

11245 95



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

**PETRÓLEOS MEXICANOS
HOSPITAL CENTRAL SUR DE ALTA ESPECIALIDAD**

**“CAUSAS DE AFLOJAMIENTO DE PRÓTESIS DE
CADERA EN EL H. C. S. A. E.
DE ENERO DE 1997 A DICIEMBRE DEL 2001”**

TESIS DE POSTGRADO

**PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD EN:
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA**

**PRESENTA:
DR. RICARDO AGUSTÍN DE LEÓN SÁNCHEZ**

**TUTOR DE TESIS:
DR. JOSÉ ANTONIO VÁZQUEZ GARCÍA**



MÉXICO, D. F.

SEPTIEMBRE 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.

La
Jain

Dr. Carlos Pérez Gallardo

Director del Hospital Central Sur de Alta Especialidad (H.C.S.A.E.)

Petróleos Mexicanos

Judith Lopez Zepeda

Dra. Judith López Zepeda

Jefe del Servicio de Enseñanza e Investigación

H.C.S.A.E. Petróleos Mexicanos

~~Dr. Jesús Arturo Caballero Hermosillo~~

~~Jefe del Departamento de Investigación~~

~~H.C.S.A.E. Petróleos Mexicanos~~

[Handwritten signature]
REGISTRACION
POSGRADO
UNIVERSIDAD

[Handwritten signature]

Dr. José Antonio Vázquez García

Jefe del Servicio de Ortopedia y Traumatología

H.C.S.A.E. Petróleos Mexicanos

Tutor de Tesis



INDICE

Antecedentes	1
Clasificación de las Prótesis Totales	5
Indicaciones Generales de la Artroplastía Total de Cadera	7
Conceptos y Características Básicas sobre la Prótesis no cementadas	10
Condiciones para lograr la Estabilidad Secundaria	
dependiente del diseño del implante	15
Complicaciones no infecciosas	16
Alojamiento de la Cúpula	16
Alojamiento del Vástago	20
Alojamiento Infeccioso	27
infección Precoz	27
Infección Tardía	30
Planteamiento del Problema	31
Justificación	31
Objetivos	31
Material y Método	32
Tipo de Estudio	32
Muestra	32
Definición de Variables	32
Técnicas y Procedimientos	35

Resultados	36
Tablas	39
Discusión	48
Conclusiones	52
Bibliografías	53

AGRADECIMIENTOS

Dedicada a todas las personas que influyeron en mi formación como persona y profesionalista.

A mis padres que con su cariño y ejemplo me enseñaron a valorar la vida, a mi hermana y Adal por dar tanta alegría a mi familia con la llegada de Alejandro.

A Karina mi esposa que con su amor y apoyo me es posible seguir siempre adelante.

A mi maestro el Dr. José Antonio Vázquez por su confianza y apoyo, así como los conocimientos que me brindó durante mi formación.

Al Dr. Freddy Domínguez por su paciencia y apoyo en la realización de este trabajo.

A mis maestros, Dr. Oscar Martínez, Dr. Francisco Saavedra, Dr. Luis Ojeda, Dr., Dr. Francisco Armendáriz Ernesto De León, gracias por sus enseñanzas.

A mis compañeros, Verónica, Pablo, Antonio, Jacobo, Tomás, Ezequiel y Leonel por su amistad.

Antecedentes científicos

Desde 1821, Charles White ⁽¹⁾ sugirió la excisión de la cabeza femoral que llamó "*caries coxae*", habiendo realizado este tipo de excisiones en cadáveres desde 1769.

En el mismo año, Anthony White, realizó la primera resección de cabeza femoral en un niño con tuberculosis.

En 1827, John Barton ⁽¹⁾ realizó en un paciente anciano con coxartrosis una osteotomía, con la idea de crear una pseudoartrosis que proveyera movilidad en la extremidad, sustituyendo así la articulación y reduciendo o eliminando el dolor y la rigidez.

En 1859, Fock ⁽¹⁾ realizó la resección de la cabeza femoral, con la interposición de un fragmento diafisario dentro del acetábulo con buenos resultados.

Vernuil en 1860 fué el primer cirujano conocido en emplear partes blandas para la interposición, utilizando músculo, grasa, y finalmente fascia.

En 1865, Ollier ⁽¹⁾ publicó una amplia discusión sobre la interposición de partes blandas como complemento de las artroplastias. Hasta 1913, John D. Murphy, ⁽¹⁾ había realizado 16 artroplastias mediante un abordaje lateral, osteotomía del trocánter mayor e interposición de un colgajo pediculado del músculo y grasa cubriendo la cabeza femoral

previamente denudada. Diseñó instrumentos de rimado usados todavía hasta los años 60s.

En 1910 Payr y Lexer ⁽¹⁾, publicaron que no existe regeneración del cartilago articular después de una artroplastia de interposición sino una metaplasia el tejido interpuesto a una masa fibrotica en la que ocasionalmente se encuentra membrana sinovial.

El 1913, Allison y Broks, ⁽¹⁾ concluyeron que el tejido interpuesto es de importancia secundaria y que existe crecimiento de tejido conectivo desde la superficie de hueso previamente denudado.

En 1916, Schemertz ⁽¹⁾ afirma que la interposición era necesaria, ya que la cubierta fibrocartilaginosa de la nueva articulación, deriva de hueso previamente denudado.

En 1923, Smith Petersen utilizó por primera vez una copa de cristal como materia interpuesta entre las superficies previamente denudadas de la cabeza femoral y acetábulo. Cambio posteriormente el material a viscaloide, en 1933 a cristal pyrex y en 1937 a vitalicio. Con estas copas se obtuvieron en general malos resultados por reabsorción del cuello y fijación de la copa al acetábulo, con lesión de la base del cuello y del trocánter mayor. ⁽¹⁾

En 1940, por Bohlman ⁽¹⁾ y A. Moore insertaron la primera prótesis metálica como reemplazo de la porción proximal del fémur, en un paciente con tumor de células gigantes de esa región.

En 1959, los hermanos Judet reportaron el uso de una prótesis con cabeza de acrílico y una barra que se inserta desde el cuello hasta la cortical lateral. ⁽¹⁾ En 1950 Austin Moore diseña una prótesis de vitalicio que incluye cabeza, cuello y vástago, para fijación en el canal medular femoral. El vástago cuenta con fenestraciones en su porción proximal para promover el crecimiento óseo a través de ellas fijándose a la prótesis. ⁽²⁾

En febrero de 1951, Thompson inserta la primera prótesis de diseño propio, similar a la de Austin Moore, excepto por no contar con fenestraciones, añade el uso de un collar para apoyo en el calcar. ⁽²⁾

En 1952 Lipmann, diseña una prótesis de transficción con principio de fijación similar a la de Judet, aunque añade un vástago intramedular para aumentar la fijación. ⁽¹⁾

En 1957, Urist ⁽¹⁾ diseña una copa acetabular metálica que se fija para hueso por medio de tres clavos, obtiene resultados similares que con el uso de copas de Smith Petersen.

