

11245
54
2es



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO**

**INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL
CONJUNTO HOSPITALARIO
" MAGDALENA DE LAS SALINAS "**

**LA PROTESIS HIBRIDA DE CADERA
FUNDAMENTOS E INDICACIONES**

T E S I S

**PARA OBTENER EL TITULO DE
POSTGRADO EN**

TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia

QUE PRESENTA EL

DR. L. ROBERTO PALAPA GARCIA

ASESOR DE TESIS:

DR. LORENZO R. BARCENA JIMENEZ



MEXICO, D. F.

1998

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

2644/01



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

PROFESOR TITULAR DEL CURSO


DR. JORGE AVINA VALENCIA

PROFESORES ADJUNTOS


~~DR. MUCIO DE JESUS AVILA G.~~

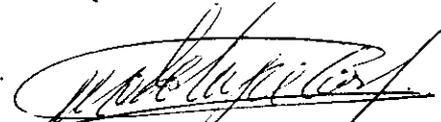
DR. ENRIQUE ESPINOZA URRUTIA

JEFES DE DIVISION DE EDUC.
MEDICA E INVESTIGACION


DR. RAFAEL RODRIGUEZ CABRERA

DR. ENRIQUE ESPINOZA URRUTIA

JEFES DEL DEPTO. DE EDUC.
MEDICA E INVESTIGACION


DRA. MA. GPE. V. GARFIAS GARNICA

DR. LUIS GOMEZ VELAZQUEZ

ASESOR DE TESIS


DR. LORENZO R. BARCENA JIMENEZ

JEFE DEL SERVICIO DE CADERA Y
PELVIS DEL HOSPITAL DE TRAUMA
TOLOGIA "MAGDALENA DE LAS SA-
LINAS".

P R E S E N T A

DR. L. ROBERTO PALAPA GARCIA

11 1033

A G R A D E C I M I E N T O S

A MI ESPOSA YOLANDA

POR EL GRAN APOYO Y
COMPRENSION DURANTE
TODOS ESTOS AÑOS DE
LUCHA POR NUESTRA -
SUPERACION.

A MIS HIJOS:
URIEL Y CRISTINA

POR LA TOLERANCIA A
ESOS MOMENTOS DE PRI
VACION.

A MIS PADRES

POR SU AMOR Y DEDICA-
CION EN MI PREPARACION

A G R A D E C I M I E N T O S

CON RESPETO

AL DR. JORGE AVIÑA VALENCIA

AL DR. LORENZO R. BARCENA JIMENEZ

A TODOS LOS MEDICOS DEL CONJUNTO

HOSPITALARIO "MAGDALENA DE LAS SALINAS"

A MI GUARDIA

DR. MENDOZA DE LA CRUZ RICARDO

DR. MONTER SALGADO JAIME

DR. RAMIREZ GUTIERREZ RAMIRO

DR. ROBLEDO GUTIERREZ ENRIQUE

DR. SANCHEZ SIFUENTES OMAR DIDIER

"SIMBOLO DE UNION Y FRATERNIDAD, --

PIEZA ANGULAR DE UNA GRAN AMISTAD"

A LOS PACIENTES

MUCHAS GRACIAS.

El fruto del silencio es la oración,
el fruto de la oración es la fé,
el fruto de la fé es el amor,
y el fruto del amor, es servir a los
demás.

Madre Teresa de Calcuta.

I N D I C E

INTRODUCCION	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS	3
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
OBJETIVOS	8
MATERIAL Y METODOS	9
CAPITULO I	
ASPECTOS BIOMECANICOS DE LA CADERA	10
CAPITULO II	
ANALISIS DE LA PROTESIS CEMENTADA DE CADERA	33
CAPITULO III	
ANALISIS DE LA PROTESIS NO CEMENTADA DE CADERA	69
CAPITULO IV	
SURGIMIENTO DE LA PROTESIS HIBRIDA DE CADERA	81
DISCUSION	88
CONCLUSIONES	91
BIBLIOGRAFIA	93

INTRODUCCION

=====

La patología de la cadera en sus diferentes formas: degenerativa, traumática, metabólica ó mixta, ha mostrado por varias razones, un incremento durante las últimas décadas, se presenta en un rango de edad cada vez más amplio, produce incapacidad variable y su tratamiento, en la gran mayoría de los casos es de tipo quirúrgico, estando indicada una Artroplastia Total de Cadera.

