares con incongruencia de los mismos, insuficiencia mecánica, movilidad restringida y dolor, a las que se agregan manifestaciones de las estructuras blandas periarticulares (contracturas y posiciones viciosas), lo que da como resultado una marcha difícil o imposible, con consecuencias graves para la columna vertebral y para las articulaciones vecinas.

La incapacidad funcional y la repercusión social de ésta patología ha motivado el que numerosos investigadores,^{8,12,16,18,19,20,40,50,52,53,59,60,73} desde el siglo pasado hasta la actualidad diseñen prótesis y realicen operaciones encaminadas a devolver la movilidad articular.

La sustitución total de la cadera ha sido uno de los mayores y más exitantes progresos de la cirugía ortopédica, ésta técnica para el tratamiento de las caderas enfermas, tiene reconocimiento como una de las más importantes para el ortopedista y -

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

sus pacientes, debido a la patología tan variada y frecuente que se presenta en la cadera y donde éste recurso toma lugar como un procedimiento rehabilitador, salvador y en ocasiones heróico.

La frecuencia de sustitución total de la cadera en diferentes Hospitales de Estados Unidos ha fluctuado de 55,000 a -- 80,000 por año, desde 1972.³⁶ En Inglaterra se reporta una frecuencia de aproximadamente 3000 artroplastías totales de cadera por año.⁵¹

En la actualidad las prótesis sustitutivas totales han dado al cirujano ortopédico la oportunidad de alcanzar uno de los objetivos primordiales de la especialidad: aliviar el dolor y restaurar la función.

Hasta hace 20 años se consideraba a este procedimiento quirúrgico como un método terapéutico de resultados impredecibles, y es en la actualidad un campo rico en experiencia clínica a largo plazo, lo que permite calificar éste recurso, cuando está bien indicado y la técnica quirúrgica bien ejecutada, como capaz de mejorar el pronóstico para la buena función de la cadera.

Existen en la literatura una gran cantidad de reportes que analizan la problemática del procedimiento y nos ofrecen un amplio panorama de resultados clínicos y radiológicos a largo plazo.

OBJETIVOS

1. Revisar los antecedentes históricos y la evolución de la prótesis total de cadera.
2. Conocer la prótesis de Charnley Müller y la orientación - óptima de sus componentes.
3. Revisar los casos operados de artroplastía total de la cadera, en el Servicio de Ortopedia del Hospital Juárez S.S.A., durante los últimos cuatro años.
4. Conocer la influencia que tienen en los resultados clínicos la orientación de los componentes en el reemplazo total de la cadera.
5. Presentar la evolución de la artroplastía total de la cadera con prótesis de Charnley Müller y los resultados en cuanto a la mejoría del dolor, aumento de la movilidad y resultados - funcionales de la operación así como sus complicaciones.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

HIPOTESIS

Se sabe que la articulación coxofemoral es una enartrosis, - que por la morfología, orientación y comportamiento biomecánico de sus componentes es una articulación estable.

La orientación anatómica del acetábulo y del cuello femoral - permiten una congruencia armónica entre las superficies articulares, que da por resultado una función óptima de la articulación. Por lo tanto, es de primordial importancia al colocar - una prótesis total de cadera, conocer perfectamente la anatomía y la biomecánica de la articulación para poder colocar los componentes protésicos de tal forma que permitan un buen funcionamiento articular y así obtener mejores resultados clínicos, -- puesto que una orientación anormal de los componentes artroplásticos influiría en los resultados clínicos obtenidos en la evaluación a corto y a largo plazo.

Si se cuenta con una prótesis total de cadera diseñada y -- construida de acuerdo con la mecánica normal de la articulación coxofemoral, y se coloca rígidamente fija con cemento óseo, - orientándola dentro de los límites considerados como normales - se obtendrá, si no hay complicaciones, un resultado bueno o - excelente con una articulación funcional y estable.

El estudio completo preoperatorio, una técnica quirúrgica - adecuada y un buen manejo postoperatorio son indispensables para obtener buenos resultados.

ANTECEDENTES HISTORICOS

El primer antecedente de reemplazo total de la cadera, procede de un extraordinario dibujo de Leonardo Da Vinci, que anticipándose por siglos al progreso de la cirugía, diseñó una prótesis para la articulación de la cadera.^{57,58,68}

Con el concepto de asepsia de Lister en 1888, la cirugía a pesar de no contar con los recursos técnicos y físicos actuales inició un desarrollo acelerado en todo el mundo.^{38,39}

La cirugía mayor de la cadera nació en 1826 en los Estados Unidos cuando John Barton⁸ (Fig. 1) en Filadelfia, realiza una osteotomía intertrocantérica, produciendo una pseudoartrosis -- con la idea de dar movilidad a la cadera anquilosada de un marino (Fig. 2).



Fig. 1 John Barton, 1974 - 1871. Tronzo R., p. 17, 1980

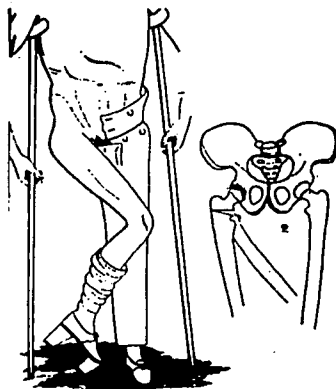


Fig. 2 Tronzo R. p. 17 1980.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Carnochan⁷³ en Nueva York, en 1840, inicia la época de la interposición de materiales usando fragmentos de madera para dar movilidad articular.

En el año de 1863 Sayre⁷³ informó haber realizado una osteotomía de cadera retirando un bloque de hueso, tituló su trabajo "Un nuevo método para la articulación artificial de la cadera - en la anquilosis ósea", lo que indicó que se trataba de una artroplastía. Vernuil⁷³ de Francia en 1860 fué el primero en utilizar tejidos blandos interpuestos, inicialmente músculo y después grasa y aponeurosis. En 1881 Fock siguiendo la idea de Charles White de Manchester, reportó 78 casos de resección artroplástica con la introducción de metafisis femoral al acetábulo. Clumpsky en 1900 realizó ensayos con estaño, zinc, plata, celulosa y goma. Rones en 1902 reporta buenos resultados con la interposición de una lámina de oro. Murphy en 1913 demostró la formación de fibrocartilago proveniente del hueso subcondral después de una artroplastía con la interposición de fascia. - Smith Petersen^{38,57} inició la época moderna de la artroplastía de la cadera con la interposición de copas, cuando en 1923 por primera vez cubrió la cabeza femoral con una copa de vidrio, posteriormente utilizó un material celuloide el cual abandonó por la gran reacción de cuerpo extraño que producía. En 1933 ensayó el vidrio pyrex, en 1937 la vaquelita y en 1938 utilizó una aleación de cromo-cobalto.

La constante absorción del cuello femoral y la fijación de la copa al acetábulo evitaron en la mayoría de los casos obte-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ner un buen resultado.

En el año de 1940 Bohlman de Baltimore y Moore⁵² de Columbia introdujeron una prótesis cefálica de acero inoxidable para - substituir el tercio proximal del fémur, cuello y cabeza femo - ral.

En 1950 los hermanos Judet⁴⁰ diseñaron una prótesis de tallo corto, fabricada de acrílico, despertando la inquietud académi - ca y científica que condujo a Eicker, Thompson y Moore^{52,73} a perfeccionar sus endoprótesis, en cuanto a la elaboración y di - seño, prótesis que adquirieron gran popularidad. Estas prótesis parciales aunque fueron un gran adelanto, no solucionaron todos los casos por lo que hubo necesidad de hacer cirugía en el ace - tábulo, iniciándose así la prótesis total.

Se dice que la primera sustitución total de la cadera fué - realizada en el año de 1890 por Gluck, quien utilizó una cabeza y cavidad hechas de marfil. A Philip Wiles puede considerársele cómo el creador de la sustitución metálica total de la cadera - ya que en 1938 diseñó su prótesis de acero inoxidable.^{38,45,58}

Sivash convencido de que la recurrencia del dolor y la limi - tación de la movilidad no dependían del material selecciona - do ni de la construcción de la prótesis, sino más bien del procedi - miento de poner en contacto el material inorgánico de la próte - sis con la superficie articular orgánica; realizó estudios expe - rimentales en perros, observando erosión osteocartilaginosa, -- provocada por la endoprótesis, lo que producía una prolifera -- ción del tejido conectivo llevando a la fibrosis y a la anqui -

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

losis a la articulación, comprobó su teoría al reoperar a los-pacientes a quienes había colocado una hemiprótisis.⁵⁸

En base a éstas observaciones Mckee, Farrar, Charnley, Mū --ller y otros^{18,19,20,50,53} consideran indispensable reemplazar simultáneamente ambos componentes articulares.

En 1951 Mckee y Farrar^{50,73} utilizan la prótesis total de ca-dera consistente en una copa de metal y una prótesis de Thomp-son de cromo-cobalto, obtuvieron malos resultados por los multi- ples fragmentos metálicos producidos y la dificultad para fijar la copa acetabular. En el año de 1966 Ring^{59,60} describió un -procedimiento de artroplastía total utilizando una prótesis de Moore y una copa acetabular atornillada a la pelvis.

John Charnley (Fig. 3)^{18,20,24,38,51} inició el uso de una co- pa de material plástico, al principio de teflón y posteriormen- te de polietileno de alta densidad y una prótesis de metal, fijadas con me- tilmetacrilato, lo que ha sido sin du- da el paso definitivo que hizo reali- dad el concepto de una prótesis por - largo tiempo soñada. Es indudable que Charnley en su Clínica-Hospital de - Wrightington de Manchester ha hecho - más por popularizar y demostrar los - adelantos de la artroplastía total de la cadera que cualquier otro en el mun- do.



Fig. 3. John Charnley
1911-1982. Acta Ortop.
Latinoam. 9:128, 1982.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Müller⁵³ en Suiza diseñó e implantó diversos sustitutos totales de cadera, el último está hecho sobre la base del dispositivo de Charnley pero utiliza una cabeza protésica más grande (32 mm) de una aleación de cromo-cobalto.²⁴

Las prótesis de Charnley y de Müller^{20,53} han encontrado mejor aceptación en la práctica diaria, a raíz de mejores experiencias clínicas.

Los esfuerzos de cirujanos, ingenieros y expertos en materiales se reflejaron en los nuevos diseños y nuevos materiales que han aparecido en los últimos años.

CONSIDERACIONES ANATOMOFUNCIONALES

La cadera, articulación proximal del miembro inferior, tiene la función de orientarlo en todas direcciones del espacio, para lo que esta dotada de tres ejes y tres sentidos de libertad de movimientos: transversal, anteroposterior y vertical.⁴³

La articulación coxofemoral es una enartrosis de superficies articulares esféricas, de coaptación muy firme que goza de una gran estabilidad (Fig. 4), por lo que es la articulación más difícil de luxar de todas las que existen.⁴³ Estas características de la cadera están condicionadas por la función de soporte del peso corporal y de la locomoción propias del miembro inferior.

La cavidad cotiloidea recibe la cabeza femoral, se compara con una hemiesfera hueca, situada en la cara externa del hueso ilíaco, en la unión del pubis, ileon e isquion (Fig. 5). Está

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



FIGURA 4



FIGURA 5

orientada hacia adelante, abajo y afuera, limitada en su contorno por la ceja ctiloidea, la superficie periférica es realmente articular, recubierta de un cartílago dispuesto en forma de herradura o Facies Lunata. La porción central del cótilo está retraída y por lo tanto no entra en contacto con la cabeza femoral, esta porción también llamada Fossa acetabuli es de aspecto óseo y está recubierta en parte por tejido graso y por el ligamento redondo (Fig. 5). En un corte vertical el eje de la cavidad ctiloidea forma con la horizontal un ángulo de 30° a 40° - A nivel del techo ctiloideo la presión es mayor y el cartilago del mismo y de la media luna articular es más grueso. En un corte horizontal el eje del cótilo forma un ángulo de 30° a 40° -- con el plano frontal lo que pone de manifiesto la orientación hacia adelante.⁴³

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN.

La cabeza femoral está constituida por los dos tercios de una esfera de 40 a 50 mm de diámetro (Fig. 5), está cubierta en sus dos terceras partes por cartilago articular, cuyo espesor medio al igual que en el cótilo es mayor en las zonas expuestas a gran carga y presiones.⁵ El centro de la cabeza es punto medio articular y por el pasan los tres ejes de la articulación

En el adulto el cuello femoral mide de tres a cuatro cm. extendiéndose desde el límite cefálico hasta la línea intertrocanterica, sirve de apoyo a la cabeza femoral y asegura su unión con la diáfisis, forma con el eje diafisario un ángulo de inclinación de 125° a 135° y con el plano frontal forma un ángulo de anteversión de 10° a 30° abierto hacia adentro y adelante. El cuello femoral no presenta ninguna inserción muscular, éstas se realizan en la región trocanterea, alejándose del punto articular medio y aumentando de ésta forma el brazo de palanca sobre el que se realizan los movimientos de la cadera. La fuerza muscular necesaria para la estabilización y movilización de la articulación presenta un aumento inversamente proporcional al acortamiento del cuello femoral.