En 1960, Mckee y Farrar combinan una copa acetabular metálica con una prótesis de Thompson estándar. ⁽²⁾

Charnley utiliza por primera vez acrílico polimerizante en frío para fijación de endoprótesis. Desarrolla y utiliza una copa acetabular de polietileno y un componente femoral curvo con cabeza de 22mm. ⁽¹⁾

En 1964, M.E. Muller utiliza copas acetabulares de polietileno y diseña componentes femorales de vástago recto, sin collar de acero inoxidable. En 1965 a 1966 aumenta el diámetro de cabeza femoral de 22 a 32 mm y diseña un componente femoral de vástago curvo, para facilitar su inserción. En 1975-1976 al comparar los resultados obtenidos con los dos tipos de componentes femorales, diseña una prótesis de vástago recto autobloqueante con un revolucionario concepto biomecánico del que se ha desarrollado múltiples sistemas hasta la actualidad. Es hasta ahora, por sus buenos y excelentes resultados la prótesis numéricamente más usada en todo el mundo. ⁽¹⁾

La investigación posterior a esta etapa ha progresado a lo largo de dos vías importantes, una para mejorar las técnicas de aplicación de cemento y otra, en el importante diseño de prótesis sin uso de cemento en la que se han logrado diseños completamente innovadores, sin embargo aún no han pasado la prueba del tiempo. ⁽²⁾

Clasificaciones de las prótesis totales de cadera

Según el uso de cemento:

Cementadas

No cementas

Las prótesis bipolares son consideradas como un punto intermedio, ya que habitualmente el componente femoral se cementa y el componente acetabular permanece siempre articulado a la superficie del cotilo. ⁽²⁾

Según el grado de fricción sobre la superficie acetabular:

- De fricción directa. (prótesis cefálica o unipolar)

La cabeza de la prótesis se articula directamente con la superficie acetabular.

La mayoría de los sistemas modulares cuentan con un componente que las transforma en prótesis cefálicas.

- De fricción intermedio. (Prótesis bipolares)

La cabeza de componente femoral se articula con una copa de polietileno (articulación primaria), cubierta por una copa metálica que se articula con el cartílago acetabular (articulación secundaria).

La fricción se distribuye en las dos articulaciones.

- De fricción indirecta.(Prótesis de fricción mínima)

La cabeza femoral se articula con una copa de polietileno que se fija al acetábulo.

En este tipo de prótesis la fricción sobre la superficie del acetábulo es prácticamente nula. ⁽²⁾

La cabeza femoral se articula con una copa de polietileno que se fija al acetábulo.

En este tipo de prótesis la fricción sobre la superficie del acetábulo es prácticamente nula. ⁽²⁾

Indicaciones generales de la artroplastia total de cadera

Debido a los riesgos inherentes a las cirugías mayores, la artroplastia total de cadera debe restringirse a pacientes con importante sintomatología dolorosa, e incapacidad funcional, en quienes el tratamiento conservador que incluye el uso de antiinflamatorios no esteroideos, reducción de peso, limitación de actividades o uso intermitente de el bastón no han dado resultados aceptables, o aquellos que no son candidatos a otro tipo de cirugía menos agresiva.

(3)

Los pacientes por arriba de los 60 años, son los mejores candidatos a este tipo de cirugía, ya que la longevidad y las sollicitaciones al implante estarán reducidas. En aquellos pacientes que requieren tratamiento de sustitución bilateral (aproximadamente del 20 al 40% de los pacientes), también se puede esperar excelentes resultados en cuanto a la erradicación del dolor y a la recuperación de la capacidad funcional. (3)

A todo paciente que se pretenda realizar una artroplastia total debe ser advertido que el procedimiento proveerá de una cadera con buen funcionamiento, pero no de una cadera normal. (4)

La artroplastia total de cadera está diseñada para aliviar en forma sustancial el dolor y para obtener buenos resultados, en movilidad, funcionalidad, sin alcanzar la normalidad; asimismo, permite la

reincorporación del paciente a sus actividades ordinarias como cocinar, sentarse, subir escaleras, inclusive manejar.

Pero no podrá realizar actividades vigorosas que impliquen impactos repetitivos, a nivel de la cabeza femoral afectada que ponga en riesgo la estabilidad de los componentes. ⁽⁴⁾

La cirugía ha tenido también excelentes resultados en pacientes con padecimientos de cadera poco comunes y a veces difíciles de resolver, como por ejemplo: enfermedad de Paget, Espondilitis Anquilosante y necrosis avascular.

Las prótesis especiales y las técnicas innovadoras han logrado solucionar con éxito problemas como la osteoartritis secundaria a luxación congénita de la cadera con grave displasia acetabular. ⁽⁶⁾

El manejo de las áreas de metástasis o de tumores primarios de la cadera mediante la sustitución protésica, pueden solucionarse de forma efectiva. Sin embargo, los resultados a largo plazo en pacientes jóvenes son poco satisfactorios. ⁽²⁾

El riesgo de falla de los implantes en pacientes que pesan 90 kilos o más, es mayor que en aquellos que pesan por ejemplo 70 kilos o menos. ⁽²⁾

La mayoría de los pacientes por abajo de 55 años son candidatos a osteotomía femoral, como tal de evitar la artroplastia total de cadera de cualquier tipo. ⁽⁷⁾

Los pacientes aún más jóvenes, con enfermedad unilateral deben ser considerados como candidatos a artrodesis de cadera como una solución alternativa. ⁽⁷⁾

Indicaciones de sustitución de la articulación de cadera: ⁽⁸⁾

- Fracturas agudas de cuello femoral que no pueda ser reducida en forma satisfactoria y correctamente movillizado.
- Necrosis avascular de la cabeza femoral
- Fracturas de la cabeza femoral.
- Fracturas antiguas de cuello femoral en pseudoartrosis.
- Artrosis postraumática.
- Artrosis primaria o secundaria.
- Artritis piógena u osteomielitis.
- Tuberculosis.
- Luxación congénita de cadera.
- Reconstrucción de la cadera fallida, postosteotomía, artroplastía de copa, Girdleston.
- Tumores óseos del extremo proximal del fémur o del acetábulo.
- Espondilitis anquilosante.
- Artritis reumatoide con artrosis

Conceptos y características básicas sobre prótesis no cementadas

El objetivo principal de una prótesis no cementadas es lograr la máxima duración "in situ" posible, y la estabilidad es el punto cardinal para lograrlo.

La estabilidad se define como la serie de eventos que debe ocurrir para lograr una respuesta biológica que permita la presencia de un cuerpo extraño, sujeto a grandes esfuerzos por largos períodos de tiempo sin que cause deterioro significativo de las propiedades biológicas mecánicas del receptor. ⁽⁹⁾

Existen dos tipos de estabilidad definidos por el tiempo y eventos que tienen que ocurrir para obtenerla: ⁽⁸⁾

1) estabilidad primaria o mecánica

Es aquella que se tiene en el momento mismo de la cirugía a través de: ⁽¹⁰⁾

- El diseño del implante.
- Los métodos alternos de fijación y técnicas quirúrgicas.

El objetivo primordial que se percibe con estabilidad primaria es eliminar los micro movimientos entre implante y el hueso en una forma tal, que permita la fijación del mismo a través del crecimiento óseo peri protésico, es decir, que permita la estabilidad secundaria.

Condiciones esenciales de diseño de una prótesis no cementada.
(Principalmente en lo que se refiere al componente femoral).

- 1) Debe lograr un ajuste óptimo.
- 2) Debe lograr un llenado suficiente de la cavidad medular y/o acetabular.

Estrategias de diseño para lograr un ajuste óptimo: ⁽¹⁰⁾

1) Sistema de anclaje a presión "press fit"

Consiste básicamente en aplicación del implante en una cavidad de dimensiones ligeramente menores a las de este, de tal manera que se produzca un atascamiento del implante que no permita el menor movimiento.

Es el mecanismo que más se aplica en el diseño actual de componentes femorales no cementadas de mayor importancia.

2) Sistema de auto bloqueo

Se logra a través de una forma cónica del implante, y permite el apuntalamiento de la porción proximal del fémur y un auto ajuste a la cavidad medular.

Por otro lado, el momento de la aplicación de un componente femoral cónico, da lugar a una distribución más uniforme de cargas.