Las prótesis de cadera, han tenido una evolución muy importante en Traumatología y Ortopedia, se han perfeccionado los implantes en cada uno de sus componentes, pasando por varias etapas, creándose una gran diversidad de diseños.

Numerosos estudios a largo plazo, han permitido conocer las ventajas, desventajas y complicaciones de las prótesis de cadera, abandonando unas y perfeccionando otras, su análisis comparativo ha creado un sistema denominado "HIBRIDO", que consiste en la combinación de un componente acetabular no cementado que permite la osteointegración a través de un implante cubierto por una membrana porosa y fijado por tornillos y un componente femoral cementado.

En general, se reportan buenos resultados con la mayoría de las prótesis en los primeros 5 años después de su colocación, sin embargo, por diferentes causas, en las prótesis cementadas, se observan cambios radiográficos indicativos de aflojamiento de sus componentes, tanto femoral como acetabular,

y que puede ser causa de un recambio temprano, lo cual puede ser desastroso en muchos casos.

Al buscar información sobre este sistema protésico, el cual se utiliza desde hace ya una década, nos encontramos con el inconveniente de no encontrarla como tal, incluso utilizando el servicio de biblioteca por computadora, detectando que no existe codificación de dicho tema, lo que nos obliga a realizar una búsqueda no fácil ni práctica.

La inquietud e interés de la realización del presente estudio, es hacer una revisión bibliográfica que nos permita conocer los fundamentos biomecánicos de la Prótesis Híbrida de Cadera y comprender en qué situaciones se debe utilizar, determinando así sus indicaciones.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

En los últimos años se creó una gran controversia entre los Cirujanos Ortopedistas, en lo que respecta a la elección de los implantes utilizados para fijación en la Artroplastía Total de Cadera y decidir el uso de implantes cementados ó no cementados. Actualmente algunos autores nunca indican el uso del cemento, mientras otros utilizan casi exclusivamente las prótesis de cadera cementadas. La mayoría de los Cirujanos Ortopedistas, adoptan ciertos criterios, tales como: la edad, tipo de enfermedad, ó si se trata de una cirugía primaria ó de revisión para guiar en base a estos criterios, la selección del uso de una prótesis de cadera cementada ó no cementada. (1)

Russotti en 1988, demostró en un estudio de seguimiento a 5 años, que mediante las técnicas contemporáneas de cementación en la Artroplastía Total de Cadera, utilizando un tapón distal intramedular, una pistola de cemento para su introducción a presión y un lavado pulsátil del canal medular, se logró disminuir la incidencia del aflojamiento aséptico del componente femoral a menos del 2%. (2)

La introducción de Prótesis Totales de Cadera no Cementadas que permiten la integración del hueso dentro de poros sobre la superficie del metal, fué estimulada por la percepción de que la proporción de buenos resultados con la Artroplastía Total de Cadera Cementada, disminuía con el tiempo, especialmente en pacientes jóvenes, que son más activos. (3)

Debido a la diversidad de implantes ya existentes, a las ventajas que cada uno de ellos ha demostrado, al análisis de sus complicaciones, y al mejoramiento de las técnicas de cementación en la Artroplastía Total de Cadera, es lo que ha llevado a la combinación de estas dos técnicas (cementada y no cementada), creando una Prótesis denominada Híbrida, consistente en UN COMPONENTE ACETABULAR NO CEMENTADO Y UN COMPONENTE FEMORAL CEMENTADO. (1)

Davey y Harris fundamentan esta prótesis en tres observaciones:

1.- Muchos estudios bien realizados indican que con el mejoramiento de las técnicas de cementación, han mejorado los resultados clínicos en los componentes femorales cementados y proveen de una mejor fijación en comparación a los componentes femorales no cementados.

2.- Otros reportes indican que la incidencia de dolor, debilidad y cirugía de revisión a corto plazo, tratados con componentes femorales no cementados, son más altos, comparados con los pacientes tratados con el uso de las técnicas de cementación contemporáneas.