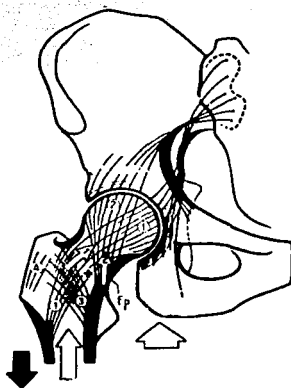
Las sollicitaciones mecánicas de la articulación de la cadera están condicionadas por: 1. Esta articulación constituye el único enlace existente entre las extremidades inferiores y el anillo pélvico, 2. Debido a la angulación del extremo proximal del fémur, la musculatura por su parte y el peso corporal por otra, originan una sobrecarga de presión a la articulación, que de acuerdo con los estudios de Pauwles,⁵⁶ sobrepasa varias veces la

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

del peso corporal normal.^{37,43}

La cabeza, el cuello y la diáfisis femorales, presentan una arquitectura interna característica, forman un conjunto dotado de poca estabilidad en voladizo; la acción del peso del cuerpo sobre la cabeza femoral, se transmite a la diáfisis a través del brazo de palanca que es el cuello del fémur.

Para evitar el cizallamiento del cuello en su base, el extremo superior posee una estructura dispuesta en dos sistemas de trabéculas que corresponden a las líneas de fuerza mecánica -- (Fig. 6).



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Fig. 6. Kapandji, Vol. 2 p.9, 1980

1. Un sistema principal con dos fascículos de trabéculas, el fascículo arciforme que corre de la cortical externa de la diáfisis a la parte inferior de la cortical cefálica, y el fascículo

lo cefálico o abanico de sustentación que va de la cortical interna de la diáfisis y de la cortical inferior del cuello hacia la cara superior de la cortical cefálica.

2. Un sistema accesorio formado por dos fascículos que se abren en el trocánter mayor a partir de la cortical interna de la diáfisis y de la cortical externa del trocánter mayor.

Amos sistemas trabeculares se cruzan a nivel del límite de la cabeza y el cuello, enmarcando una zona mas débil o de menor resistencia en la base del cuello, punto de localización de las fracturas cervicotrocantéricas^{5,43}

La vascularización de la cabeza del fémur, está dada por una anastomosis proveniente de los vasos circunflejos femorales, de las ramas acetabulares de la arteria obturatriz, de los vasos-retinaculares superiores, inferiores o anteriores, por ramilletes articulares de la arteria glútea superior. La arteria del ligamento redondo, rama de la obturatriz irriga una pequeña porción de la cabeza, vecina a la inserción del ligamento⁵

La cápsula articular de la cadera tiene forma de un manguito cilíndrico, se extiende desde el hueso iliaco hasta el extremo superior del fémur. Su extremo superior se fija en la ceja cotiloidea, en el rodete y en el ligamento transverso, el extremo inferior está insertado en la base del cuello femoral.

Los ligamentos de la articulación coxofemoral refuerzan la cápsula y se encuentran en sus caras anterior y posterior, prestan estabilidad a la articulación y disminuyen el trabajo del hueso ante las fuerzas de tracción y presión. Los más importan-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

tes son: ligamento ileofemoral, el pubofemoral y el isquiofemoral.

Los movimientos de la cadera poseen un equilibrio muscular en condiciones fisiológicas, se efectúan siguiendo los tres planos del espacio: en el plano transversal la flexo-extensión, en el sagital la abducción-aducción y en el plano vertical la rotación. Los músculos flexores de la cadera están situados por delante del plano frontal y los músculos extensores están por detrás del mismo. Los músculos abductores se encuentran por fuera del plano sagital y los aductores están por dentro de éste. Los rotadores externos cruzan por atrás al eje vertical. Dichos -- ejes pasan por el centro de la cabeza femoral.

Aunque los grupos musculares aislados pueden ser antagonistas de las variaciones en la posición de la pelvis y el muslo, pueden resultar funcionalmente sinérgicos entre elementos topográficamente distantes. La musculatura así como los ligamentos y la cápsula en virtud de su acción antidistractora, hacen disminuir los esfuerzos de la extremidad proximal del fémur ante las sollicitaciones en flexión.

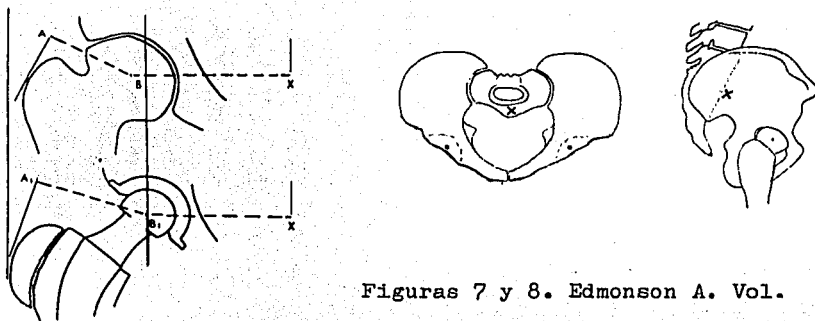
BIOMECANICA APLICADA.

Los componentes de la artroplastía total de la cadera deben soportar por muchos años cargas cíclicas que por lo menos equivalen de tres a cinco veces el peso corporal y pueden experimentar sobrecargas de 10 a 12 veces esta magnitud.^{24,56}

En la cadera, el peso corporal se puede representar como una

carga aplicada al brazo de palanca que corre del centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral. Los músculos abductores cuyo brazo de palanca va de la cara externa del trocánter mayor hasta el centro de la cabeza femoral, tienen que ejercer un momento igual para mantener nivelada la pelvis mientras se está sobre una sola extremidad y un momento todavía mayor para inclinar la pelvis al caminar o correr. La relación entre el brazo de palanca del peso corporal y los músculos abductores es de 2.5 a 1 y la fuerza que ejercen durante la marcha es 2.5 veces mayor que el peso corporal (Fig. 7).

La cabeza femoral en la fase de estado de la marcha, debe soportar por lo menos el triple del peso corporal (fuerzas generadas por los abductores y por el peso corporal) y durante la carrera y el salto pueden llegar a ser hasta 10 veces el peso corporal. Por otro lado como el centro de gravedad, a nivel del segundo segmento sacro, está por detrás del eje de la articulación (Fig. 8), se producen fuerzas que tienden a rotar y a doblar la cadera hacia atrás; éstas fuerzas se acentúan cuando la articulación está flexionada, al levantarse de una silla o al subir y bajar escaleras. Esta carga cíclica repetida un millón de veces por año, el excesivo peso corporal y la actividad física intensa, aumentan mucho las fuerzas que tienden a doblar, a aflojar y romper el componente femoral y en menor grado la copa acetabular en las artroplastías totales de cadera.^{24,56}



Figuras 7 y 8. Edmonson A. Vol. II
Sexta edición. p. 2170, 1980.

Copas acetabulares. El término de artroplastia de baja fricción o de torque friccional bajo fué creado para enfatizar el pequeño diámetro de la cabeza protésica (22 mm)^{18,20} Se entiende como coeficiente de fricción y torque friccional a la resistencia que se opone al movimiento de un esfuerzo sobre otro y depende del material del terminado de las superficies, de la temperatura y de sí se ensaya en seco o con un líquido lubricante. Charnley inició sus experiencias desde el punto de vista de la lubricación cuando fortuitamente revisó un paciente a quién se le había aplicado una prótesis de Judet, cuya cadera emitía un "chirrido" apreciable a distancia, interpretándolo como producto del intenso roce que existía entre la cabeza del acrílico y el acetábulo. A causa de ésta resistencia se generó un momento de fuerza suficiente para que el tallo se aflojara.

Durante sus investigaciones Charnley descubrió que el líqui-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

do sinovial era incapaz de actuar como lubricante en la artro -
plastía total de la cadera debido a que una superficie de cromo
cobalto o el acero inoxidable deslizándose sobre hueso desnudo
representaban coeficientes de fricción de alrededor de 0.5 en -
comparación con el coeficiente de fricción de las articulacio -
nes normales de 0.01 y "chirriaban" bajo el peso cuando se uti -
lizaba el líquido sinovial como lubricante. Estas observaciones
indicaron que el líquido sinovial es un lubricante específico -
del cartilago articular y nada más.^{18,20,77}

Fueron estas observaciones lo que llevó a Charnley a pensar -
que para el éxito en la lubricación de las articulaciones arti -
ficiales se tenían que utilizar superficies autolubrificantes, -
por lo que utilizó el politetrafluoroetileno o teflón que le -
produjo inicialmente resultados espectaculares, con el inconve -
niente de que presentaba una mínima resistencia al desgaste. A
causa del desgaste excesivo el teflón fue sustituido en 1961 -
por un polietileno de alta densidad y en 1962 Charnley introdu -
ce el polietileno de peso molecular ultraalto como material pa -
ra las cúpulas de cadera.

El coeficiente de fricción del polietileno de alto peso mole -
cular es cinco veces mas alto que el del teflón pero su resis -
tencia al desgaste es de 500 a 1000 veces mayor. Es un material
plástico cuyo coeficiente de fricción disminuye bajo grandes -
presiones, además de sus propiedades para resistir el desgaste -
posee durabilidad y potencia química, es eléctricamente negati -
vo y no tiene propiedades adhesivas al agua. Experimentos en -

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

animales, cultivos de tejidos y varios miles de implantes en seres humanos han demostrado la buena tolerancia articular. A causa de su resistencia al impacto y flexión, es particularmente cómodo para fabricar las copas acetabulares, neutraliza los golpes a que está sometida la articulación de la cadera pues su elasticidad de 30,000 kp. por cm^2 es similar a la del hueso.¹²-20

Polimetilmetacrilato o cemento óseo. La primera referencia en la literatura del uso del cemento en el hueso corresponde a Gluck en 1890. Charnley²⁰ en 1958 utiliza el metilmetacrilato en las artroplastías de cadera por consejo del dentista Allan Chapple⁵⁸ quien conocía la utilidad del cemento para la obturación de prótesis dentales.

El metilmetacrilato es un polvo, polímero acrílico que fragua en frío al mezclarse con un catalizador y un acelerador líquido o monómero. Se emplea para fijar los componentes protésicos al hueso y trasladar las respectivas fuerzas a grandes superficies. La fijación firme reviste importancia extraordinaria porque impide el movimiento en la interfase entre el hueso y el cemento, ésto depende del metilmetacrilato, todo movimiento que ocurra aquí produce resorción del hueso y por lo tanto el cemento se afloja.⁷⁰

Los cementos acrílicos disponibles son: el simplex C, el CMW, el simplex T y el palacos.¹² El primero forma una mezcla demasiado cremosa, por lo que no es recomendable para las prótesis de cadera. El simplex P y el CMW tienen consistencia más-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

pastosa y son los utilizados para fijar los componentes de la prótesis total de cadera, han sido mezclados con sulfato de bario como medio de contraste radiográfico. En los instructivos para el uso de los cementos se menciona que el fraguado es de doce minutos, sin embargo se ha observado que éste se lleva a cabo de 6 a 9 minutos, lo que se interpreta como debido al cambio de la presión atmosférica en la Ciudad de México así como a la temperatura y grado de humedad en la sala de operaciones.⁴⁹ - Relacionado con éstos factores Lee⁴⁶ refiere que una temperatura ambiental de 37°C durante la polimerización produce una reducción aproximada del 10 % en la fuerza de compresión de la resina fraguada y que el grado de humedad representa 3 % en la reducción de la fuerza tensional en comparación con las muestras fraguadas en seco. Los radioopacadores agregados al cemento causan alrededor del 5 % en la disminución de la resistencia. Existe en la actualidad gran interés por el uso del cemento al que se le han añadido antibióticos, Bucholz¹² quién fué el primero en utilizar ésta técnica llegó a la conclusión de que esto debilita al polímero en un 4 % y que si se agregan 5 g. de antibióticos por 40 g. de polímero la resistencia disminuye hasta un 25 %.^{51,70} Lee⁴⁶ y colaboradores sugieren que la fuerza compresiva del cemento acrílico se reduce en un 10 % a partir de los 10 años de su colocación. Gruen y col. y Hosny⁵¹ demostraron reducciones hasta de un 70 % de la resistencia del cemento en muestras que contienen sangre y detritus.

La hipotensión que ocurre al introducir el cemento en el ca-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

nal medular del fémur obedece a una vasodilatación periférica y depresión directa del miocardio, ésto ocurre de 2 a 4 minutos - después de su aplicación y varía del 10 al 40 % de los mm de Hg., de la tensión arterial inicial.^{24,49} El monómero que pasa a la circulación se encuentra al minuto en la vena cava y en el cayado aórtico y se elimina rápidamente por vía pulmonar. Los efectos locales del polimetilmetacrilato sobre los tejidos se relacionan con tres factores: el calor de la polimerización que puede exceder la temperatura de coagulación de las proteínas-texturales (67°C) y que puede llegar hasta 82°C a los cuatro minutos de su aplicación en la superficie del hueso; la oclusión de las arterias metafisiarias con la consiguiente necrosis ósea y la acción citotóxica y lipolítica del monómero polimerizado.