3) Mecanismo de expansión

Semejante a la colocación de un taquete en la pared, para fijar un tornillo. Puede lograrse mediante un vástago hendido longitudinalmente en cuyo interior circula un tornillo que expande el implante progresivamente hasta lograr un ajuste firme.

4) Roscado

Consiste precisamente en la colocación de un componente femoral o acetabular dotado de una rosca externa.

La mayoría de los diseños actuales combinan dos o más de las estrategias anteriores.

Estrategia para alcanzar un llenado óptimo de la cavidad medular:

1) Fabricación de varios tipos de vástago con base en un modelo estándar, lo que permite la elección del tamaño que más se acerca a las dimensiones y características geométricas del canal femoral.

En el caso del componente acetabular, también se diseñan varios tamaños del componente en serie, para la elección del apropiado en base a las características individuales.

2) Fabricación de prótesis anatómicas, en las que la forma de vástago es completamente congruente con la forma de la cavidad medular y simétrica mente precisa en lo que se refiere tamaño, proporciones y simetría, tanto o en el plano AP como en el lateral.

3) Rellenos medulares intercambiables de diversos tamaños que se ajustan en el momento de la cirugía y en respuesta al déficit de hueso encontrado en el análisis preoperatorio, para revisión.

Usados principalmente en artroplastias de revisión con destrucción variable del túnel endóstico.

4) Modelos fabricados con base en un molde endóstico transoperatorio fabricados y esterilizados durante el acto quirúrgico con ayuda de computadoras y maquinaria especial que permiten su aplicación de inmediato.

La mayoría de los implantes actuales, combinan dos o más de las características anteriores de su diseño, sin embargo, predomina, claramente la tendencia al uso de vástagos de forma cónica.

II) Estabilidad secundaria

La estabilidad secundaria puede definirse como el equilibrio mecánico y bioquímico armónico entre el implante y el hueso y es manifestada por tres tipos de unión: ⁽¹¹⁾

- 1) unión química**
- 2) unión fibrosa**
- 3) unión ósea**

Estos tres tipos de unión pueden aparecer en tiempo variable después del aplicación del implante. Es siempre deseable que el desarrollo de unión ósea, la cual ocurre siempre y cuando se hayan logrado una óptima estabilidad primaria previa.

La unión ósea llega a producirse hasta en un 30 a 40% de la superficie del implante, lo que es suficiente para garantizar la estabilidad secundaria ideal.

La mayor parte de la superficie del implante presenta una unión fibrosa y su aparición es inversamente proporcional a la cavidad de la estabilidad mecánica inicial obtenida. En caso de que la unión fibrosa rebase el 70% de la unión total, habrá aflojamiento y pérdida del implante en un tiempo variable. ⁽⁸⁾

En cuanto a la unión química ésta se lleva acabó en apariencia sólo con el uso de cerámicas, las cuales por sus características de fragilidad, difícilmente pueden ser usadas en la fabricación de componentes femorales.

Condiciones para lograr la estabilidad secundaria dependientes del diseño del implante

El diseño debe ser tal que permita y promueva el remodelamiento periprotésico con una unión íntima entre la superficie metálica y hueso sin la interposición de tejido conectivo, fenómeno conocido como osteointegración. ⁽⁶⁾

La fijación progresiva del implante en el tiempo, es comparable al proceso de consolidación de una fractura, siempre y cuando se insista en la fijación mecánica primaria sea permanente hasta la conclusión de dicho proceso.

Complicaciones no infecciosas

Aflojamiento de la cúpula

El aflojamiento no infeccioso de la cúpula es consecuencia de la insuficiencia de la estabilidad del techo cotiloideo.

Él diagnóstico es en primera instancia radiológico; son dos los elementos fundamentales del diagnóstico de aflojamiento de la cúpula:

1. La formación de un reborde marginal entre el cemento y el hueso, no observable en la radiografía postoperatoria.
2. La dislocación del implante en dirección superomedial. ⁽¹²⁾

La formación secundaria del reborde marginal está ligada prácticamente siempre a una dislocación. En casos excepcionales esta puede constituir el único signo de aflojamiento. Se le reconoce midiendo la distancia del centro de la cabeza femoral a una línea horizontal de referencia de la pelvis y comparando la situación actual con la postoperatoria. ⁽¹³⁾

Un reborde marginal bien delimitado en la radiografía postoperatoria demuestra que será preservado la cortical de soporte del techo, así como la persistencia de una fina capa de cartílago. Este hallazgo no tiene nada que ver con una predisposición al desplazamiento de la cúpula, siempre que la estabilidad esté asegurada mediante suficientes puntos de apoyos. Un anclaje sin reborde marginal en la débil esponjosa del techo, implica una mayor predisposición al desprendimiento. Han constatado un mayor porcentaje de

desprendimientos, que los casos de ausencia del reborde en el postoperatorio. ^(13,14)

La formación subsiguiente de un reborde marginal es significativa para el aflojamiento de la cúpula. Clínicamente esta situación puede ser asintomáticas durante largo tiempo. El reborde marginal puede tener una delimitación muy nítida, formada por una lámina limitante de cortical. Entre la lámina limitante y el cemento se encuentra una capa de tejido conjuntivo que sirve de amortiguador. El anclaje óseo es reabsorbido. Este estado corresponde a una forma estacionaria de punto neutro descompensado. La duración de este estado depende de la magnitud de la carga y de la resistencia de pelvis, factores que determinan la amplitud de movimiento relativo. Aparte de esto, tiene importancia el desprendimiento de productos de abrasión y de desorganización acompañado por formación de un tejido de granulación. Al cabo de meses, o incluso de varios años, esta forma estacionaria puede transformarse en una forma progresiva, con incremento de la osteolisis. Esta osteolisis progresiva está relacionada con la formación de granulación descrita por H. G. Willert,⁽¹²⁾ con almacenamiento de partículas de plástico procedentes de la cúpula. La forma estacionaria a menudo produce muy pocos síntomas clínicos; el paciente puede caminar sin cojear y conserva inalteradas su capacidad para el trabajo. La aparición del dolor indica el inicio de la forma progresiva. A nivel individual las diferencias son muy grandes. Hay formas progresivas avanzadas que prácticamente no producen dolores. La forma progresiva, muestra en la radiografía un aumento de reborde entre hueso y cemento, así como unas zonas

radiotransparente de aspecto quístico, más o menos delimitada, que corresponden a focos osteolíticos con tejido de granulación y masas de detritus. El cuerpo acetabular se adelgaza, se fragmenta y se incurva así el interior de la pelvis. La cúpula implantada cambia de posición, deslizándose hacia el interior de la pelvis, adelgazándose hacia arriba o luxándose. ⁽¹⁴⁾

Para el diagnóstico de aflojamiento de la cúpula puede ser útil el artrograma. Bajo tracción, el medio de contraste rodea la cúpula cuando hay un desprendimiento considerable; bajo presión, el medio de contraste es expulsado. ⁽¹²⁾

El dolor producido por el aflojamiento de la cúpula es referido por los pacientes en la ingle o en región glútea; más raras son las radiaciones hacia el muslo. Se trata de un típico dolor inducido por la carga, la bipedestación y la marcha. Frecuentemente desaparece al acostarse o al sentarse. La prueba de la posición extrema en extensión en flexión suele ser indolora. La posición extrema de los movimientos de la rotación produce dolor en aproximadamente un tercio de los casos. Pese al incremento de la inestabilidad el margen de los movimientos pueden aumentar. La resistencia de la pierna en posición erecta disminuye. A menudo los pacientes se quejan de falta de fuerza o de inseguridad. Más tarde, especialmente tras una luxación de la cúpula hacia dentro o hacia fuera, se llega a una falta de resistencia completa y dolorosa en posición erecta. Una localización del dolor idéntica al existente en la inestabilidad de la cúpula se presenta en el simple

estado irritativo secundario la presencia de partículas de abrasión de poliéster, que puede ser eliminados mediante lavado articular. ⁽¹⁵⁾