3.- La alta incidencia de falla tardía en la fijación de los componentes acetabulares cementados y la buena fijación de los componentes acetabulares no cementados, demostrada en estudios de seguimiento a corto plazo. (1,4)

Davey y Harris (1989), eligen el uso de prótesis híbridas

en pacientes menores de 60 años de edad en un 56% ⁽¹⁾, mientras Wixon, Stulberg y Mehlhoff la utilizan en hombres mayores de 70 años, y en mujeres mayores de 65 años de edad, ó en pacientes más jóvenes, en quienes una fijación inicial adecuada, no puede obtenerse sin cemento. ⁽³⁾

Un gran número de reportes sobre este tipo de Artroplastía denominada híbrida, indican una mejoría clínica notable, evaluada mediante pruebas funcionales, como la de Harris ⁽⁵⁾ y la de Merle D' Aubigné ⁽⁶⁾. La incidencia del aflojamiento aséptico del componente femoral cementado utilizando las técnicas contemporáneas de cementación y que permiten la integración del hueso al implante por medio de poros en su superficie metálica, han demostrado una marcada mejoría en la longevidad de su fijación (1,2,3,7,8,9), evaluado mediante los criterios de Gruen, lo -- cual reporta actualmente una incidencia de aflojamiento aséptico femoral tan bajo de menos del 2% (1,2,3,10).

Los componentes acetabulares no cementados que permiten la osteointegración y fijados mediante tornillos, muestran también una baja incidencia de aflojamiento aséptico identificado mediante la migración vertical u horizontal de la copa, y/o la presencia de líneas radiolúcidas en las zonas descritas por De Lee y Charnley y posteriormente modificadas por Davey y Harris (1, 3, 4, 7, 8, 11). Todos los autores coinciden en que la incidencia de la osificación heterotópica es alta, independientemente del tipo de prótesis utilizada, reportándola en un 55 a 65% y generalmente no afecta la funcionalidad de la cadera, pe

ro algunos autores como Davey y Harris mencionan que en unos - pacientes la osificación heterotópica disminuyó importantemente el rango de movilidad de sus caderas y todos coinciden que el tipo más frecuente es el grado I del sistema de gradaje de Brooker de la osificación heterotópica (1, 3, 7, 8, 12). Las complicaciones reportadas en general son bajas.

En base a todas estas observaciones, gran número de Cirujanos Ortopedistas, concluyen que el uso selectivo de una fijación cementada y no cementada, de acuerdo al sitio anatómico - en este tipo de Artroplastía de Cadera Híbrida, proveé de excelentes resultados a cinco y cinco años y medio (8)

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Existen bases científicas que justifican
la utilización de la Prótesis Híbrida de
Cadera?

OBJETIVOS

- Analizar los fundamentos biomecánicos de la Prótesis Híbrida de Cadera.
- Determinar sus indicaciones.

MATERIAL Y METODOS

Se trata de un estudio retrospectivo, transversal y de análisis de la revisión bibliográfica de 5 años a la fecha, acerca de la Artroplastia Total de Cadera Híbrida, para identificar y determinar sus fundamentos biomecánicos e indicaciones.

La información necesaria se obtuvo a través del Index Medicus y del Servicio de Biblioteca por Computadora. Una vez recibida la información, se analizó y se organizó, de tal forma que su presentación fuera en orden cronológico, haciendo hincapié en los aspectos biomecánicos, para poder explicar en una forma práctica y concreta los fundamentos científicos que justifican el uso de una Prótesis Híbrida y determinar así sus indicaciones.

CAPITULO I

ASPECTOS BIOMECANICOS DE LA CADERA

La carga de la cadera, en condiciones fisiológicas, depende de la resultante de las fuerzas que actúan sobre la articulación, en bipedestación y en las diferentes fases de la marcha.

Para estudiar las fuerzas que actúan en la cadera, Fisher utilizó a un sujeto de 1.64 mts. de altura y de 58.7 kg. de peso, que es conocido como el "hombre de Fischer" (Figuras 1 y 2).

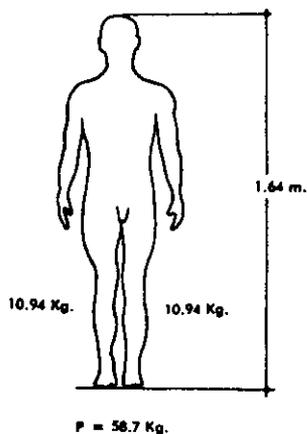


FIG. 1

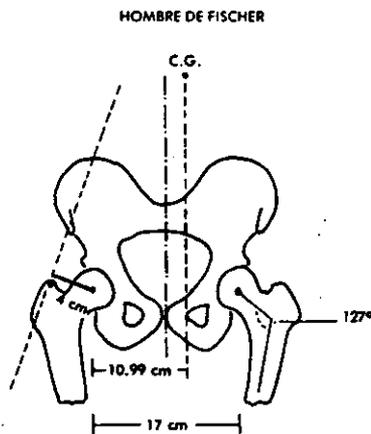


FIG. 2

En un individuo en apoyo bipodálico, el peso del cuerpo actúa en una dirección vertical que pasa por el centro de gravedad y tiene sentido craneocaudal. La fuerza que actúa sobre las caderas equivale al peso del cuerpo menos el peso de las