Las lesiones producidas en el hueso durante las intervenciones en las que se usa cemento acrílico pueden considerarse como mecánicas, vasculares, químicas y térmicas en el orden mencionado.

Componente femoral. Los metales que se utilizan para la fabricación de los componentes femorales poseen distintas características de biocompatibilidad, tasas de desgaste, corrosión y fuerza. El metal ideal para un componente femoral debe tener un alto límite de fatiga, gran fuerza de claudicación y mucha fuerza de rotura; entendiéndose por fuerza de fatiga, el esfuerzo que al ser aplicado repetidamente hace que una barra metálica de tamaño estándar se rompa. Por fuerza de claudicación, el esfuerzo necesario para producir una deformación plástica del ma-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

terial o para doblarlo permanentemente y como fuerza de rotura o esfuerzo máximo que un material puede soportar justo antes de romperse.

Los implantes metálicos deben ser biocompatibles y no provocar ninguna reacción alérgica ni inflamatoria, tampoco deben suscitar reacción sistémica por absorción de iones metálicos, ni ser cancerígenos. Las partículas microscópicas de las aleaciones utilizadas en la actualidad no produjeron reacción inflamatoria ni predisposición cancerígena, pero hay comunicaciones que atribuyen el aflojamiento del implante a una respuesta alérgica a las partículas de cromo-cobalto-niquel.

La aleación de cromo-cobalto y molibdeno son las más usadas y los nombres más conocidos son: vitalium (Howmedica), zimaloy (Zimmer) y protasul (Sulzar). La evolución de los diseños de los componentes femorales se debe a Charnley.²⁰ La mayoría de los cambios de diseño a partir del prototipo de Charnley se inspiraron en algún principio mecánico o fueron motivados por problemas clínicos que los componentes disponibles no satisfacían.

El tallo del componente original de Charnley medía 13 cm. de largo, lo suficiente para obtener una buena fijación en la metafisis y en la diáfisis del fémur proximal, la longitud del cuello era de 3.5 cm. desde el centro de la cabeza a la base del mismo.²⁰

Por lo tanto la elaboración de las prótesis totales de cadera y sus medios de fijación deben reunir los siguientes requisitos.⁵⁸

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1. El material usado debe tener un nivel adecuado de compatibilidad biológica.
2. Desde el punto de vista mecánico, la implantación debe ser indeformable y resistente al esfuerzo y a la ruptura.
3. Debe estar protegido de la corrosión y de la degradación molecular.
4. El implante debe tener propiedades físicas y mecánicas semejantes a las del que se va a reemplazar.
5. La fijación de los componentes al esqueleto debe ser firme, completa y permanente.

LA PROTESIS DE CHARNLEY MULLER

La copa acetabular (Fig. 9): Muller adopta en 1966 la copa ideada por Charnley,²⁰ por sus propiedades que presentan las siguientes características:

a. Está fabricada de polietileno de alto peso molecular el cual es de 1000,000 y que tiene una resistencia al desgaste de 500 a 1000 veces mayor que el teflón, material utilizado inicialmente en la fabricación de las copas. Esto aunado a la cabeza de pequeño tamaño, reduce la fricción y libera menos partículas de polietileno.

b. En experimentos realizados por Charnley^{19,20} y por Müller⁵³ la copa sufre un desgaste de aproximadamente 1 mm por año con el uso normal de la prótesis, debido a la estabilidad que proporciona este tipo de copa. Permite por lo tanto un uso aproximado de 25 a 30 años con un desgaste de 5 a 6 mm.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

c. Su elasticidad es de $30,000 \text{ kp/cm}^2$ similar a la del metacrilato y a la del hueso. Permite la distribución de la presión sobre toda la superficie durante la marcha. Esta propiedad física permite que todo el sistema polietileno-metacrilato-hueso se deformen del mismo modo mientras que la copa soporta peso lo que no ocurre con la copa de metal por su alto módulo de elasticidad y porque sólo presenta tres puntos de contacto.^{12,19}
20,53

d. La copa presenta en su contorno un anillo metálico lo que permite medir radiográficamente su posición y orientación, así como los cambios que pueda sufrir.

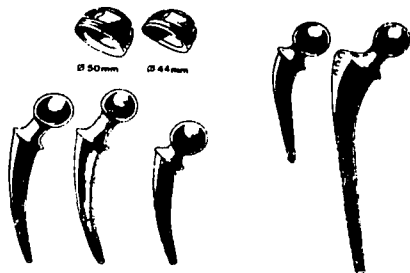


Fig. 9. Müller M. Clin.
Ortop. 72: 46, 1970.

El componente acetabular de Müller tiene 7 mm de espesor con tres tamaños diferentes de diámetro externo: pequeño de 44 mm., mediano de 50 mm y grande de 54 mm.

Componente femoral (Fig. 9). Este elemento diseñado en base al original de Charnley, sobre la importancia de una cabeza pequeña, originalmente de 22 mm., con el principio y principal objetivo de disminuir la fricción entre los dos componentes y con

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

una mínima incidencia de luxaciones. Charnley menciona que ape-
gándose a su técnica, se reduce la luxación 1/300,²⁰ aconsejando
y enfatizando como de primordial importancia la osteotomía y -
reinserción más distal del trocánter mayor, para disminuir el
riesgo de luxación.²⁰

M.E. Müller en Suiza, diseñó la prótesis femoral, modifican-
do el componente femoral de Charnley, aumentando el tamaño de
la cabeza a 32 mm., la cual es hueca. El material que utiliza-
es una aleación de cromo-cobalto-molibdeno (protasul) con granu-
laciones extrafinas, lo que aumenta la resistencia de la misma.
El contorno del tallo lo modificó para darle forma de sable y
facilitar su inserción en valgo, sin osteotomía del trocánter-
mayor. El tamaño relativamente grande reduce el riesgo de luxa-
ción, aún hasta con la orientación imperfecta de los componen-
tes; reduce el volumen de espacio muerto. Hasta ahora no se ha
observado un gran aumento del desgaste con la cabeza de 32 mm.
a pesar de que la fricción es claramente mayor en comparación -
con la cabeza de 22 mm. Müller reporta un desgaste de aproxima-
damente 1 mm. cada 5 a 6 años lo que le daría una duración de-
25 a 30 años.^{20,24,53}

El cuello (Fig. 9). Hay disponibles tres longitudes de cue-
llo para las variaciones individuales en la longitud: 1. Gran -
de, 2. Estándar y 3. Pequeño. En la base del cuello hay una pla-
taforma que sobresale 8 mm. por delante y por detrás, 4 mm. por
dentro y 2 mm. por fuera. La relación entre el diámetro de la-
cabeza y el del cuello es de 3.2 : 1.6, es mayor que los compo-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

mentes de la prótesis de Charnley, lo que permite una excursión más amplia.

Müller reporta que el cuello estándar lo usa en el 60 % de los casos, el cuello grande en el 30 % y el cuello corto en el 10 %.⁵³

Los diversos tamaños del cuello permiten aplicar el componente femoral más adecuado, de acuerdo con los principios establecidos, entre los cuales, de primordial importancia se encuentra el de restablecer la tensión normal de los tejidos pelvifemorales mediante un ajuste de la longitud femoral, sin necesidad de osteotomizar el trocánter mayor y reinsertarlo más distalmente y con ello contribuir a una buena orientación del componente femoral.^{24,53,71}

El tallo (Fig. 9). El vástago de la prótesis está diseñado de tal forma que no requiere de osteotomizar el trocánter mayor para su inserción, tiene forma de sable para facilitar ésto y su colocación en valgo. Para los casos especiales existen prótesis de cuello corto y tallo largo y con cuello estándar y cuello extralargo.⁵³

El cemento. Müller utiliza el cemento C.M.W. recomendado por Charnley, por ser un buen material para fijación.⁵³ Refiere su fácil manejo y que en su experiencia es menos tóxico que otros cementos. En el momento de la polimerización el cemento de Charnley expande muy poco. El metilmetacrilato puede ser usado solo o con adición de sulfato de bario, medio de contraste inerte, que permite detectar radiográficamente la cobertura del vástago

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

tago y la copa por el cemento, así como sus cambios eventuales, - como aflojamiento.

Actualmente existen estudios experimentales y clínicos sobre las propiedades del metilmetacrilato y controversia respecto a la inocuidad del mismo.^{11,20,49,51,53}

La prótesis de Müller fue seleccionada y empleada por la Universidad de Berna en Suiza, extensamente desde 1966 hasta la actualidad.⁵³

ORIENTACION DE LA PROTESIS

Esta se basa en la orientación anatómica de los componentes de la articulación coxofemoral, con variantes impuestas por -- los diseños, sobre las bases biomecánicas de la articulación.

Se han hecho diversos estudios encaminados a conocer la --- orientación anatómica, tanto del acetábulo cómo de la cabeza f_emoral. Frot y Duparc^{26,27} en 1973, realizaron un estudio radiológico para investigar la orientación del acetábulo en individuos en posición de pie. Los parámetros que midieron son:

1. Inclinación
2. Anteversión
3. Profundidad

Para efectuar éste estudio tomaron cinco placas radiográficas de la pelvis, cuatro de las cuales se toman con rotación de la pelvis de 0°, 15°, 30° y 45°, formando una curva sinusoidal que es producto del círculo del acetábulo, el cual variará en el diámetro según el ángulo de rotación en que se haya tomado -

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

la pelvis.

Los autores mencionan que la orientación del acetábulo, principalmente la anteversión, variará con la posición del individuo y tendrá cierta relación con el ángulo del sacro, mismo que influye en la posición de la pelvis.^{26,27}

Los resultados de los autores son: 36 de 42 acetábulos tuvieron anteversión entre 10 y 26°, con un promedio de 22.5°, 26 de 42 acetábulos tuvieron una inclinación entre 45 y 55° con un promedio de 49.5°. Los autores concluyen que la orientación del acetábulo es:

1. Anteversión de 19 a 26°
2. Inclinación de 45 a 55°
3. Profundidad Índice de 0.71

La anteversión del cuello femoral ha sido determinada por varios autores mediante diferentes métodos. Sabemos que anatómicamente el cuello femoral de un adulto se encuentra con 15° de anteversión; ello fue corroborado por Dunlap y Shanss,²³ quienes siguieron la evolución de 325 niños hasta la edad de 16 años observando la disminución del ángulo de anteversión femoral de 40° en la infancia hasta 15° a la edad de 16 años.

Charnley en su trabajo original menciona con énfasis que para evitar la luxación de la prótesis, tanto la copa como el componente femoral no deben aplicarse en anteversión, refiriendo en defensa de este argumento que ello no interfiere con la flexión de la cadera, existiendo el contacto entre la copa y el cuello a 90° de flexión.²⁰

Posteriormente en el año de 1970, Stinchfield⁷¹ en un trabajo sobre 100 caderas a quienes les colocó prótesis de Charnley, aconseja aplicar la copa con unos "cuantos grados" de anteversión, aunado a situarla lo más medial posible con el fin de aumentar el brazo de palanca de los músculos abductores, en ningún momento refiere la orientación conveniente del componente femoral.

Los autores antes mencionados^{20,71} aconsejan la osteotomía del trocánter mayor y su reinserción más distal con el fin de aumentar la tensión de los músculos abductores.

A partir de la controversia que se ha desarrollado acerca de las ventajas y desventajas de la osteotomía del trocánter mayor en el reemplazo total de la cadera, han surgido tres posiciones bien fundadas y cada día más claramente definidas.³³

1. La osteotomía del gran trocánter no es necesaria ni ventajosa en la mayoría de los reemplazos de cadera.

2. La osteotomía del trocánter mayor, es esencial en ciertos casos específicos y de gran utilidad en ciertos casos especiales.

3. Actualmente existen técnicas que garantizan la reimplantación del trocánter mayor en prácticamente todos los casos.

M.E. Müller después de trabajar extensamente con sus prótesis desde el año de 1966 hasta la actualidad, en la Universidad de Berna Suiza, aconseja la orientación de los componentes protésicos con las siguientes características:

1. La copa acetabular debe ser colocada a 10° de anteversión

en el plano frontal, insertándose en el sitio anatómico en cuanto a la profundidad del acetábulo se refiere, medializándose lo más posible con una inclinación en el plano sagital de 45° ; debiera estar suficientemente cubierta por el cemento y se anclará en tres orificios practicados en el acetábulo con orientación - hacia el pubis, isquion y techo acetabular.

Radiográficamente la anteversión podrá medirse tomando como base la separación entre los alambres del anillo metálico, de la copa, cuya separación de 10 mm corresponde aproximadamente a 12° de anteversión, la anteversión es necesaria para efectuar - la flexión a más de 90° , si ésta es insuficiente aumenta el riesgo de luxación posterior, si hay demasiada anteversión la cabeza puede luxarse anteriormente.^{24,53}

Voltz⁷⁶ en 1977 realizó un estudio en 36 acetábulos de cada- ver investigando los factores de estabilidad mecánica de la co- pa acetabular, llegó a la conclusión de que se logra la mayor- estabilidad posible de la copa bajo las siguientes condiciones:

- A. Cuando la copa fue medializada completamente.
- B. Cuando el cartilago articular fue quitado totalmente.
- C. Cuando fueron realizados orificios suficientemente amplios para anclar el cemento.