Por el aflojamiento de la cúpula puede ser clasificada que la forma siguiente: ⁽¹²⁾

- **Aflojamiento de la cúpula tipo 1. el lecho de cemento intacto. Lámina limitante de cortical. Pequeña dislocación. Raras veces: dislocación sin reborde marginal.**
- **Aflojamiento de la cúpula tipo 2. Lecho de cemento intacto o desorganizado. Reborde marginal irregular. Osteolisis progresiva. Dislocación más acusada.**

Aflojamiento del vástago

El aflojamiento no infeccioso del vástago se puede producir por tres mecanismos básicamente diferentes: ⁽¹²⁾

1. De forma mecánica por los movimientos relativos inducidos por la deformación por la carga que sobrepasa los límites de la compensación del punto neutro. En estos casos el lecho de cemento puede estar intacto.
2. Por desorganización del cemento como consecuencia de la sobrecarga mecánica local del lecho de cemento (llenado incompleto de cemento); por abrasión del cemento en la superficie de contacto de un lecho de cemento no homogénea; o por la desintegración del lecho de cemento no homogénea con formación de foco osteolíticos; o por la desintegración de lecho de cemento como consecuencia de un trastorno mecánico en una fase de gel tardía.
3. Por desmoronamiento de estructuras corticales necrosadas como consecuencia de una técnica de implantación incorrecta. El aflojamiento del vástago por necrosis ósea se observa sobre todo con la prótesis de vástago autobloqueante.

El diagnóstico de aflojamiento del vástago es por lo general más sencillo que el aflojamiento de la cúpula. ⁽¹⁶⁾

Imagen radiológica. Es significativa y consiste, como en la cúpula, en la formación de un reborde en el límite entre cemento y hueso en la dislocación. ⁽¹⁷⁾

Se llama formación de reborde a la aparición de un reborde no existente antes. Es preciso tener en cuenta las distintas posibilidades de confusión. Un reborde, por pequeño que sea, es significativo, en especial cuando presenta una forma de festón, quizá incluso muy poco llamativa abarcando toda la zona de contacto. Los focos aislados de resorsión, tal como se presenta con frecuencia en la región del espolón o han sido descrito como osteolisis focales, no constituyen prueba de inestabilidad. La formación de reborde es básicamente progresiva. La aparición de una lámina de cortical limitante que caracteriza un estado relativamente estacionario. Al contrario de lo que sucede con la cúpula, en el vástago una lámina cortical limitante en toda la zona de contacto es incompatible con un estado más menos libre de molestias. ⁽¹⁸⁾

La dislocación de la prótesis diafisaria consiste en el hundimiento y el incremento de su posición en varo. Por supuesto, al cabo de muchos años observa siempre un hundimiento muy lento de las prótesis diafisarias cementadas. Esto es consecuencia de la continua reestructuración ósea, y no indica inestabilidad. Existe la posibilidad de hundimiento en una base estabilizante. Se ha observado en una prótesis de vástago autobloqueante sin cemento. La dislocación significativa para la inestabilidad tiene las siguientes características:

- Va ligada a una formación progresiva de reborde que abarca todo contorno.
- Alcanza unas dimensiones mayores que las que se observan en condiciones estables.
- La formación de una hendidura entre el metal y el cemento en la zona supero externa es prueba de la dislocación de la prótesis diafisaria hacia bajo y hacia dentro. Al mismo tiempo, delata la ruptura de lecho de cemento. La inestabilidad queda demostrada por la formación de esta hendidura, aún cuando no se observan en posición distal de la formación de un reborde evidente. ⁽¹²⁾

Se encuentra un reborde entre hueso y el cemento sin límites netos, en un caso sin molestias, puede tratarse del correlato radiológico de una cavidad medular secundaria. Las radiografías en rotación interna y externa pueden demostrar que la formación de un reborde es unilateral, lo que hace probable que se trate de una cavidad medular secundaria. A este momento no se conoce una imagen uniforme; el aspecto radiológico de las cavidades medulares secundarias tendrá que ser investigado más profundamente. En la práctica, debemos pensar en una cavidad medular secundaria cuando nos encontramos ante la formación de un reborde secundario que cambia poco en diferentes controles, al tiempo los pacientes están libre de molestias. De lo expuesto se reduce a la importancia de una posición en rotación exactamente escandalizada para las radiografías de control. ⁽¹⁸⁾

En el aflojamiento global del vástago con osteolisis circulares muy graves y la correspondiente rarefacción de las corticales, se puede

observar a menudo una formación en varo del extremo superior del fémur, causada por la reestructuración ósea a lo largo de tiempo. ⁽¹⁸⁾

En el aflojamiento no infeccioso no se suele producir la formación de un reborde perióstico. Su presencia, en cambio, tiene que hacer pensar seriamente en una infección. Hay sin embargo una explicación actualmente importante: existe aflojamiento del vástago como consecuencia de necrosis cortical que son resultantes del desmoronamiento de las estructuras óseas desvitalizadas. Estas necrosis corticales son ocasionadas por la combinación de la perforación de la cavidad medular (con la conocida y grave alteración de la circulación cortical) y el sellado de la cavidad medular con cemento. También se puede observar la formación de reportes periósticos en la necrosis no infecciosas de la cortical. ⁽¹⁶⁾

Encontramos una transformación masiva de la cortical en esponjosa en circunstancias no infecciosas durante el primer semestre como expresión de la reestructuración ósea en el marco de la adaptación funcional.

La artrografía aporta poco al diagnóstico de aflojamiento. El medio de contraste radiológico puede penetrar en un lecho de cemento ensanchado y desorganizado, especialmente cuando se favorece este fenómeno mediante movimientos de bombeo de tracción y compresión. Sin embargo, es poco probable que esta situación no fuera hacer detectada por otros medios. Cuando el lecho de cemento

está intacto, no hay sitio para que el medio de contraste penetre en la capa de tejido conjuntivo situado entre hueso y cemento.

Clinicamente la inestabilidad del vástago se caracteriza por inseguridad, falta de fuerza, falta de sustentación en la posición erecta y dolores cada vez más intensos. El dolor se localiza en la parte anterior y externa del muslo, con radiación a la articulación de la rodilla y con frecuencia a la pierna, hasta el pie. Generalmente son dolores relacionados con la carga. También sucede que el cambio de postura en la cama sea terriblemente doloroso. Con frecuencia se encuentra un acortamiento de la pierna. En la exploración pasiva es característica la hiperestesia en las posiciones de rotación extrema, especialmente la rotación interna. ⁽¹⁸⁾

Además, que hay que señalar que, en la osteolisis locales sin aflojamiento, la presión ejercida por la expansión de los fragmentos de abrasión del cemento puede ocasionar dolor semejante a los de un aflojamiento del vástago.

Parece útil hacer una clasificación de aflojamiento del vástago, el que nos informa sobre mecanismo y las dificultades que podemos esperar en la reintervención. ⁽¹⁸⁾

Aflojamiento del vástago tipo 1.

El lecho de cemento está intacto. El reborde formado es circular y progresivo. Este reborde puede ser primario o secundario. Al reintervenir se encuentran huellas de fricción en el vástago de la

prótesis, producidas por el movimiento relativo en la deformación inducida por la carga.

Aflojamiento primario del vástago tipo 1.