dos extremidades, ya que éstas se encuentran apoyadas. En el hombre de Fischer, el peso de cada extremidad pélvica es de --- 10.94 kg., de manera que la fuerza "K" que actúa sobre las caderas es: (Figura 3)

$$K = 58.7 - (10.94 \times 2) \quad K = 58.7 - 21.88 \quad K = 36.82 \text{ kg.}$$

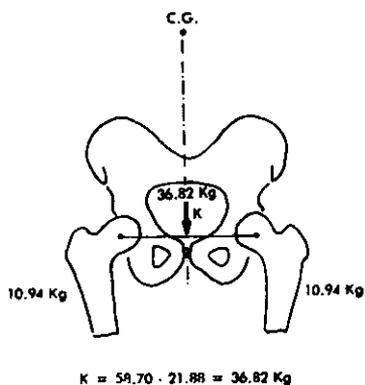


FIG. 3

Esta fuerza "K" de 36.82 kg. se encuentra repartida en -- ambas cabezas femorales, por lo que cada una de ellas soporta -- una carga de 18.41 kg. (Fig. 4).

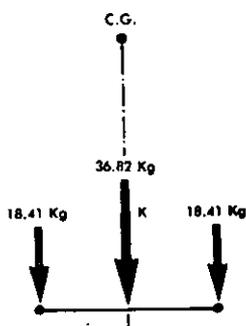


FIG. 4

En la fase de apoyo monopodálico, el centro de gravedad se desvía ligeramente hacia el lado opuesto: la línea de acción -- del peso del cuerpo pasa por el centro de gravedad, y la fuerza K, tiene una magnitud equivalente al peso del cuerpo menos el peso del miembro apoyado. (Fig. 5)

$$K = 58.7 - 10.94 \quad K = 47.76 \text{ Kg.}$$

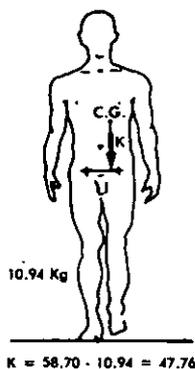


FIG. 5

$$K = 58.70 - 10.94 = 47.76$$

Por efecto de esta fuerza K, la pelvis tiende a experimentar rotación sobre el centro de la cabeza femoral apoyada, es decir, que la fuerza K induce un momento cuya magnitud es igual a K por el brazo de palanca H. Este momento tiene que ser compensado por otro momento igual, y sentido opuesto, que es inducido por la fuerza resultante de los músculos abductores de la cadera (M), y el brazo de palanca (h) de manera que $KH = Mh$ (Figura 6)

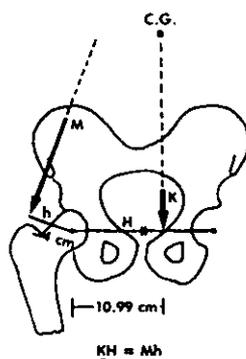


FIG. 6

Ya que el brazo de palanca h (4 cms) es casi la tercera parte del brazo de palanca H (10.79 cms), la fuerza M deberá ser - aproximadamente tres veces mayor (131.22 kgs.) que la fuerza K (47.76 kg) para compensar los momentos:

$$KH = Mh \quad 47.76 \times 10.99 = 131.22 \times 4$$

Por tanto, el momento de ambas fuerzas es 524.81 kg/cm. (Figura 7).