2. El componente femoral debe ser colocado de tal forma que el centro de la cabeza quede a la misma altura que el vértice - del trocánter mayor. El tallo debe ser colocado en posición val- go, para lo cuál debe encontrarse en el centro del canal medu - lar o de preferencia tocando la cortical interna del fémur. El

cuál debe realizarse la osteotomía del cuello a 45° en relación con la diáfisis del fémur, casi perpendicularmente al eje bicondileo de la rodilla. De esta manera en posición de pie, el corte del cuello debe ser paralelo al anillo metálico de la copa. El cemento debe cubrir el punto más distal del tallo, así como entre la cortical medial y la prótesis y llenar adecuadamente la región esponjosa del trocánter que se haya rimado. El tallo debe ser colocado con una anteversión de 10° en relación con el eje bicondileo femoral⁵³ (Fig. 10).

Müller,⁵³ para lograr la colocación de los componentes femoral y acetabular utiliza el siguiente abordaje, con el cual el trocánter mayor no se osteotomiza de rutina: Se coloca al paciente en decúbito dorsal, la incisión se realiza de 15 a 20 cm. a la mitad de una línea que va de la espina ilíaca anterior superior a la punta del trocánter mayor, se lleva por detrás de éste y

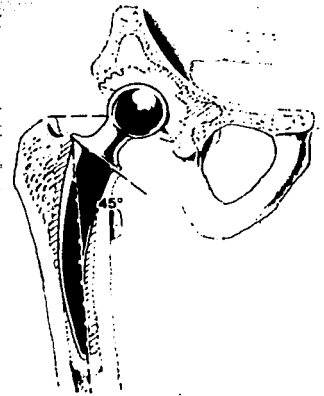
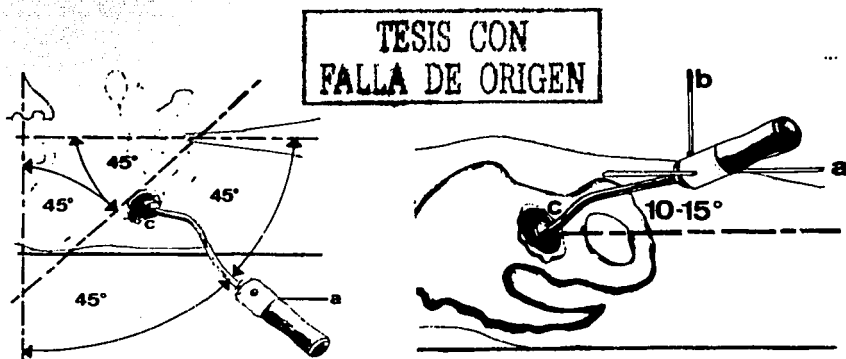


Fig. 10. Muller M., Clin.- Orthop. 72: 3, 1970. se angula aproximadamente 110° hacia adelante y abajo paralelamente a la diáfisis femoral. Se incide el tensor de la fascia lata en la misma dirección, se separa éste hacia adentro y el glúteo medio hacia afuera, debe protegerse el nervio del tensor de la fascia lata. Se incide transversalmente la inserción distal de los glúteos, hasta abrir la

bolsa que esta entre el glúteo menor y el trocánter. Ahora se realiza una incisión longitudinal para abrir la cápsula articular, se colocan 3 separadores de Hommans, uno encima del cuello femoral, otro por abajo del mismo y uno más en el borde anterior del acetábulo. Se hace una incisión transversa en la parte anterior de la cápsula, cambiándose los separadores por unos más anchos con el fin de proteger los elementos posteriores; ya suficientemente expuesto el cuello femoral, se osteotomiza, empezando justamente debajo de la cabeza femoral con sierra oscilante la mayor parte, terminando con osteotomo recto; se retira la cabeza con el tirabuzón, se limpia de osteofitos la cara anterior del acetábulo. Rotando la extremidad hacia afuera se osteotomiza el cuello femoral, conservando la mayor parte del cálc, se toma el eje de la rodilla como referencia, la osteotomía debe formar un ángulo de 45° con el eje de la diáfisis del fémur y que sea perpendicular al eje de la rodilla. La parte posterior del cuello femoral no debe quedar más larga que la anterior porque ésto acentúa la anteversión del componente femoral. En éste tiempo se colocan tres separadores de Hommans pequeños y de punta en torno al acetábulo, asegurándose que estén en el hueso y no en los tejidos blandos donde se puede dañar el nervio ciático, la arteria femoral o el nervio crural. El nervio crural y la arteria femoral corren por debajo y delante del acetábulo y deben protegerse con sumo cuidado. Ahora con osteotomos se retira el cartilago y el hueso subcondral hasta llegar a la lámina cuadrilátera, se moldea el acetábulo con fresas

manuales, se insertan las copas de prueba para determinar el tamaño de la copa a utilizar, se retiran todos los osteofitos de la cara posterior del acetábulo, se practican las perforaciones en ileon, pubis e isquion para anclar el cemento, tomando precaución de no perforar la pared interna del ileon ni la corteza profunda del isquion o pubis. Se prepara el cemento, cuando ya no se adhiere a los guantes se coloca dentro del acetábulo, amasándose con el pulpejo de los dedos, se presiona el componente acetabular con el portacopas. La orientación como ya se ha mencionado debe ser de 45° de inclinación y 10° de anteversión, esta orientación se obtiene colocando el portacopas de manera que las dos manecillas horizontales sean paralelas al eje mayor del cuerpo o al eje de la mesa de operaciones y que el brazo vertical sea perpendicular a la mesa (Figs. 11 y 12).



Se retira con curetas el exceso del cemento en la periferia de la copa, una vez que el cemento ha fraguado se retira el por tacopas haciendo lavado con solución de Rínger para evitar que queden restos de cemento y detritus dentro de la copa. Ahora se aduce la extremidad y se rota hacia afuera flexionando la rodilla, se coloca el pie en el abdomen inferior del lado opuesto al cuerpo. Se hace salir el fémur por la herida todo lo que se pueda, después con una cureta se retira parte del hueso esponjoso del cuello femoral y se define una abertura del conducto femoral medular. Para agrandar la abertura del conducto medular se usa la escofina que tiene la configuración femoral y tamaño del tallo del componente femoral, el mango de la escofina tiene una barra transversal que permite estimar los 10° de anteversión femoral. Se coloca el componente femoral apropiado y se reduce la cadera y se prueba la excursión del movimiento y la posición de la cabeza y cuello del componente con la copa, se retira el componente y se irriga el canal medular para retirar sangre, coágulos y trozos de hueso sueltos, se prepara el cemento y se inserta en el canal con la mano o con una jeringa, teniendo siempre limpio y seco el canal se coloca el componente con sus 10° de anteversión, asentándose con el introductor de plástico y martillo, sosteniéndose con firmeza hasta que frague el cemento. Se irriga con solución para limpiar y retirar los fragmentos de hueso y cemento. Ahora se reduce la cadera comprobando la estabilidad, se coloca drenaje aspirador profundo y se procede al cierre por planos.^{20,24,53}

William H. Harris³³ del Hospital General de Massachusetts - refiere que para el reemplazo total de la cadera sin osteotomía del trocánter mayor, puede utilizarse la vía posterior con la luxación posterior de la cabeza femoral, después de exponer la cápsula posterior y una vez que los rotadores externos han sido cortados. Las ventajas más importantes son:

1. Excelente exposición
2. Menor tiempo operatorio
3. Mínima pérdida sanguínea
4. Rápida rehabilitación
5. Ausencia de problemas trocantéricos

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MATERIAL Y METODO

Se extráen del Archivo Clínico del Hospital Juárez los expedientes de los pacientes tratados con artroplastía total de la cadera en quienes se utilizó la prótesis de Charnley Müller, en el período comprendido de enero de 1980 a enero de 1984. Única mente se pudieron rescatar 31 expedientes completos que corresponden a 54 caderas intervenidas, mismas que constituyen el material de estudio de este trabajo.

En cada caso se analiza la edad, sexo, ocupación, diagnóstico clínico, lado afectado, tiempo de evolución preoperatorio y postoperatorio, la vía de acceso quirúrgico y las complicaciones. Además, a los 31 pacientes se les realizó un estudio clínico y radiográfico tanto preoperatorio como postoperatorio de la cadera afectada, hasta cuatro meses como mínimo posterior a la

cirugía. Se hace una descripción clínica de la cadera empleando el formulario diseñado por Merle D'Aubigne-Postel y empleado por diversos autores^{3,20,25,38,47,54,58} el cual valora los siguientes parámetros:

1. Dolor
2. Potencia muscular y movimiento
3. Marcha
4. Función

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

La máxima calificación posible para cada parámetro es de 10 puntos. La escala es de 0 a 10 puntos y para una cadera normal-corresponderían 40 puntos (Tabla 1).

Se utiliza ésta tabla de calificación por considerarla sencilla y práctica en su uso y porque ofrece una idea completa del estado clínico de la cadera. La calificación obtenida por la cadera en estudio, de acuerdo con los puntos reunidos puede ser:

Excelente (E)	Más de 35 puntos
Buena (B)	De 25 a 35 puntos
Regular (R)	De 20 a 24 puntos
Mala (M)	Menos de 20 puntos

Después del estudio clínico los pacientes fueron valorados con el estudio radiográfico de los componentes protésicos.

A continuación se describen los parámetros radiológicos que se tomaron en cuenta para valorar la situación y la orientación de cada uno de los componentes de la prótesis, la relación que existe entre ellos y la cobertura de la porción distal del componente femoral por el cemento, tomando como base lo descrito-

TABLA DE VALORACION CLINICA DE MERLE D'AUBIGNE

DOLOR	MARCHA
0 Siempre insoportable. Frecuente medicación potente.	0 Postrado en cama.
2 Siempre, soportable. Medicación potente ocasional.	2 Sillón de ruedas. Traslado del sillón a la cama y viceversa.
4 Poco o nada en reposo. Con la actividad. Salicilatos frecuentes.	4 Camina menos de 2 cuadras con apoyo bilateral.
6 Al iniciar actividad, seguido de mayoría, salicilatos ocasionales.	6 Camina más de 5 cuadras con apoyo unilateral.
8 Ocasional y leve.	8 Camina sin apoyo en su casa, afuera con o sin apoyo unilateral; ligera cojera.
10 No hay dolor.	10 Marcha normal.
POTENCIA MUSCULAR, MOVIMIENTO	FUNCION
0 Anquilosis con deformidad.	0 Dependencia y confinamiento totales.
2 Anquilosis con buena posición funcional.	2 Dependencia parcial.
4 PM regular o mala. Flexión menor de 90°. Movimiento lateral y rotatorio restringido.	4 Independiente. Limitadas tareas domésticas, salidas limitadas.
6 PM regular o buena. Flexión hasta 90°. Regular movimiento lateral y rotatorio.	6 Principalmente tareas domésticas, sale sin limitación, trabajo de oficina.
8 PM buena o normal. Flexión mayor de 90°. Buen movimiento lateral y rotatorio.	8 Muy poca restricción. Puede trabajar de pie.
10 PM normal. Movimiento normal o casi normal.	10 Actividades normales.

TABLA 1

por Müller.⁵³

1. Angulo de inclinación de la copa acetabular
2. Anteversión de la copa acetabular
3. Angulo de anteversión del componente femoral
4. Angulo de osteotomía del cuello femoral en relación con el eje diafisario.
5. Inclinación del vástago femoral en el canal medular
6. Relación del vértice del trocánter mayor con el centro de la cabeza de la prótesis
7. Cobertura del vástago por el cemento
8. Longitud del cuello utilizado

Estos puntos se evalúan en una placa radiográfica de la pelvis anteroposterior, con el paciente en bipedestación y en rotación neutra. La inclinación acetabular se obtiene prolongando el eje mayor del elipse metálico de la copa hasta que se cruza con el eje longitudinal del cuerpo o con su perpendicular (Fig. 13).

La anteversión acetabular se valoró de acuerdo a la separación del anillo metálico. El resto de los parámetros son medibles en esta placa radiográfica, a excepción de la anteversión femoral, para medir ésta, es necesario una proyección de la cadera en anteroposterior con máxima abducción posible y rotación neutra, con las rodillas al cenit, lo que nos da una proyección del cuello femoral, mismo que se relaciona con el eje bicondileo para calcular el grado de anteversión (Fig. 14).



Fig. 13

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Fig. 14



Criterios para la evaluación radiográfica:

1. Orientación de la copa
2. Orientación del componente femoral
3. Relación de ambos componentes

La orientación de la copa acetabular. Se acepta como adecuada, de acuerdo con Müller⁵³ una inclinación de 45° con una desviación estándar de más menos 10° . Por lo tanto, se considera en situación vertical cuando el ángulo de inclinación es de 56° o más y como horizontal cuando tiene 34° o menos.^{55,65} Algunos autores consideran la inclinación del acetábulo normal cuando se encuentra a 50° más menos 5° .^{26,27}

La anteversión se acepta como adecuada según Müller⁵³ de 10 a 15°. Frot y Duparc^{26,27} en un estudio radiológico del acetábulo encontraron que la anteversión normal se encuentra entre 19 y 26°. Harris^{30,33} refiere que la anteversión de la copa debe ser de 20°, por lo tanto se acepta como anteversión normal entre 10 y 26°. Menos de 10° se considera anteversión insuficiente y más de 26° como anteversión acentuada.