Se produce en los casos en los que la cavidad medular es muy ancha y hay gruesas capas de cemento con reducción importante del volumen por polimeración. Los pacientes son a menudo reumáticos con anclaje óseo poco firme o con cavidad medular ancha y lisas por reintervención. El aflojamiento de tipo 1 del vástago produce casi siempre molestias tales como inseguridad de la posición erecta, debilidad y dolor. La situación puede ser estacionaria durante un cierto tiempo, pero finalmente desemboca en un estadio progresivo. Los anclajes óseos se reabsorben.

Aflojamiento secundario de vástago tipo 1.

Es la expresión de una infección precoz o de una necrosis ósea; que se acompaña de una transformación de la cortical en esponja y de formación de un reborde perióstico.

El aflojamiento del vástago de tipo 1 ocasiona un desplazamiento de la prótesis junto con su lecho de tejido conjuntivo y puede ser extraído fácilmente de la cavidad medular en la reintervención.

Aflojamiento del vástago tipo 2.

Se caracteriza y se produce por la fractura de lecho de cemento. Es una consecuencia natural del esfuerzo, y por lo tanto siempre secundaria. En la reintervención se encuentra siempre intensas

huellas de fricción como consecuencia del fuerte rozamiento entre el cemento y el metal.

El aflojamiento tipo dos provoca un desplazamiento de la prótesis en el lecho del cemento. Es característica la aparición de una hendidura entre el metal y el cemento. La eliminación del cemento en la reintervención es tediosa, ya que hay amplias zonas del lecho de cemento que está íntimamente unidas a hueso, sin capa intermedia de tejido conjuntivo.

Aflojamiento del vástago tipo 3.

El lecho del cemento está desorganizado, fracturado y separado de hueso en todo su contorno por una capa de tejido conjuntivo generalmente muy densas. El aflojamiento de tipo 3 va unida siempre a una forma progresiva del punto neutro descompensando. La prótesis muestra intensas huellas de fricción.

El aflojamiento del vástago tipo 3 es el resultado final del aflojamiento del grado uno cuando, debido a la falta de reposo cada vez mayor, se rompe la vaina de cemento. También surge a partir del aflojamiento de tipo dos cuando gérmenes previamente latente desencadenan una infección tardía, que puede aflojar partes de cemento sometidas a esfuerzo mecánico menor. Sin embargo, en la infección tardía existen también con relativa frecuencia zonas de cemento que se mantienen firmemente unidas al hueso sin membrana de tejido conjuntivo intermedia. Estas áreas se encuentran en posición superior y externa, y con cierta frecuencia en la región de un tapón sólido y desprendido de cemento en la parte distal del vértice de la prótesis.

AFLOJAMIENTO INFECCIOSO

Nosotros distinguimos entre infección precoz y tardía. En ambas puede darse un cuadro agudo y uno crónico. ⁽¹⁹⁾

Infección precoz

Entendemos por infección precoz, un cuadro de trastornos de origen bacteriano que se presenta durante la estancia en el hospital. En la infección precoz, no existe fase postoperatoria asintomática. Puede tratarse de un estado infeccioso de inicio agudo y grave, con fiebre y supuración. A este estado le damos el nombre de infección precoz aguda. En cambio, llamamos infección precoz crónica a un estado de alteraciones de origen bacteriano que cursa con escasa fiebre o es apenas subfebril y cuya naturaleza infecciosa puede no ser reconocida hasta semanas con meses más tarde.

En la infección precoz tardía, la curva térmica se mantiene subfebril con altibajos y muestra algunos picos febriles. La región operatoria está hinchada y casi siempre algo enrojecida. A menudo la presión de la zona adyacente a la incisión deja huella debido al edema. Al cabo de unos pocos días aparece una secreción que va de serohemática a fibrino-purulenta. Este es el estadio de la infección de las partes blandas. Los pacientes pasan esta fase de manera muy variable. Desde una falta subjetiva de dolor hasta dolor permanente, pasando por dolor al movimiento, todos posible. La velocidad de sedimentación y la imagen radiológica carece de valor para el diagnóstico. Con

relativa frecuencia, es decir, en 12 de nuestros casos, la infección precoz aguda se presentó acompañado de un hematoma postoperatorio. Estos hematomas son casi siempre dolorosos, pues comprimen las partes blandas, lo que ocasiona necrosis del tejido adiposo subcutáneo y, por la tensión de las suturas, necrosis de los bordes dérmicos. En cuanto mueren los leucocitos del hematoma, o sea, a partir del tercer día, tanto el propio hematoma como las células de las partes blandas necrosadas por la presión constituyen un buen caldo de cultivo para los gérmenes que están siempre presentes. Por eso es muy importante, evacuar los hematomas lo más pronto posible, con lo que, al reducirse la presión, se permite la revascularización de las partes blandas y por consiguiente se elimina ese caldo de cultivo. Un hematoma que comienza a vaciarse espontáneamente o tras un simple debridamiento, aunque sólo sea parcialmente, dando lugar a una fistulización permanente o intermitente, debe ser considerado siempre como infectado. Pese a todas las medidas de precaución, tales como desinfección repetida y de vendajes estériles, no se puede evitar la penetración de gérmenes y su multiplicación en la cavidad de un hematoma. Por suerte, estos casos no suelen llegar a una infección progresiva de las partes blandas ni de hueso. Las cavidades del hematoma suelen curar sin complicaciones en el término de dos a tres semanas. Pese a todo, representan un serio riesgo y sigue siendo aplicable la norma de evacuarlas quirúrgicamente lo antes posible, resecar los tejidos blandos lesionados y de lavarlas y drenarlas. La mayor parte de los hematomas son de localización subcutánea.^(19,20)

Tanto el hematoma subcutáneo (aponeuróticas), como el profundo

(subaponeuróticas), se puede presentar inmediatamente después de la operación, o bien posteriormente, hasta la segunda semana. El hematoma profundo, subaponeurótica, se manifiesta clínicamente por la aparición de un estado doloroso en reposo y con el movimiento. En este caso la cicatriz está sometida a tensión moderada. No obstante, está indicado el vaciamiento de urgencia de estos hematomas profundos, subaponeuroticos. ⁽²¹⁾

Infección precoz crónica. Su diagnóstico es más difícil. El paciente no esta nunca libre de molestias, a partir de la operación. Los síntomas locales pueden a una cierta sensibilidad a la presión y a la hinchazón de la zona operatoria. En general la velocidad de sedimentación se mantiene llamativamente elevada. En la imagen radiológica comienza a aparecer un cierto enrarecimiento de la estructura cortical de la diáfisis, un reborde en la zona de contacto entre el cemento y el hueso o una obliteración con ensanchamientos de los rebordes postoperatorios, bien delimitados, en delimitados, en el límite entre el cemento y el hueso, tanto en la región diafisaria como en la acetabular. Los finos depósitos óseos periosticos en la región son invariablemente indicativos de infección. Pero hay que procurar no confundirlos con la reacción periostica frente a una fisura diafisaria, como las que pueden aparecer por la acción del astillado de un raspador o de un tallo protésico incongruente. Tampoco debe ser interpretada como reacción periostica la rugosidad de la línea áspera del fémur, visible en la radiografía lateral. En la reacción diafisaria si se encuentra una imagen radiográfica específica, pero lamentablemente no en el acetábulo. El desprendimiento aséptico de

la cúpula no puede ser diferenciado del séptico. No se puede descartar una infección en zona acetabular basándose en la falta de signos radiológicos en la región diafisaria. ⁽²¹⁾

La presencia de una fístula es siempre prueba de infección. La negatividad de los frotis bacteriológicos no debe desistir del diagnóstico. Es muy valioso para el diagnóstico la aspiración articular. En caso de infección se obtiene un líquido turbio y floculento, que contiene principalmente leucocitos polinucleares y a partir de aquí se puede cultivar gérmenes. El diagnóstico no se puede basar en la demostración de un germen, sino en un cuadro completo. ⁽¹⁹⁾

Infección tardía

Al cabo de un intervalo asintomático de más de tres meses, aparece un cuadro de molestias en el que se sospecha la participación de bacterias. Al contrario de lo que sucede en la infección precoz, las fístulas en una infección tardía son relativamente raras. La infección tardía está ligada frecuentemente a aflojamiento de la prótesis y este puede ser el factor desencadenante, aunque quizás no el responsable primario. Normalmente el cuadro de infección tardía se asemeja al de la infección precoz crónica. Excepcionalmente, puede también aparecer de forma súbita al cabo de años, con dolor y fiebre alta. ⁽²⁰⁾

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El reemplazo articular de cadera en esta época es frecuente en el tratamiento de enfermedades degenerativas, traumáticas, reumáticas y displásica. Las causas de aflojamiento de prótesis de cadera es una enfermedad frecuente que conlleva, el ser reoperado, ocasionando hospitalización prolongada, aumentando así sus complicaciones.