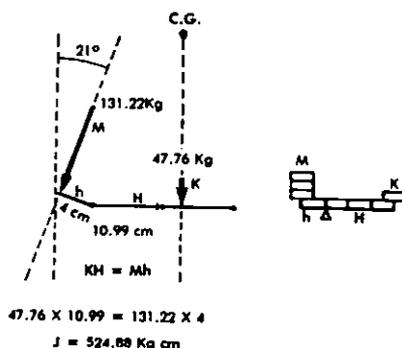


FIG. 7

La fuerza M es la resultante de las fuerzas de los músculos abductores de la cadera (glúteos medio y menor, piramidal, tensor de la fascia lata, sartorio y recto anterior); su línea de acción forma un ángulo de 21° con la vertical, y pasa por la parte superior del trocánter mayor.

De estas dos fuerzas K y M , se puede obtener una resultante, pero como dichas fuerzas no son concurrentes, hay que prolongar sus líneas de acción hasta su intersección en el punto X , trasladar a este punto las dos fuerzas componentes, y elaborar el paralelograma de fuerzas. Una vez obtenida la resultante, se

prolonga la línea de acción y se traslada la fuerza al punto de aplicación. (Figura 8).

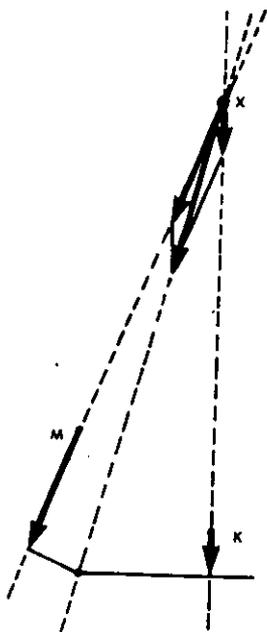


FIG. 8

La línea de acción de la resultante pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral, y forma con la vertical un ángulo de 16° . Su magnitud en el hombre de Fisher es de 175 kg., - pero en las fases intermedias de apoyo monopodálico se le suman fuerzas dinámicas que hacen que su magnitud total sea de 200 -- kgs. (Fig. 9).

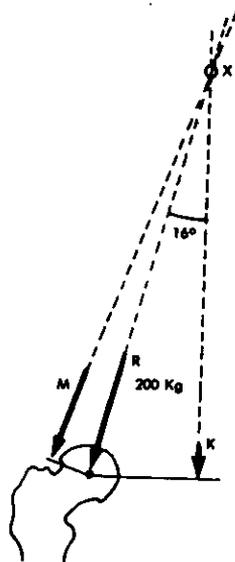


FIG. 9

Durante la fase de apoyo del talón, la resultante se dirige hacia abajo y adelante, formando con la vertical un ángulo de 130° , en la fase de apoyo monopodálico está dirigida verticalmente hacia abajo, y en la fase de despegue se dirige hacia abajo y atrás, formando con la vertical un ángulo de 20° (Figura 10).

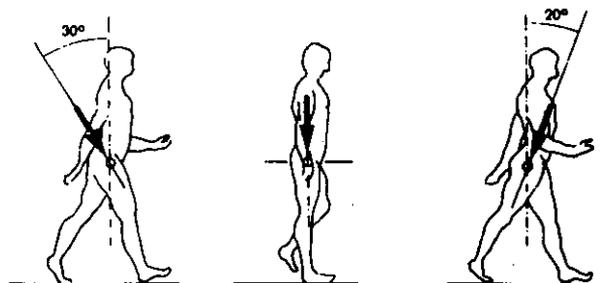


FIG. 10

Considerada globalmente, la dirección de la resultante en la fase de apoyo del talón es lateroventrocaudal; en la fase de apoyo monopodálica es laterocaudal, y en la fase de despegue es laterodorsocaudal.

Comparando las cifras anteriormente expuestas, vemos la enorme diferencia entre la carga que soporta la cabeza femoral en bipedestación (18.41 kg), y en apoyo monopodálico (200 kg), y la considerable magnitud de la resultante en esta fase de la marcha. (Figura 11).

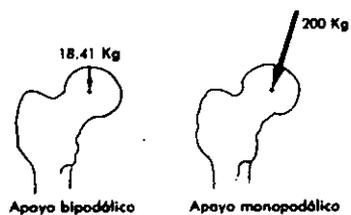


FIG. 11

Ante una cadera dolorosa, el individuo trata de disminuir la magnitud de la resultante, lo que hace inconscientemente, desviando el centro de gravedad hacia la cadera lesionada y adoptando un tipo de marcha que observamos muy frecuentemente en la coxartrosis, y en general en cualquier cadera dolorosa (Fig.12)



FIG. 12

Al desviarse el centro de gravedad hacia la cadera dolorosa, se acorta el brazo de palanca de la fuerza K y, por tanto, el momento disminuye notablemente. La fuerza M también disminuye en forma importante, ya que su brazo de palanca h permanece invariable y se necesita menor magnitud de la fuerza para -- neutralizar el momento KH. Esta disminución de la fuerza M tiene como consecuencia una reducción muy considerable de la magnitud de la resultante, que a la vez se verticaliza. Cuando el centro de gravedad se desvía hacia la cadera enferma, de modo que la resultante forma con la vertical un ángulo de 8° , la magnitud de la resultante disminuye a 79 kg. (Figura 13).