Orientación del componente femoral. La anteversión que se toma como normal y es la que se recomienda para su aplicación -- fluctúa entre 10 y 20°. ⁵³ Por lo tanto se toma como anteversión insuficiente cuando está por abajo de 10° y acentuada cuando excede los 20°.

El ángulo de osteotomía del cuello femoral recomendado por Müller es de 45°, mismo que condiciona el asentamiento del componente femoral. Se considera aceptable una desviación estándar -- de más menos 5°. El corte realizado a más de 50° en relación con la diáfisis se considera horizontal y cuando se encuentra a 39° o menos se le cataloga como vertical.

La inclinación del tallo femoral se considera en el plano sagital y se acepta como bien aplicada cuando se encuentra en el centro del canal. Se denomina inclinación valgo cuando la punta del vástago toca la cortical interna de la diáfisis y varo cuando tiende hacia la cortical externa.^{53,54}

La localización del centro de la cabeza femoral protésica en relación con el vértice del trocánter mayor valora la relación de ambos componentes. Se acepta como óptima según Müller⁵³ la --

localización al mismo nivel tanto del vértice del trocánter mayor como del centro de la cabeza. Se considera como aceptable - el que el centro de la cabeza protésica se encuentre un cm. por arriba del vértice del trocánter mayor, cuando se encuentra a - más de un cm. por arriba, se le considera en situación alta y - cuando está por abajo del vértice se le toma como en situación-baja.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

RESULTADOS

De los 31 pacientes estudiados, 34 caderas fueron operadas, - 28 casos unilaterales y tres bilaterales; afectadas en igual -- proporción (Tabla 2).

No. CADERAS OPERADAS	LADO	%
17	DERECHAS	50
17	IZQUIERDAS	50
Unilaterales 28		
Bilaterales 3		

TABLA 2

La edad de los pacientes en el momento de la cirugía oscilo-entre los 23 y los 80 años, con un promedio de 62.5 años (Tabla 3).

DECENIOS	3o.	4o.	5o.	6o.	7o.	8o.	TOTAL
No. DE CASOS	1	2	1	9	11	7	31
PORCENTAJE	3.2	6.4	3.2	29.0	35.5	22.7	100 %

TABLA 3

La distribución por sexo de los pacientes, se especifica en la Tabla 4.

SEXO	No. DE PACIENTES	%
FEMENINO	19	61.2
MASCULINO	12	38.8
TOTAL	31	100

TABLA 4

En cuanto a la ocupación de los pacientes, se trató en su mayor parte de personas dedicadas a labores del hogar y/o pensionadas, siguiéndoles en orden de frecuencia campesinos, albañiles y vendedores ambulantes (Tabla 5)

OCUPACION	No. DE PACIENTES	%
HOGAR O PENSIONADO	21	67.7
CAMPESINOS	6	19.5
ALBAÑILES	2	6.4
VENDEDORES AMBULANTES	2	6.4

TABLA 5

Los diagnósticos que motivaron la sustitución protésica de la cadera son los enlistados en el Tabla 6.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

DIAGNOSTICO	No. DE PACIENTES	%
ARTROSIS PRIMARIA	18	52.9
ARTROSIS POSTRAUMATICA	4	11.7
DISPLASIA ACETABULAR	3	8.9
ARTRITIS REUMATOIDEA	2	5.9
PELVIESPONDILITIS	2	5.9
NECROSIS AVASCULAR POR ENFERMEDAD DE GAUCHER	2	5.9
FALLA DE HEMIARTROPLASTIA	2	5.9
FALLA DE ARTRODESIS, PLACA COBRA	1	2.9
TOTAL	34	100

TABLA 6

El tiempo de evolución preoperatorio varió de 8 meses el mínimo a 25 años el máximo, con un promedio de 6.8 años.

Los 31 pacientes se intervinieron en una sala de operaciones convencional, con los cuidados preoperatorios ya establecidos.- En todos los pacientes se utilizaron antimicrobianos profilácticos durante 7 a 10 días, iniciándose en el postoperatorio inmediato. La prótesis de Charnley Müller que se uso en todos los pacientes se fijó con metilmetacrilato y la longitud del cuello del componente femoral que se utilizó fué: corto en 7 caderas - (20.5 %), mediano o estándar en 25 (73.5 %) y largo en 2 (6.0 %).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

La vía de abordaje quirúrgico en 24 caderas (70.5 %) fué anterolateral y en las 10 restantes (29.5 %) posterolateral.

El tiempo de evolución postoperatorio, en el momento de éste trabajo, varió de un lapso mínimo de 4 meses a un período máximo de 48 meses, con un promedio de 22.7 meses, observando el 73.5 % (25 caderas) con una evolución de 1 a 3 años (Tabla 7).

TIEMPO DE EVOLUCION POSTOPERATORIA	No. CADERAS	%
4 a 12 meses	9	26.5
13 a 24 meses	11	32.2
25 a 36 meses	7	20.6
37 a 48 meses	7	20.6
TOTAL	34	100

TABLA 7

Todos los pacientes se estudiaron desde el punto de vista -- clínico valorando los parámetros de Merle D'Aubigne-Postel (Tabla 1). En la evaluación preoperatoria se encontró una calificación mínima de 6 puntos y una máxima de 22, con un promedio de 14.4 puntos. Fueron calificadas como malas 30 caderas y cuatro como regulares (Tabla 8).

VALORACION MERLE D'AUBIGNE	No. CADERAS	%
EXCELENTES (E)	0	0
BUENAS (B)	0	0
REGULARES (R)	4	11.8
MALAS (M)	30	88.2

TABLA 8

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

44

La calificación postoperatoria fué de 12 puntos para la mínima y de 40 para la máxima, con una media de 31.1. De las 34 caderas, 14 obtuvieron resultados excelentes, 14 fueron calificadas como buenas, tres tuvieron resultados regulares y tres fueron fracasos (Tabla 9).

VALORACION MERLE D'AUBIGNE	No. CADERAS	%
EXCELENTE (E)	14	41.2
BUENAS (B)	14	41.2
REGULARES (R)	3	8.8
MALAS (M)	3	8.8
TOTAL	34	100

TABLA 9

El síntoma presente en el 100 % de los casos fué el dolor. - La movilidad promedio en el preoperatorio fue de 48.8° para la flexión, 11.6° para la abducción y de 6.3° para la rotación externa, con las siguientes variaciones de mínimo a máximo: de 0 a 100°, de 0 a 50° y de 0 a 20° respectivamente.

El dolor desapareció en el 87 % de los pacientes (27) después de la cirugía; persistió en el 13 % sólo con la actividad. La movilidad postoperatoria en promedio fué de 84.7° para la flexión, 28.2° para la abducción y de 11.5° para la rotación externa. Las variaciones mínima y máxima fueron de 70 a 100°, de 20 a 45° y de 0 a 15° respectivamente.

RESULTADOS RADIOGRAFICOS

Desde el punto de vista radiográfico, se obtuvo en las 34 caderas una inclinación acetabular media de 39.3° , con una mínima y máxima de 15 y 62° respectivamente. Hubo once caderas con un acetábulo horizontal, 21 con inclinación normal y dos con inclinación vertical (Tabla 10).

INCLINACION ACETABULAR	No. CADERAS	%
HORIZONTAL (- 34°)	11	32.3
NORMAL (35 a 55°)	21	61.7
VERTICAL (56° o +)	2	5.0
TOTAL 34		100

TABLA 10

La anteversión acetabular estuvo comprendida entre 0 y 15° con una media de 8° . Se encontraron 21 caderas con anteversión insuficiente y 13 con anteversión normal (Tabla 11).

ANTEVERSION ACETABULAR	No. CADERAS	%
INSUFICIENTE (- 10°)	21	61.7
NORMAL (10 a 26°)	13	38.3
ACENTUADA (+ de 26°)	0	0
TOTAL 34		100

TABLA 11

La anteversión femoral fué detectada entre 6 y 36° , con un promedio de 17.1° . Cuatro caderas se encontraron en retroversión

la máxima de 20°, otras cuatro tuvieron anteversión femoral insuficiente, 21 mostraron anteversión normal y cinco caderas anteversión acentuada (Tabla 12).

ANTEVERSION FEMORAL	No. CADERAS	%
RETROVERSION	4	11.8
INSUFICIENTE (- de 9°)	4	11.8
NORMAL (10 a 20°)	21	61.7
ACENTUADA (+ de 20°)	5	14.7
TOTAL	34	100

TABLA 12

La osteotomía del cuello femoral o apoyo del componente femoral se encontró en 27 caderas normal, vertical en 3 y horizontal en 4 (Tabla 13).

OSTEOTOMIA DEL CUELLO	No. CADERAS	%
VERTICAL (- 39°)	3	11.7
NORMAL (40 a 50°)	27	79.4
HORIZONTAL (+ 50°)	4	11.0
TOTAL	34	100

TABLA 13

La inclinación del vástago femoral en el canal medular se encontró en varo en dos caderas, valgo en 14 y situado al centro del canal en 18.

La relación entre el vértice del trocánter mayor y el centro de la cabeza protésica en el 76.4 % de los casos (26) se encon-

tró a la misma altura; en el 14.7 % (5 casos) el centro de la -
cabeza se encontró 15 mm. por arriba del vértice y en el 8.9 %-
(3 casos) estuvo por abajo 5 mm.

La cobertura del vástago por el cemento en su punto más dis-
tal se encontró en 19 caderas (55.8 %) a un cm. por abajo de é-
ste; en 7 pacientes sólo llegó a la punta del vástago (20.6 %) -
sin cubrirlo y en 8 pacientes (23.6 %) no llegó a la punta.

COMPLICACIONES. En cuanto a las complicaciones, ocurridas en
cinco pacientes (7 caderas), se tuvo una en el transoperatorio-
que consistió en la perforación de la cortical interna con el -
vástago de la prótesis, fué cementada en esta posición, por con-
siderar al resto de los parámetros dentro de límites normales, -
con un resultado final excelente (Figs. 15 y 16).



Figuras 15 y 16

Cinco de las prótesis colocadas se luxaron, cuatro en el --
postoperatorio inmediato dentro de las dos primeras semanas y -
una a los 8 meses, ésta última por traumatismo, inveterada y -

con tres meses de evolución, tratada con reducción abierta, con resultado final bueno (Figs. 17 y 18).



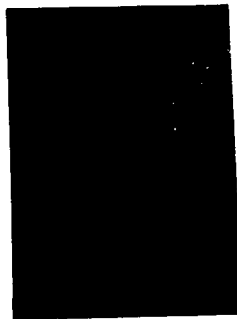
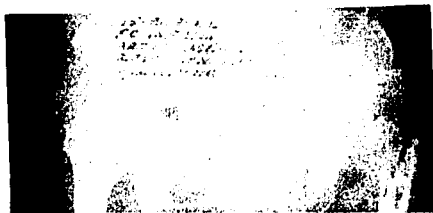
Figuras 17 y 18.

Tres de las luxadas en el postoperatorio inmediato se redujeron con maniobras externas y se colocó una férula de abducción durante seis semanas; uno de estos pacientes evolucionó adecuadamente, obteniendo un buen resultado final (B). Las otras dos caderas luxadas correspondieron a una misma paciente (Fig. 19), la primera cadera operada (izquierda) se luxó en el postoperatorio inmediato, fué reducida por maniobras externas y mantenida con férula de abducción por seis semanas, se complicó con infección profunda (Fig. 20), tratada con desbridación e irrigación-succión más antibióticos sistémicos, con malos resultados finales por persistir la infección, lo que motivó el retiro de la prótesis (Fig. 21), nueve meses después de su colocación. Tres meses después del retiro de la prótesis se realizó artroplastía total de la cadera derecha, misma que presenta luxación (Fig. 22) en el postoperatorio inmediato, fué manejada con reducción por maniobras externas y mantenida con férula de

abducción por seis semanas, con malos resultados funcionales.



Figuras 19 y 20.



Figuras 21 y 22.

Un año después del retiro de la prótesis izquierda, sin evidencia de infección tanto clínica como de laboratorio, se coloca nueva prótesis, de tallo extralargo y cuello corto formando-

un neoacetábulo y, por falta de cálcar el apoyo del componente femoral se construye de cemento (Figs. 23 y 24), a doce meses de evolución se encuentra aflojamiento del componente femoral, con un mal resultado final.



Figuras 23 y 24.

La cuarta de las prótesis que se luxó en el postoperatorio - inmediato, aunada a una contractura muscular en flexión de la cadera y rodilla fué tratada con reducción abierta y mantenida con férula de abducción. A las dos semanas presenta nueva luxación y datos de aflojamiento del componente femoral, por ser imposible la reducción abierta se decide el retiro de los componentes protésicos, con un resultado funcional malo.

En una paciente ocurrió infección superficial de tejidos blandos, comprobada con fistulografía, tratada con lavado mecánico y antibióticos sistémicos, se obtuvo buen resultado funcional final.