Al analizar los factores que ocasionan el aflojamiento de las prótesis de cadera en nuestro medio, nos ayudaría al manejo de las mismas.

Con esto llevará al paciente a una recuperación rápida, disminuyendo sus complicaciones, y al Hospital se reducen los tiempos hospitalarios y costos.

JUSTIFICACION

Como causa importante de colocación de una prótesis de cadera, es importante saber las causas por el cual presenta aflojamiento, ya que al conocer los factores que en nuestra población presenta, se puede realizar una mejora selección y modificar los factores que nos permita aumentar la vida media de una prótesis de cadera, así disminuir reoperaciones, tiempo hospitalario, en beneficio al paciente.

OBJETIVOS

1. Conocer la frecuencia de aflojamiento de la prótesis de cadera en el Hospital Central Sur de Alta Especialidad.
2. Describir las causas de aflojamiento de la prótesis de cadera.

METODOLOGIA

- Diseño de la investigación

Estudio retrospectivo transversal y descriptivo

- Definición de la población objetivo

Pacientes derechohabientes de PEMEX quienes hayan presentado aflojamiento de prótesis de cadera en los últimos 5 años.

- Variables

Sexo variable nominal, masculino o femenino.

Edad tiempo transcurrido desde el nacimiento hasta el evento estudiado, variable cuantitativa medida en años

Origen es una variable nominal, se define como lugar de procedencia, en este caso lugar de adscripción.

Cadera es una variable nominal, se refiere a la cadera afectada que se le coloca la prótesis.

- **Peso es una variable nominal,**

Causa de colocación de la prótesis

Displasia variable nominal, enfermedad que ocasiona alteración en el desarrollo de las estructuras de la prótesis.

Artrosis variable nominal, es una enfermedad degenerativa articular, que daña en este caso a la cadera.

Artritis Reumatoide variable nominal, enfermedad autoinmune que causa daño en la articulación de la cadera.

Trauma variable nominal, acción de origen externo que causa lesión en cadera.

Enfermedades que influyen en la evolución de la prótesis

Artritis Reumatoide variable nominal, enfermedad autoinmune que altera la evolución de la prótesis, por la calidad ósea que representa en estos pacientes.

Diabetes variable nominal, enfermedad metabólica, que predispone el aumento de riesgo de infección

Hiperparatiroidismo variable nominal, enfermedad metabólica que presenta alteración en el metabolismo óseo.

Alteraciones neurológicas variable nominal, enfermedad que presenta alteración muscular, como consecuencia, alteración en el apoyo y de ambulación.

Tipo de prótesis variable nominal, características de los implantes que se utilizan.

Tiempo Quirúrgico variable numérica, se refiere al tiempo que dura la cirugía, se mide en minutos.

Sangrado variable numérica, son los mililitros de sangre que pierde el paciente durante el acto quirúrgico.

Fractura posquirúrgica variable nominal, es una complicación que implica en la fractura de una de las estructuras óseas.

Luxación posquirúrgica variable nominal, se refiere a complicación después de la cirugía, comprende la pérdida de congruencia en la cabeza femoral y el cótilo.

Infección previa variable nominal, se refiere a antecedente de infección activa en el paciente antes de su operación.

Infección posterior variable nominal, es cuando el paciente presenta infección en cadera sin antecedente de infección previa.

Tiempo de aflojamiento variable numérica, se refiere al tiempo transcurrido de su colocación al aflojamiento del implante su medida es en meses.

Aflojamiento del vástago variable nominal, se refiere al componente femoral de la prótesis de cadera

Aflojamiento del acetábulo variable nominal, se refiere al componente que se coloca como techo de la prótesis.

Causas de aflojamiento

Trauma variable nominal, probable causa de aflojamiento de la prótesis, se refiere cuando el paciente presenta caídas, o acciones que no están permitidas después de una operación.

- **Infección variable nominal, probable causa de aflojamiento**
- **Peso variable nominal, probable causa de aflojamiento, nos referimos cuando el paciente presenta obesidad.**
- **Asimetría variable nominal, probable causa de aflojamiento, es cuando el paciente presenta desnivel de alguno de los miembros pélvicos.**
- **Mala colocación variable nominal, probable causa de aflojamiento, cuando la técnica del cirujano es incorrecta.**

Técnicas y procedimientos

Se revisarán los expedientes clínicos y radiológicos de los paciente que tienen un diagnostico de aflojamiento de prótesis de cadera que se presentaron en los últimos 5 años.

Análisis Estadístico con software SPSS version10.0 con frecuencias desviaciones estándar

RESULTADOS

De enero de 1997 a diciembre del 2001 se colocaron 77 prótesis totales de cadera, se excluyeron 22 pacientes por no cumplir con los criterios de inclusión.

Se reporta la información de 55 pacientes con prótesis de cadera, se analizaron sus características clínicas, tipo de prótesis, factores relacionados, etc de acuerdo con lo comentado en la metodología de este estudio.

El 38.2% (21) son del sexo masculino y 61.8% (34) del sexo femenino, con un promedio de edad de 68 años, mínimo de 28 años y máximo de 78 años. El 69.1% (38) de origen local, y el 20.9 % (17) foráneo. (Tabla 1)

La cadera mas afectada fué la derecha en 34 pacientes que corresponde al 61.8% y 21 (38.2%) de lado izquierdo.

Los pacientes con un índice de masa corporal de 20 a 25 fueron 38 pacientes, 9 presentaron un índice de masa corporal de 25.1 a 29.9, y en 14 de 30 o mas. Tabla 2

Dentro de las patologías que ocasionaron un reemplazo articular de cadera encontramos, que por degeneración fueron 32 (58.2%) pacientes, traumáticos 11 (20%), displasia de cadera 7 (12.7%) , artritis reumatoide 5 (9.1%.) Tabla 3

Las prótesis utilizadas fueron; Spotorno en 15 (27.3%) pacientes, Muller en 36 (65.5%), en 1 (1.8%) Respond, y en 3 (5.5%) la prótesis Mallory. Tabla 4

En 39 se usó cemento óseo (70.9%) y en 16 no se utilizó (29.1%).

Las enfermedades que probablemente alteren la evolución de la vida media de la prótesis son diabetes mellitus encontrada en 10 pacientes (18.2%), artritis reumatoide 5 (9.1%) y alteraciones neurológicas de miembros pélvicos. 7 (2.7%). Tabla 5

En las complicaciones posquirúrgicas, solamente 7 (12.7%) pacientes presentaron luxación de la prótesis de cadera.

Siete (12.7%) pacientes presentaron infección posterior a la colocación de la prótesis, 12 a 24 meses posterior a la operación.

Veinte (36 %) pacientes presentaron aflojamiento de prótesis, 10 a 58 meses después de su colocación.

Encontramos que el acetábulo fue el componente que se aflojó en 18 (90%) ocasiones y el vástago en 7 (35%) . Tabla 6

Los factores que probablemente contribuyeron al aflojamiento de los componentes de la prótesis, son el sobrepeso en un 85% (17), infecciosos en 35% (7), asimetría 35% (7) casos, traumáticos en 30% (6) y en 15% (3) alteración neurológica.

En 5 pacientes con índice de masa corporal de 20 a 25 se presentó aflojamiento de uno de los componentes de la prótesis; uno con índice de masa corporal de 25.1 a 29.9 y 14 con índice de masa corporal de 30 o mas. Tabla 7

En 2 de 7 (28%) pacientes con displasia presentó aflojamiento, en 11 de 32 (34%) casos de tipo degenerativo también se presentó aflojamiento, 6 de 11 (54%) de tipo traumático y uno de 5 (20%) pacientes con artritis reumatoide. Tabla 8

El tiempo quirúrgico de colocación de las prótesis de 120 minutos fue en 17 pacientes, 180 minutos en 18 y mayor a 180 minutos en 20.

De los paciente que presentaron aflojamiento de las prótesis, 9 (45%) son de origen local y 11 foráneos. Tabla 9

Según el tipo de prótesis el número de aflojamientos fue el siguiente: en Spotorno 4 de 15, Muller 12 de 36, Respond 1 de 1, Mallory 3 de 3.

Residencia de pacientes que se les colocó prótesis de cadera

Tabla 1

	Frecuencia	Porcentaje
México D.F.	38	69.1
Veracruz	9	16.4
Puebla	3	5.5
Chihuahua	3	5.5
Oaxaca	2	3.6
Total	55	100

Índice de Masa Corporal en Pacientes que se les Colocó Prótesis de Cadera

Tabla 2

	Frecuencia	Porcentaje
IMC de 20 a 25	28	50.9
IMC de 25.1 a 29.9	9	16.4
IMC de 30 o mas	14	25.5
Sin Datos	4	7.3
Total	55	100

Causas de Reemplazo Articular de Cadera

Tabla 3

	Frecuencia	Porcentaje
Artrosis	32	58.2
Traumático	11	20
Displasia	7	12.7
Artritis	5	9.1
Total	55	100

Tipo de Prótesis

Tabla 4

	Frecuencia	Porcentaje
Spotorno	15	27.3
Muller	36	65.5
Respond	1	1.8
Mallory	3	5.5
Total	55	100

Enfermedades Concomitantes en Pacientes con Prótesis de Cadera

Tabla 5

	Frecuencia	Porcentaje
Artritis Reumatoide	5	9.1
Diabetes Mellitus	10	18.2
Hiperparatiroidismo	0	0
Alteración neurológica	7	12.7
Total	22	40

Causa Probable de aflojamiento de Prótesis de Cadera

Tabla 6

	Frecuencia	Porcentaje
Peso	17	85
Infección	7	35
Asimetría	7	35
Traumáticos	6	30
Alteración neurológica	3	15

Índice de Masa Corporal en Pacientes con Aflojamiento Protésico

Tabla 7

Peso	Prótesis flojas	Prótesis no flojas	Total
IMC 20-25	5	23	28
IMC 25.1-29.9	1	8	9
IMC 30	14	0	14
Sin Datos	0	4	4
Total	20	35	55

Causas de Reemplazo Articular, que Presentaron Aflojamiento

Tabla 8

	Prótesis flojas	Prótesis flojas no	Total
Displasia	2	5	7
Degenerativo	11	21	32
Traumático	6	5	11
Artrítico	1	4	5
Total	20	35	55

Residencia de Pacientes que Presentaron Aflojamiento de Prótesis

Tabla 9

	Aflojamiento	No Aflojamiento	Total
Local	9	29	38
Veracruz	7	2	9
Puebla	1	2	3
Chihuahua	2	1	3
Oaxaca	1	1	2
Total	20	35	55

DISCUSIÓN

Los aflojamientos de prótesis de cadera que se presentaron en los 5 años de estudio que comprenden nuestra serie son de 36%, mientras que Schmalzried y Guttman ⁽¹⁴⁾, reportan aflojamiento en solo el 17% de sus casos. Una serie similar a la nuestra es la de Markel ⁽⁶⁾ que reportó aflojamiento en un 35%, las características de su población son muy parecidas a las reportadas en el HCSAE con la diferencia de que nosotros utilizamos 70.9% de prótesis cementadas y un 29.1% de prótesis no cementada; Markel reportó 100% de prótesis cementadas.

El componente acetabular es el que más presentó aflojamiento con 90% de todos los casos con algún tipo de aflojamiento por 35% del componente femoral, lo cual es concordante con los resultados de Aguilera y Encanada ⁽²²⁾ quien menciona que la afección del componente acetabular es 2 a 3 veces más frecuente que el femoral; Dilazio y Won Yong Shon ⁽⁶⁾ tienen reportes de 6% (37%) de aflojamiento del componente femoral por 12% (75) del acetabular, lo cual también concuerda con nuestros datos. Sin embargo aún y cuando nuestros datos son concordantes en la relación acetábulo/femoral, la proporción nuestra fue de mayor magnitud que la referida por estos autores. Hay que mencionar que en sus reportes, los aflojamientos carecen de etiología infecciosa y en nuestra serie contamos con 35% de aflojamientos por infección.

Retomando estos últimos aflojamientos (infecciosos) que representan el 35% de todos los aflojamientos, Muggan⁽²⁰⁾ menciona que el riesgo de presentar infección protésica es solamente de 1 a 2%, en tanto Young-Hoo⁽⁸⁾ refiere 2 % de aflojamiento por infección. Cabe mencionar que las infecciones que reportamos se presentaron de 12 a 24 meses después de la cirugía, por lo cual, posiblemente cursaron con bacteremias transitorias por algún otro evento o foco infeccioso a otro nivel, que permitió la "siembra" de los microorganismos en la prótesis, así como su posterior proliferación e infección como tal y no necesariamente que se hubieran infectado durante el acto quirúrgico o en el postoperatorio inmediato.

En aquellos casos con aflojamiento de prótesis de etiología no infecciosa (65%) las causas que posiblemente influyeron en el aflojamiento o se asociaron con el mismo, fueron obesidad en un 85%, asimetría de los miembros pélvicos en 35%, traumatismos en 30% y 15% de los pacientes cursaron con alteración neurológica de miembros pélvicos; Schmalzried y Guttmann⁽¹⁴⁾ reportaron aflojamiento protésico no infeccioso en 17%, mientras que Alvin y Kirk⁽²³⁾ describieron aflojamiento del componente femoral en 3.9 % por osteólisis no infecciosa. Ninguno de los autores utilizaron otros parámetros de los mencionados en nuestra serie. Es importante recalcar que en nuestro estudio encontramos un factor que probablemente influyó en el aflojamiento de las prótesis, este es la obesidad, ya que encontramos que 14 pacientes (25%) presentaron un índice de masa corporal de 30 o más y todos ellos presentaron aflojamiento de algún componente de la prótesis de cadera.

En esta serie, del total de pacientes que presentaron aflojamiento de prótesis de cadera (35% de los pacientes con cadera protésica), 28% se relacionaron con displasia, 34% con artrosis primaria, 20% con artritis reumatoide y 54% con algún antecedente traumático; Dilazio y Won Yong Shon ⁽¹²⁾ refieren que los pacientes que presentan displasia de cadera y se les coloca una prótesis total, después de un lapso de 13 años, se aflojara el 43%. Arenas ⁽¹⁾ menciona en su estudio que en pacientes reumatológicos, la calidad ósea es precaria y aumenta el número de aflojamientos, sin embargo no proporciona datos numéricos en este respecto. En los pacientes del HCSAE, no parece existir mayor relevancia de la etiología reumatológica para aflojamiento protésico, ya que fue el grupo de pacientes que menos aflojamientos presentaron (20%). Y posiblemente se explique porque todos ellos tenían un promedio de IMC menor a 25, con lo cual el riesgo probable de desarrollar aflojamiento era claramente menor que en aquellos pacientes con otras condiciones pero con IMC mayor de 30.