ANALISIS Y COMENTARIOS

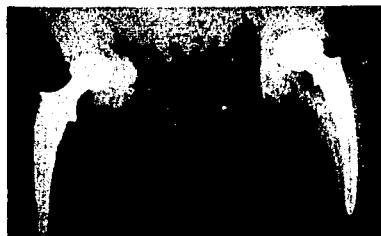
La edad de nuestros pacientes con un promedio de 62.5 años, y el mayor número de pacientes sometidos a la artroplastía total de la cadera, coinciden con las mencionadas en la literatura^{6,9,10,18,19,20,25,30,38,39,44,47,51,54,65} como las de mayor indicación para éste procedimiento, ya que el 87 % de los pacientes se encuentran por arriba de la sexta década de la vida, y el mayor número (35.5 %) pertenecen a la séptima década de la vida. La artroplastía total de la cadera en pacientes menores de 45 años ha sido utilizada en aquellos padecimientos de tipo sistémico, como las enfermedades inflamatorias de la colágena (artritis reumatoidea, artrosis reumatoidea juvenil y pelvispondilitis anquilosante) y en los que se produce secundariamente necrosis avascular de la cabeza femoral (uso de corticoesteroides y enfermedad de Gaucher, etc.)^{7,20,21,51} En nuestra serie encontramos tres pacientes menores de 40 años de edad (9.6%), con los diagnósticos de: pelvispondilitis anquilosante en dos casos (Figs. 25 y 26) y enfermedad de Gaucher (Figs. 27 y 28) en un caso, padecimientos que son mucho más frecuentes en edades tempranas.

El sexo femenino predominó en éste estudio, con una relación de 1.5 a 1, lo que concuerda con lo referido por otros autores^{6,9,10,25,38,44,50,64,74} en cuyas series se menciona una frecuencia que varía de 1.1 a 5 en favor de las mujeres. Por el contrario, Baldursson⁷ refiere una proporción de 4 a 1 en favor del sexo masculino lo que se explica porque únicamente revisa artro

plastías totales de cadera en pacientes con pelviespondilitis - anquilosante, patología que es mucho más frecuente en hombres.



Figuras 25 y 26. Pelviespondilitis anquilosante.



Figuras 27 y 28. Enfermedad de Gaucher.

Aunque en la literatura revisada no se toma en cuenta la ocupación de los pacientes sometidos a artroplastía total de cadera, hay que considerarla como un punto importante, que puede influir para el resultado clínico a mediano y largo plazo. La actividad física intensa influye en la durabilidad de la prótesis. Aumenta en forma importante las fuerzas que actúan sobre la ca-

dera y que tienden a doblar, aflojar y romper el componente femoral. Además, puede producir aflojamiento y desgaste de la copa acetabular^{2,4,10,16,24,28} En nuestra serie el 25.9 % de los pacientes desempeñan actividades físicas intensas (6 campesinos y 2 albañiles), situación que se debe tomar en cuenta para un control más estricto de éstos, desde el punto de vista información y control clínico, para detectar prontamente complicaciones (aflojamiento y ruptura del componente femoral).

El diagnóstico que motivó el reemplazo total de cadera en el 52.9 % de los pacientes fue el de Artrosis primaria (Fig. 19), -siguiéndole en frecuencia la artrosis postraumática y las enfermedades de la colágena (pelviespondilitis anquilosante, tres caderas y artritis reumatoidea en dos caderas), con el 11.7 % para cada uno (Tabla 6). El diagnóstico principal encontrado en éste estudio, al igual que el reportado por la mayoría de los autores^{2,12,18,19,21,25,37,38,44,47,54,65,69,74} corresponde a la artrosis primaria, lo que aunado al sexo femenino que es el más afectado por ésta enfermedad, hace pensar que seguramente hay factores sistémicos de tipo hormonal que favorecen en ellas el desarrollo de la coxoartrosis y no solo son responsables los factores mecánicos, ya que los hombres efectúan tradicionalmente mayores esfuerzos de trabajo.

De las 34 caderas intervenidas en nuestra serie de 31 pacientes, se encontraron afectadas por igual número derechas e izquierdas (Tabla 2), a diferencia de lo que se refiere en la literatura^{6,7,18,38,44,45,51,57} que el lado derecho es el más -

afectado, sin que se mencione explicación alguna para éste hecho. En el 9.6 % de los pacientes la afección fue bilateral y en éstos el diagnóstico fué de displasia acetabular congénita (Fig. 19), pelvispondilitis anquilosante (Figs. 25 y 26) y necrosis avascular por enfermedad de Gaucher (Figs. 27 y 28), patologías que por sí mismas explican la afección bilateral de la cadera.

El tiempo de evolución preoperatorio que en promedio fué de 6.8 años, desde el comienzo de la enfermedad hasta el momento de la cirugía, no parece tener relación con los resultados clínicos, ni encontramos referencias en la literatura.

La vía de acceso quirúrgico utilizada en el 70.5 % de los pacientes (24 caderas) fué la anterolateral. La elección se hizo únicamente de acuerdo con la experiencia del cirujano. En la evaluación clínica postoperatoria de nuestros pacientes no hay datos que indiquen influencia de las vías de acceso sobre los resultados. Mckee⁵⁰ en su técnica de implante metal metal, siempre defendió el uso del acceso anterolateral para el reemplazo total de la cadera, sin osteotomía del trocánter mayor y por su parte Müller⁵³ propuso un concepto similar al usar la luxación anterior de la cabeza femoral sin osteotomía trocantérica. La mayoría de la cirugía contemporánea^{25,30,31,32,33,34,38,58} para la artroplastía total de la cadera, sin osteotomía del trocánter mayor se realiza usando el acceso posterolateral con luxación posterior de la cabeza femoral, después de exponer la cápsula posterior y una vez que los rotadores externos cortos ha-

yan sido seccionados; sus ventajas más importantes son: permite menos tiempo operatorio, da una excelente exposición de los componentes articulares con mínima pérdida sanguínea, permite una rápida rehabilitación sin problemas trocántericos (bursitis, -- pseudoartrosis, etc.).

Harris^{32,33} refiere que uno de los avances más importantes y efectivos en el reemplazo total de la cadera durante los últimos 10 años ha sido el de sustituir la osteotomía del trocánter mayor por técnicas que lo dejen intacto. Menciona que debido a la controversia acerca de las ventajas y desventajas de la osteotomía del trocánter, han surgido tres posiciones bien fundadas:

1o. Que la osteotomía del trocánter mayor no es necesaria ni ventajosa en la mayoría de los reemplazos totales de cadera.

2o. Que es esencial en tres circunstancias: si el fémur debe ser acortado sera necesario avanzar el trocánter mayor, pues que si no se hace los abductores quedaran laxos y demasiado largos, comprometiendo la estabilidad de la articulación, produciendose luxaciones frecuentes; el segundo tipo de problemas -- que requieren la osteotomía del trocánter son las reconstrucciones de cadera, por displasia congénita severa o luxación total de la cadera que requieren injerto óseo para reforzar la estructura deficiente del acetábulo. La tercera circunstancia importante es en aquellos casos en los que la anatomía está distorsionada o si la reconstrucción se ve complicada por cirugía previa, fibrosis masiva, osificación heterotópica, etc.

3o. Actualmente existen técnicas que garantizan la posibili-

dad de reimplantación del trocánter mayor en prácticamente todos los casos.⁴⁴

Al analizar si se debe indicar el abordaje anterolateral o posterolateral con o sin osteotomía del trocánter, deberá darse importancia especial a la experiencia acumulada por el cirujano. Si un determinado cirujano ha adquirido práctica con una técnica quirúrgica específica y está obteniendo muy buenos resultados con ella, en ningún caso debería reemplazarla por otra técnica que le brindará mínimas ventajas.

ANALISIS CLINICO-RADIOGRAFICO. Por lo que respecta al dolor los resultados fueron satisfactorios. En 27 de los 31 pacientes desapareció, lo que da un porcentaje de resultados excelentes del 87 %, dos tenían dolor moderado con la actividad y en dos persistió igual que antes de la operación.

En cuanto a la movilidad postoperatoria, aún sin tener en cuenta el resultado final, hubo una franca mejoría en el 93 % de los pacientes, cambiando la media de flexión de 48.8° en el preoperatoria a 84.7° en el postoperatorio; el promedio de abducción de 11.6 a 28.2° y el promedio de rotación externa de 6.3 a 11.5° .

La fuerza muscular del cuádriceps y glúteos fué casi normal en los pacientes calificados como excelentes (E) y buenos (B) y significativamente baja en los regulares y en los malos, ésto se explica por el círculo vicioso que aparece cuando por dolor o algún otro factor se carece de buena movilidad, lo que produce insuficiente fuerza muscular y viceversa.

En la evaluación preoperatoria se encontró una calificación-

promedio de 14.4 puntos la cuál mejoró en el postoperatorio a una media de 51.1. En forma general, en el preoperatorio se encontro el 88.2 % de casos malos y el 11.8 % de casos regulares, con una franca mejoría después de la cirugía, ya que los resultados integrales mostraron el 82.4 % de casos catalogados como excelentes y buenos, clasificaciones ligeramente más bajas que las anotadas en la literatura, mismas que fluctúan alrededor de 85 %. En el 8.3 % de los casos los resultados fueron malos.

De las 14 caderas sustituidas, consideradas como excelentes (41.2 %) hubo un promedio del sexo femenino en la séptima década de la vida y de éstas sólo cuatro (11.7 %) tuvieron el máximo de calificación (40 puntos). En éste grupo sólo se presentó una complicación que consistió en la perforación de la cortical interna del fémur por el vástago femoral (Figs. 15 y 16), situación que hasta la fecha no ha tenido repercusión en los resultados.

Los casos buenos fueron el 41.2 % (14 caderas), con un predominio de mujeres en la séptima y octava décadas de la vida. -- Tres pacientes se complicaron, una con luxación postraumática -- inmediata, tratada con maniobras externas; hubo una luxación -- postraumática tardía inveterada, tratada con reducción abierta -- y que evoluciona bien hasta la fecha; y no se considera como -- complicación inherente al manejo postoperatorio. La otra complicación fué una infección superficial, que se presentó dos semanas después de la cirugía, tratada con lavados mecánicos y anti bioticoterapia cediendo el proceso infeccioso con buen resultado final.

De las tres caderas clasificadas como regulares (8.8 %) dos de los pacientes se encontraron en la séptima década de la vida y uno en la octava. En los tres hubo una mala fuerza muscular - del cuádriceps y disminución de la movilidad.

Las restantes tres caderas pertenecen al grupo de malos resultados (8.8 %), son dos pacientes, una con artroplastía bilateral, ambos en la sexta década de la vida, éstos presentaron - complicaciones como luxación postoperatoria inmediata e infección, que condicionaron los malos resultados.

La edad de los pacientes no influyó en los resultados clínicos ya que también en los grupos de excelentes y buenos resultados hubo pacientes en la séptima y octava décadas de la vida. El sexo femenino predominó en todos los grupos y no se considera determinante para los resultados.

Del análisis de los estudios radiográficos correlacionados - con los resultados clínicos, encontramos que en los grupos que obtuvieron excelentes y buenos resultados, que en suma constituyen el 82.4 % (28 caderas) de los casos, predominó la buena -- orientación de la prótesis, con una inclinación acetabular promedio de 40.6° y 39.4° respectivamente. El 100 % de ellas se encontró en inclinación normal u horizontal, lo que manifiesta - que la importancia de una colocación a 45° o menos de la copa - favorece el buen resultado clínico y reduce el riesgo de luxación. 15,32,39,53

La anteversión acetabular media en los grupos de pacientes - con excelentes y buenos resultados fue de 10.6° y 7.4° respecti-

vamente. Predominó la aplicación horizontal de la copa con el 42.8 % en el primer grupo y de 71.4 % para los buenos, lo que concuerda con lo referido por Charnley²⁰ en cuanto a que las cúpulas no deben colocarse en anteversión ya que es importante para prevenir una luxación anterior durante la rotación externa. Pero debemos tomar en cuenta que la valoración de nuestros pacientes se elaboró de acuerdo con los parámetros de Müller⁵³ - quién refiere que la anteversión de 10 a 15° es necesaria para la flexión por lo que probablemente el predominio de flexión en nuestros casos fue de 84.7° y teóricamente debe alcanzar una flexión de 106°. Además, refiere que la anteversión insuficiente aumenta el riesgo de luxación posterior.

En cuanto a la anteversión femoral, en el 75 % de las 28 caderas incluidas en los grupos de excelentes y buenos resultados clínicos, tuvieron rangos considerados como normales (entre 10 a 20°), con un promedio de 15.6° y 12° para cada grupo respectivamente. Estas cifras concuerdan con las referidas en la literatura^{23,39,53} y apoyan el concepto de Müller⁵³ al aplicar el componente femoral entre 10 y 20° de anteversión se obtienen mejores resultados clínicos.

Es importante mencionar que en éstos grupos de pacientes encontramos tres componentes femorales colocados en retroversión sin que presenten complicaciones clínicas o radiográficas hasta la fecha.

La osteotomía femoral o apoyo del componente femoral en la mayoría de los casos de los dos primeros grupos (excelentes y buenos) se encontró dentro de límites normales, con promedio de

45.6°; lo que corresponde a la inclinación del tallo en el que la posición neutra y valga fué de franco predominio (96.4 %) en los mismos grupos. Estos dos parámetros se toman muy en cuenta para evaluaciones a largo plazo, en relación con la claudicación o la expectativa de fractura del tallo femoral. Pues aunque sabemos que la posición en varo alarga el brazo de palanca de los abductores debe evitarse, pues acorta el fémur y la cadera puede luxarse; así como aumenta el momento de incurvación y flexión del tallo femoral que lo lleva al aflojamiento y a la ruptura. Charnley^{20,24} refiere que la posición ideal del vástago de la prótesis es aquella en que está en contacto con la cortical femoral interna.

Con respecto al parámetro relación vértice del trocánter mayor y centro cabeza protésica, en el 89.3 % de los casos excelentes y buenos se encontró a la misma altura o con el centro en posición alta (tres casos), lo que confirma que al mantener o alargar el brazo de palanca de los abductores y al reducir el brazo de palanca del centro de gravedad al centro de la cabeza femoral, mejora la mecánica de la articulación, con consecuentes resultados satisfactorios. En éstos mismos grupos (excelentes y buenos), encontramos tres pacientes con posición baja del centro de la cabeza femoral con respecto al vértice del trocánter lo que teóricamente no daría un alargamiento del brazo de palanca de los abductores que en éstos pacientes nos explica la regular potencia muscular y la marcha con apoyo unilateral, por lo tanto se confirma el hecho de que esta relación debe mante -

nerse a la misma altura o en posición alta para contribuir con la máxima estabilidad de la articulación y así mejorar los resultados clínicos.

Ahora bien, de los seis pacientes pertenecientes a los grupos de regulares y malos resultados, o sea el 17.6 % de los casos, los parámetros radiológicos evaluados que son: inclinación acetabular, anteversión acetabular, anteversión femoral, ángulo de osteotomía femoral, inclinación del vástago y relación vértice del trocánter mayor y centro de la cabeza femoral - cuyos resultados se resumen en la Tabla 14, podemos comentar -- que aunque radiológicamente la mayor parte del grupo de pacientes tienen parámetros dentro de límites normales, clínicamente los resultados no son satisfactorios. En las tres caderas calificadas como regulares, el resultado podemos atribuirlo a una musculatura abductora débil y laxa, cuya etiología no se podría determinar aunque suponemos que es secundaria a traumatismo de los músculos durante el transoperatorio, con rehabilitación inadecuada por falta de cooperación de los pacientes.

De las tres caderas con malos resultados, que radiológicamente mostraron una orientación protésica dentro de límites normales (Tabla 14), tuvieron complicaciones que condicionaron el fracaso clínico.

La cobertura de la punta del vástago por el cemento en las 34 caderas, motivo de estudio, fué insuficiente en 14 casos (41.1 %), puesto que en 8 casos apenas llegó a la punta y en 6 no alcanzó esta. Este dato es importante para la estabilidad de la prótesis a largo plazo. Charnley²⁰ y Müller⁵³ aconsejan colocar

CORRELACION CLINICO / RADIOGRAFICA

	EXCELENTES	BUENOS	REGULARES	MALOS
INCLINACION ACETABULAR	40.6°	39.4°	30°	42°
ANTEVERSION ACETABULAR	10.6°	7.4°	7°	8°
ANTEVERSION FEMORAL	15°	12°	12.3°	18.5°
ANGULO DE OSTEOTOMIA FEMORAL	47.3°	43.9°	40.6°	51.4°
INCLINACION DEL VASTAGO	VALGO O NEUTRO EN 94.4 % VARO EN 3.6 %		VALGO EN 66.7 % VARO EN 33.3 %	
RELACION VERTICE TROCANTER MAYOR/ CENTRO DE LA CABEZA	ALTO Y/O NEUTRO 87.7 % BAJO 10.7 %		NORMAL Y/O ALTA 100 % DE LOS CASOS	

TABLA 14

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

el cemento de 1 a 2 cm. distal a la punta del vástago, si esto no se realiza, la fijación es insuficiente y favorece microtraumatismos en la punta con reabsorción ósea secundaria que lleva al aflojamiento, claudicación y ruptura del tallo femoral.

COMPLICACIONES. Las complicaciones más importantes de la artroplastía total de la cadera son la infección, la luxación de la prótesis, aflojamiento y ruptura del componente femoral.^{1,20,25,53,80}

Los factores predisponentes generales que condicionan la infección son: la gran movilidad y exposición de la articulación durante la intervención, la implantación de material extraño y el hecho de este procedimiento suele realizarse en pacientes de edad avanzada. La posibilidad de infección es mayor en pacientes obesos, diabéticos, alcohólicos, con artritis reumatoidea y en aquellos que estén bajo tratamiento con drogas inmunosupresoras o corticoesteroides. Otros factores de riesgo de infección son: internar al paciente 48 horas antes de la cirugía, tiempos quirúrgicos de más de tres horas y operaciones o infecciones -- previas de la cadera.

Charnley²⁰ y otros autores^{1,29,61} sostienen que las infecciones suelen provenir del medio ambiente por lo que recomiendan operar en quirófanos con flujo de aire laminar y sistemas de extracción de aire corporal, ideados por Charnley²⁰ que al utilizar éstas salas redujo su porcentaje de infecciones de 8.7 a 1.6 %. Harris³⁴ en 1972 encontró 7 % de infecciones, Benson⁹ en 1975 reporta un 5.3 % de infecciones en un Hospital General con quirófanos sin facilidades especiales y Gristina²⁹ en 1983 re-

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

64

riere una frecuencia de 2.0 % de infecciones en artroplastía total de cadera. En nuestra serie se encontró 2.9 % de infecciones, frecuencia similar a las referidas en la literatura, sin contar con los estrictos quirófanos de esterilización ambiental.

Después de la artroplastía total de cadera, la luxación es una complicación mayor de éste procedimiento, que puede necesitar hospitalización prolongada, rehabilitación o tratamiento quirúrgico adicional; la incidencia de luxación postoperatoria varía de acuerdo con diferentes autores del 0.6 %⁷⁸ al 7 %⁶². Charnley²⁰ reporta el 1.5 %, Cleyton¹⁴ encuentra una frecuencia del 1 al 3 % y McKee⁵⁰ refiere del 1 al 4 % de luxaciones. Los factores de riesgo que causan inestabilidad en la artroplastía total de cadera son varios, pero el principal es la posición incorrecta de los componentes protésicos, en particular la retroversión del componente acetabular, anteversión mayor de 30°; verticalización de la copa acetabular por arriba de 55° o retroversión del componente femoral. En los casos donde la orientación de los componentes artroplásticos es óptima, los factores que aumentan la probabilidad de luxación son: 1, 6, 14, 22, 24, 61, 78, 79

1. Contacto mecánico del fémur contra hueso o cemento.
2. Contacto mecánico del cuello del componente femoral con el borde de la copa.
3. Acortamiento del fémur.
4. Debilidad de los músculos abductores y tensión muscular

fascial insuficientes.

5. Contractura flexora de la cadera y/o rodilla.

6. Excesiva aducción y flexión de la cadera en el postoperatorio inmediato.

Otros factores de riesgo que han sido discutidos son la vía de acceso quirúrgico, del que varios autores^{14,22} reportan en sus casuísticas una mayor frecuencia de luxaciones en la vía posterior en comparación con la anterolateral. Reiter⁶² reportó dos casos de luxación y postuló como etiología la colección de líquido intraarticular, en un área cerrada. La causa del aumento de líquido después de la artroplastía de la cadera debe estar relacionada con algún tipo de reacción inflamatoria, causada por infección o por alguna otra causa (sangrado).

En nuestro estudio, el 11.7% de los pacientes presentaron luxación postoperatoria inmediata, porcentaje muy alto en comparación con los reportados en la literatura.^{1,6,14,20,22,24,61,62,78,79} Una de las pacientes con luxación pertenece al grupo de buenos resultados, con buena orientación de los componentes protésicos, en éste caso la causa fué una excesiva flexión y aducción de la cadera. El resto de las caderas luxadas (3) pertenecen al grupo de pacientes con malos resultados. En las tres caderas (2 pacientes) existía buena orientación de los componentes protésicos por lo que la causa se atribuye a otros factores. En la paciente con artroplastía total bilateral y diagnóstico de artrosis secundaria por displasia acetabular congénita pensamos que la causa de la inestabilidad estuvo condicionada por va

rios factores: 1o. El factor principal fué la debilidad de los abductores con desequilibrio en los tejidos blandos y la falta de osteotomía, lateralización y descenso del trocánter mayor para mejorar el brazo de palanca de los abductores, situación que está bien documentada como causa de luxación.^{14,22,79} Harris³³,³⁴ recomienda que en éste tipo de pacientes se realiza la osteotomía del trocánter mayor para alargar la palanca de los abductores y mejorar la mecánica articular. 2o. Apoyados en que la orientación de los componentes protésicos está dentro de los límites considerados como normales y que las luxaciones ocurrieron en su cama, probablemente se realizó flexión y aducción --- excesiva durante los cuidados de enfermería.

El otro paciente con mala evolución que presentó luxación recidivante tenía una contractura en flexión de la cadera y de la rodilla, previa a la cirugía, factor que al despreciarlo ocasionó la luxación y que se encuentra bien reconocido como causa de inestabilidad.^{14,22,79}

Nuestros resultados no deben tomarse como definitivos o estables por tener solamente una evolución postoperatoria promedio de 22.7 meses, pero nos confirman las ventajas y utilidad del procedimiento a corto y mediano plazo.

CONCLUSIONES

1. La hipótesis general de éste trabajo se debe considerar - como verdadera pués en los pacientes sin complicaciones se obtuvieron resultados buenos y excelentes.

2. La importancia de colocar los componentes artroplásticos-dentro de límites considerados como normales, es definitiva para obtener resultados clínicos satisfactorios.

3. La mala orientación de la prótesis no es el único factor-que condiciona el fracaso del procedimiento.

4. Se debe realizar un estudio clínico preoperatorio completo para elegir la técnica quirúrgica adecuada para cada caso en particular, y seleccionar adecuadamente los pacientes candidatos a la artroplastía total de la cadera.

5. Se debe insistir en el control médico de nuestros pacientes para conocer su evolución a largo plazo y poder compararla-con otras series.

6. El riesgo de infección es mayor que en el resto de la cirugía ortopédica, por lo tanto el uso de antibióticos profilácticos ayuda a disminuir el número de infecciones cuando no se cuenta con los recursos óptimos.

7. Las complicaciones más graves son la infección profunda y la luxación.

8. Enseñar a nuestros pacientes y enfermeras los cuidados -- postoperatorios inmediatos necesarios para prevenir y evitar -- luxaciones.

9. Este procedimiento terapéutico constituye un gran avance-

de la cirugía ortopédica pero debe ser realizado por un equipo humano con experiencia y los recursos necesarios para evitar -- las graves complicaciones, casi siempre irreversibles a que está sujeta.

RESUMEN

Se realiza un estudio clínico-radiográfico de 31 pacientes operados con prótesis total de Charnley Müller de los cuales -- tres fueron sometidos a artroplastia bilateral, en el lapso comprendido de enero de 1930 a enero de 1934. Los pacientes fueron sujetos a estudio clínico pre y postoperatorio de la cadera enferma siguiendo la tabla de Merle D'Aubigne-Postel. En los resultados clínicos obtenidos no influyó el sexo, la edad ni el diagnóstico del paciente. El tiempo de evolución postoperatorio mínimo fue de 4 meses y el máximo de 48 meses, con un promedio de 22.7 meses. De las 34 caderas estudiadas el 82.4 % obtuvieron resultados buenos y excelentes y el 8.8 % regulares. La -- orientación óptima de la prótesis de acuerdo con los mejores resultados clínicos obtenidos correspondió a: inclinación de la copa 45° con mayor tolerancia a la horizontalización; anteversión de la copa situada de 10 a 15° con bastante tolerancia a su aplicación con anteversión insuficiente, sin que interfiriera en forma importante con el movimiento de la articulación; anteversión del componente femoral de 10 a 15° restituir la tensión normal de las estructuras pelvitrocantareas mediante la situación del centro de la cabeza a nivel del vértice del gran tro --

cáncer o incluso en un nivel más alto; situar el tallo femoral en el canal medular en posición neutra o con tendencia al valgo, nunca en varo; realizar la osteotomía del cuello a 45°, conservando la mayor parte del cóncavo femoral. La mala orientación de la prótesis influye en el aflojamiento de los componentes a largo plazo. La luxación de la prótesis puede ser causada por una mala orientación de los componentes, pero existen otros factores que la pueden producir a pesar de una buena orientación.