Huo ⁽⁵⁾, reportó mayor aflojamiento protésico en los pacientes con mayor edad, mencionando que la calidad ósea es más precaria y que esto aumenta el riesgo de aflojamiento del acetábulo; En nuestra serie la edad no fue un factor significativo, ya que en pacientes con 65 años o más presentaron aflojamiento en el 55% de los casos. En nuestra serie encontramos que los pacientes que se les colocó una prótesis por un antecedente traumático, el 55% de ellos presento aflojamiento, no tomaron este factor los autores citados.

El tiempo promedio de colocación de la prótesis fue de 150 minutos, observamos que el 80% de aflojamientos se colocó en un tiempo superior a 180 minutos. No se encontró en la literatura datos sobre el tiempo de colocación de la prótesis. De acuerdo con nuestros resultados, la colocación de prótesis de cadera con duraciones mayores a los 150 minutos parece influir en forma considerable para los aflojamientos y posiblemente refleje dificultades técnicas o complicaciones durante el acto quirúrgico, que en forma posterior influyeran en los aflojamientos

Se esperaba que la población local fuera la de mayor aflojamiento, por ser el 69% de todos los pacientes de esta serie, sin embargo solo fue el 45% de aflojamiento de todos los aflojamientos, por 55% de pacientes foráneos, debido a que los cuidados posquirúrgicos son muy importantes en la evolución de los pacientes con elementos protésicos, el hecho de no contar con vigilancia estrecha puede ser causa de que aumenten los aflojamientos en la población foránea.

CONCLUSIONES

Encontramos el 36 % de aflojamiento de cadera en los 5 años de estudio. Similar a la reportada por Markel ⁽¹⁵⁾.

El componente acetabular fue el que se aflojó con mayor frecuencia (90%). La afección A/F es mayor que la reportada.

Un factor que reportamos fue el de etiología infecciosa (35%), muy superior a la reportada.

De la etiología no infecciosa, las probables causas de aflojamiento son obesidad en 85%, asimetría en 35%, y en forma relevante los traumatismos en 30%.

La edad no fue un factor importante en la proporción de los aflojamientos.

La duración del acto quirúrgico mayor a 180 minutos se relaciona de forma importante con aflojamientos.

Los aflojamientos fueron mas frecuentes en la población foránea.

Se requiere de un estudio de casos y controles para definitivamente establecer en relación de causalidad en este grupo de pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Arenas, J. Reemplazos Articulares. Boletín Escuela de Medicina. Pontificia Universidad Católica de Chile. 1998;27:131-134.
2. Williams, J. Reemplazo Total de Cadera En La Cadera Diagnostico y Tratamiento. Steinberg. . Editoria Medica Panamericana; 1993:952-982.
3. Schutzer, S. William, H: Reemplazo Total de Cadera Cementada En La Cadera Diagnostico y Tratamiento. Steinberg. Editoria Medica Panamericana; 1993:1026-1054.
4. Berger, R. Quigley, L. Jacobs, J. Sheeinkop, M. Rosenberg, A. and Galante, J. The Fate of Stable Cemented Acetabular Components Retained During Revision of a Femoral Component of a Total Hip Arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 1999; 81: 1682-91.
5. Huo, M. and Cook, S. What's New in Hip Arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2001; 83: 1598-1610.
6. DiFazio, F. Won Yong Shon, Salvati, E. and Wilson, P. Long-Term Results of Total Hip Arthroplasty with a Cemented Custom-Designed Swan-Neck Femoral Component for Congenital Dislocation or Severe Dysplasia. J. Bone Joint Surg. Am. 2002; 84: 204-207.
7. Gomez, F. Diseño de Vástagos femorales Endoprotéticos no Cementados. PAC Ortopedia-1; 2001:374-390.
8. Rosenberg, A. Galante, J. Reemplazo Total de Cadera no Cementada. En La Cadera Diagnostico y Tratamiento. Steinberg. . Editoria Medica Panamericana; 1993:1055-1094.
9. Young-Hoo Kim, Kook, H. and Kim, J. Total Hip Replacement with a Cementless Acetabular Component and a Cemented Femoral Component in Patients Younger than Fifty Years of Age. J. Bone Joint Surg. Am. 2002; 84: 770-774.

10. Ducheyne, P. Cohen. **Biomateriales. Estructura, Procesamiento y Propiedades Mecánicas En La Cadera Diagnostico y Tratamiento.** Steinberg. . Editoria Medica Panamericana; 1993:983-1007.
11. Callaghan, J. **Results of Prymary Total Hip Arthroplasty in Young Patients.** *The American Academy of orthopaedic Surgeon;* 75-A(11);1993:1729-1734.
12. Schneider, R. **Complicaciones Asépticas En La prótesis Total de Cadera.** Editorial AC, 1983:79-226.
13. Horowitz, S. Doty, S. Lane, J. Burstein, A. **Studies of the Mechanism by Which the Mechanical Failure of Polymethylmethacrylate Leads to Bone Resorption.** *Journal of Bone and Joint Surgery,* Volume 75-A(6) 1993: 802-813.
14. Schmalzried, T. Guttman, D. Grecula, M. Amstutz, H. **The Relationship between the Design, Position, and Articular Wear of Acetabular Components Inserted without Cement and the Development of Pelvic Osteolysis.** *The Journal of Bone and Joint Surgery;* Volume 76-A(5) May 1994: 677-688.
15. Markel, D. Hoard, D. Porretta, C. **Cemented Total Hip Arthroplasty With Boneloc Bone Cement.** *Journal of the Southern Orthopaedic Association,* J South Orthop Assoc 10(4):202-208, 2001.
16. Bartz, R. Noble, P. Kadakia, N. and Tullos, H. **The Effect of Femoral Component Head Size on Posterior Dislocation of the Artificial Hip Joint.** 2001J. Bone Joint Surg. Am. 2000; 82: 1300.
17. Leary, J. Eftekhar, N. **Reemplazo Total de Cadera Primario Dificultoso: Problemas Femorales En La Cadera Diagnostico y Tratamiento.** Steinberg. . Editoria Medica Panamericana; 1993:1108-1130.
18. Kim, K. Chiba, J. Rubash, H. . **In Vivo and in Vitro Analysis of Membranes from Hip Prostheses Inserted without Cement.**

Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated, Volume 76-A(2) February 1994: 172-180.

19. **Schneider, R. La Infección En La prótesis Total de Cadera. Editorial AC, 1983:165-200.**
20. **Duggan, J. Georgiadis, G. Kleshinski, J. Management of Prosthetic Joint Infections. Infect Med 18(12):534-541, 2001.**
21. **Bierbaum, B. Pameroy, D. Berklacich, F. Complicaciones Tardias del Reemplazo Total De Cadera En La Cadera Diagnostico y Tratamiento. Steinberg. . Editoria Medica Panamericana; 1993: 1152-1190.**
22. **Aguilera, J. Encalada, M. Diseño de Vástagos femorales Endoprotéticos no Cementados. PAC Ortopedia-1; 2001:369-373.**
23. **Ong, A. Wong, K. Lai, M. Garino, J. and Steinberg, M. Early Failure of Precoated Femoral Components in Primary Total Hip Arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Am. 2002; 84: 786-792.**