Nuestros resultados y complicaciones se comparan con los referidos por otros autores. Se concluyó que la hipótesis del trabajo es verdadera; que el uso de antimicrobianos profilácticos disminuye el número de infecciones y que es necesario enseñar al personal paramédico los cuidados indispensables pre, intra y postoperatorios para evitar las complicaciones que fueron en orden de frecuencia: luxación (11.7 %) e infección (2.9 %).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

1. Amstutz H.C.: Complications of Total Hip Replacements. Clin-Orthop. 72: 123, 1970.
2. Amstutz H.C., Steven M. Ma., Jinnah R.H. and cols.: Revision of Aseptic Loose Total Hip Arthroplastics. Clin. Orthop. - 170: 21, 1982.
3. Andersson G. and Sweden G.: Hip Assessment: A Comparison of nine different methods. J. Bone Joint Surg. 54-B: 621, 1972.
4. Andriacchi T.P., Galante J., Belytschyo T. and Hampton S. :- A stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Prostheses. J. Bone Joint Surg. 58-A: 618, 1976.
5. Anson B. and McVay C.: The Lower Extremity: Surgical Anatomy Vol. 2 Editorial W.B. Saunders. p. 1083, 1971.
6. Ascencio C.: Luxaciones en Reemplazos Articulares de Cadera. Anales de Ortopedia y Traumatología. 15: 221, 1979
7. Balldursson H., Brattstrom H. and Olsson T.: Total Hip Replacement in Ankylosing Spondylitis. Acta Orthop. Scand. 48: 499 1977.
8. Barton J.: On the treatment of Ankylosis by the Formation of Artificial Joints. Clin. Orthop. 121: 2, 1976.
9. Benson M.K. and Hughes S.P. : Infection Following Total Hip-Replacement in a General Hospital Without Special Orthopaedic Facilities. Acta Orthop. Scand. 46: 968, 1975.
10. Bethea J., De Andrade J., Flemig L. and cols.: Proximal Femoral Fractures Following Total Hip Arthroplasty. Clin. -- Orthop. 170: 95, 1982.
11. Bloch B. and Haken J.: Evaluation of cola-curyng-acrylic Cement for Prostheses Stabilization. Clin Orthop. 72: 239, -- 1970.
12. Bucholz H. : Modifications of the Charnley Artificial Hip.- Joints. Clin. Orthop. 72: 69, 1970.

13. Cameron H. and McNeice. M.: A Correlation of Radiographic -
"Modes of Failure" with Clinical Failure of cement Stem -
Type Femoral Components. Clin. Orthop. 150: 154, 1980.
14. Clayto M. and Thirupathi R.: Dislocation Following Total -
Hip Arthroplasty. Manegement by Special Brace in Selected -
patients. Clin. Orthop. 177: 154, 1983
15. Cotteril P., Hunter G. and Tile M.: A radiographic Analysis
of 166 Charnley Muller Total Hip Arthroplasties.
Clin. Orthop. 163: 120, 1982.
16. Crowninshield R., Brand R., Johnston R. and col.: An analy-
sis of Femoral Compon nt Stem Desing in Total Hip Arthro --
plasty. J. Bone Joint Surg. 62-A: 68, 1980.
17. Chapchal G. And Müller W.: Total Hip Replacement with McKee
Prosthesis. Clin. Orthop. 72: 115, 1970.
18. Charnley J.: Total Hip Replacement by Low Friction Arthro -
plasty. Clin. Orthop. 72: 7, 1970.
19. Charnley J., and Feagin J.: Low Friction Arthroplasty in Con
genital Subluxation of the Hip.
Clin. Orthop. 91: 98, 1973.
20. Charnley J.: Artroplastía de Baja Fricción en la Cadera. -
Teoría y Práctica. Salvat Editores. p. 1, 1981.
21. Door L., Wolf A., Chandler R. and cols.: Classification and
and Treatment of Dislocations of Total Hip Arthroplasty.
Clin. Orthop. 173: 151, 1983.
22. Door L., Takei G. and Conaty J.: Total Hip Arthroplasties -
in Patients Less than Forty-five Years Old.
J. Bone Joint. Surg. 65-A: 474, 1983.
23. Dunlap K. and Cols.: A Mew Method for Determination of Tor-
sion of the Femur. J. Bone Joint Surg. 59-A: 948, 1977
24. Edmonson A. and Crenshaw A.: Campell. Cirugía Ortopédica.
Vol. II. Sexta Edición. C.V. Mosby Company. p. 2170, 1980

25. Evarts CH., De Haven K., Nelson C. and col.: Interim Results of Charnley Müller Total Hip Arthroplasty. Clin. Orthop. - 95: 193, 1973.
26. Frot B., Duparc J.: Description D'Une Methode de Mesure Radiologique de L'Anteversión, DeL'Inclinaison et de la Profondeur Du Cotyle Chez L'Homme en Station Verticale. Revue des Rhumatisme. 40: 63, 1973.
27. Frot B. and Duparc J.: Mesures Radiologiques de L'Anteversión de L'Inclinaison et de la Profondeur du Cotyle. J. Radiol. Electrol. 54: 213, 1973.
28. Galante J. and Rostoker W.: Failed Femoral Stem in Total Hip Prostheses. J. Bone Joint Surg. 57-A: 230, 1975.
29. Gristina A. and Kolkin J.: Current Concepts Review Total Joint Replacement and Sepsis. J. Bone Joint Surg. 65-A: 128, 1983.
30. Harris W.: Used Prostheses Charnley Müller of the total Replacements of the Hip. Clin. Orthop. 86: 95, 1972.
31. Harris W.: Extensive exposure of the Hip Joint. Clin. Orthop. 91: 58, 1973.
32. Harris W.: A new Approach to Total Hip Replacement Without Osteotomy of the Greater Trochanter. Clin. Orthop. 106: 19, 1975.
33. Harris W.: Avances en el Reemplazo Total de la Cadera. Howmédica: Técnicas Quirúrgicas. 1980.
34. Harris W.: Revision Surgery for Failed, Nonseptic Total Hip Arthroplasty. The Femoral Side. Clin. Orthop. 170: 8, 1982
35. Harris W. and White R.: Resection arthroplasty for Nonseptic Failure of Total Hip Arthroplasty. Clin. Orthop. 171: - 62, 1982.
36. Hori R., Lewis J., Zimmerman J. and col.: The Number of Total Joint Replacement in the United States. Clin. Orthop. - 132: 46, 1978.

37. Huggler A.: Aloartroplastía de la Cadera con Prótesis Endofemorales y Totales. Editorial Toray-Masson. p. 46, 1972.
38. Inárritu A.: Artroplastía Total de Cadera. Revista Mexicana de Ortopedia. 1: 15, 1981.
39. Inárritu A., Vázquez R. y Santos V.: Correlación Clínico Radiológica en Operados con Prótesis Total de Cadera. Anales de Ortopedia y Traumatología. 14: 137, 1978.
40. Judet J. and Judet R.: The Use of Artificial Femoral Head - for Arthroplasty of the Hip Joint. J. Bone Joint Surg. 32-B: 166, 1950.
41. Kabo J. and Amstutz H.: Frictional Torque in Surface and -- Conventional Hip Replacement. J. Bone Joint Surg. 65-A: 366 1983.
42. Kamme C. and Lindeberg L.: Aerobic and Anaerobic Bacteria - in Deep Infections after Total Hip Arthroplasty. Differen - tial Diagnosis Between Infections and non Infections Loosening. Clin. Orthop. 154: 201, 1981.
43. Kapandji L.: Cuadernos de Fisiología Articular. Vol. 2. Ter cera edición. Editorial Toray-Masson. p. 9, 1980.
44. Lazcano M. y Pérez S.: Reemplazo Total de Cadera Tipo Charn ley. Revisión de 150 Casos con la Osteotomía del Trocánter Mayor. Acta Ortopédica Latinoamericana. 2: 142, 1982.
45. Lazcano M., Alarcón D., Suárez V. y col.: Artroplastía To - tal de Cadera Tipo Charnley. Desgaste Mínimo de Copa Aceta bular. Estudio a Largo Plazo. Anales de Ortopedia y Trauma tología. 14: 147, 1978.
46. Lee A. and Ling M.: Some Propeties of Polymethylmethacryla te with Reference to its use in Orthopedic Surgery. Clin. - Orthop. 95: 281, 1973.
47. Leinbach I. and Barlow F.: 700 Total Hip Replacement. Expe rience with 6 Types. Clin. Orthop. 95: 174, 1973.

48. Levy R.: The Location of the Level of Femoral Neck Transection for Prosthetic Hip Arthroplasty. Clin. Orthop. 121: 51 1982.
49. Lopez S. y Plancarte S.: Efectos Cardiovasculares de Polime tilmetakrilato. Anales de Ortopedia y Traumatología. 13: -- 233, 1977.
50. McKee G.: Development of Total Prosthetic Replacement of the Hip. Clin. Orthop. 72: 85, 1970.
51. Manresa J.: Reemplazos Articulares en las Enfermedades Reumáticas. Salvat Editores. p. 151, 1979.
52. Moore A. and Bohlman H.: The Classic: Metal Hip Joint. --- Clin. Orthop. 72: 3, 1970.
53. Müller M.: Total Hip Prosthesis. Clin. Orthop. 72: 46, 1970
54. Murray M., Gore D., Brewer B. and col.: A Comparison of the Functional Performance of Patients with Charnley and Müller-Total Hip Replacement. Acta Orthop. Scand. 50: 563, 1979.
55. Nicholson O.: Total Hip Replacement. A Radiological Review-- Proceedings and Reports of Universities, Colleges, Councils and Associations. J. Bone Joint Surg. 57-B: 256, 1975.
56. Pauwels F.: Biomechanics of the Normal and Diseased Hip. -- Springer Verlag. Berlin-New York 1976.
57. Reyes A.: Reemplazo Total de la Cadera. Gaceta Médica de Mé xico. 106: 467, 1973.
58. Reyes A.: Artroplastía Total de la Cadera. Anuario de Actug lización en Medicina. Ortopedia y Traumatología. I.M.S.S. - 10: 63, 1980.
59. Ring P.: Complete Replacement Arthroplasty of the Hip by the Ring Prosthesis. J. Bone Joint Surg. 50-B: 720, 1968.
60. Ring P.: Total Replacement of Hip. Clin. Orthop. 72: 161, - 1970.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

75

61. Ritter M.: Dislocation and Subluxation of the Total Hip Replacement. Clin. Orthop. 121: 92, 1976.
62. Ritter M.: A Treatment Plan for the Dislocated Total Hip Arthroplasty. Clin. Orthop. 153: 153, 1980.
63. Rose R. and Radin E.L.: Wear of Polyethylene in the Total - Hip Prosthesis. Clin. Orthop. 170: 1982.
64. Salvati E., Chekofsky K., Brause B. and col.: Reimplantation in Infection. A 12 years Experiende. Clin. Orthop. 170: 62, 1982.
65. Salvati E., Chuen V., Aglietti P. and col.: Radiology of -- Total Hip Replacement. Clin. Orthop. 121: 74, 1976.
66. Schahter S., Blumenfeld E. y Romanelli J.: La Complicación- Infecciosa en los Reemplazos Totales de Cadera y Rodilla. - Acta Ortopédica Latinoamericana. 10: 46, 1983.
67. Sheck M., Gordon B. and Glick J.: The Kocher-McFarlan Approach to the Hip Joint for Prosthetic Replacement. Clin. --- Orthop. 91: 63, 1973.
68. Sierra O.: Reemplazo Total de Cadera. Problemas de la Arthroplastía Metal-Metal. Anales de Ortopedia y Traumatología. - 13: 71, 1977.
69. Smith R.: Total Hip Replacement. Clin. Orthop. 22: 177, 1970
70. Smith R. and Turner R.: Total Hip Replacement Using Methylmethacrylate Cement. An Analysis of Data from 3482 cases. Clin. Orthop. 95: 231, 1973.
71. Stinchfield F.: Low-Friction Total Hip Replacement. Advantages and Pitfalls. Clin. Orthop. 22: 36, 1970.
72. Thomas B. and Amastutz H.: Revision Surgery for Failed Surface Arthroplasty of the Hip. Clin. Orthop. 170: 42, 1982.
73. Tronzo R.: Cirugía de la Cadera. Editorial Panamericana. p. 17, 1980.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

76

74. Vázquez Vela E., Ang B. y Vázquez Vela G.: Artroplastías de Cadera Efectuadas en el I.M.R. Análisis de Resultados en 55 Casos Intervenidos Quirúrgicamente. Anales de Ortopedia y - Traumatología. 15: 211, 1979.
75. Visser J. and Konings J.: A New Method for Measuring Angles After Total Hip Arthroplasty. A Study of the Acetabular Cup and Femoral Component. J. Bone Joint Surg. 63-B: 556, - 1981.
76. Voltz R. and Willson R.: Factor Affecting the Mechanical - Stability of the Cemented Acetabular Component in Total Hip Replacement. J. Bone Joint Surg. 59-A: 501, 1977.
77. Walker P. and Bulloug P.: The Effects of Friction Wear in - Artificial Joint. Orthop. Clin. North Am. 4: 275, 1973.
78. William J., Gottesman M. and Mallory T.: Dislocation After - Total Hip Arthroplasty. Treatment with an Above-Knee Hip -- Spica Cast. Clin. Orthop. 121: 53, 1982.
79. Woo R. and Morrey B.: Dislocation After Total Hip Arthro - plasty. J. Bone Joint Surg. 64-A: 1295, 1982.
80. Wroblewski B.: Revision Surgery in Total Hip Arthroplasty. Surgical Technique and Results. Clin. Orthop. 170: 56, 1982