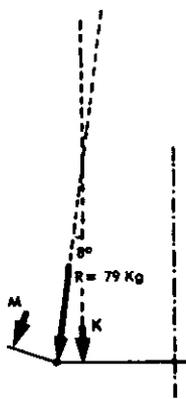


FIG. 13

También se puede reducir la magnitud de la resultante, y por tanto el dolor de una cadera enferma, utilizando un bastón en el lado opuesto a la cadera lesionada (figura 14).

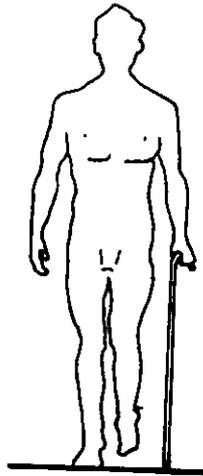


FIG. 14

La explicación biomecánica es la siguiente: el apoyo sobre el bastón produce una fuerza T de sentido opuesto al de la fuerza K , con un gran brazo de palanca H_1 . La gran longitud de este brazo de palanca hace que el momento inducido por la fuerza T sea considerable, aunque la magnitud de esta sea pequeña; este momento tiene sentido opuesto al momento de la fuerza K , por lo que el valor real del momento que tiende a hacer rotación de la cadera es la resta de ambos momentos: $t = KH - TH_1$

La magnitud del momento resultante es moderada y por consiguiente la fuerza M disminuye y a su vez la resultante tendrá menor longitud.

$$KH - TH_1 = Mh$$

Esto explica porqué el bastón debe usarse en la mano del lado contrario a la cadera enferma, y que no se requiera mucho apoyo sobre él. (Figura 15).

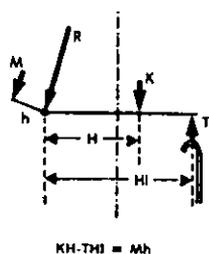


FIG. 15

Según la tercera ley de Newton, a la fuerza resultante R - corresponde una fuerza de igual magnitud y de sentido opuesto R_1 que es la reacción a la resultante (Fig. 16).

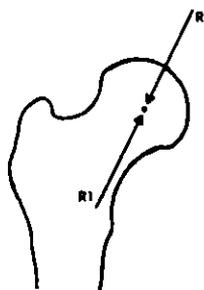


FIG. 16

Esta fuerza R_1 puede descomponerse sobre un eje horizontal XX , que pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral y - que es paralelo a la superficie de apoyo del acetábulo normal; al descomponerla, obtenemos una fuerza componente vertical P y una componente horizontal Q .

La fuerza P tiene una magnitud de 192 kg. y tiende a desplazar a la cabeza femoral hacia arriba, y por tanto tiene un efecto de compresión, en tanto que la fuerza Q tiene una magnitud de 55 kg. y tiende a desplazar a la cabeza hacia adentro, - comprimiendola contra el fondo acetabular (Fig. 17).

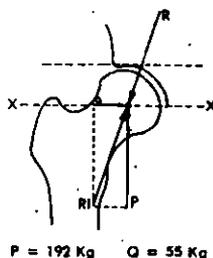


FIG. 17

En condiciones patológicas, por ejemplo en casos de cadera dolorosa, en la que el individuo va desviando el centro de gravedad hacia la cadera lesionada, la verticalización de la resultante trae como consecuencia disminución paulatina de la magnitud de la fuerza Q . En casos en que la verticalización de la - resultante se acompaña de oblicuidad de la superficie de apoyo

acetabular, la fuerza Q desaparece en su lugar se produce una -- fuerza S, de sentido opuesto que tiene un efecto luxante, de -- ahí la frecuencia de las subluxaciones en la artrosis de la ca- dera. (Fig. 18).

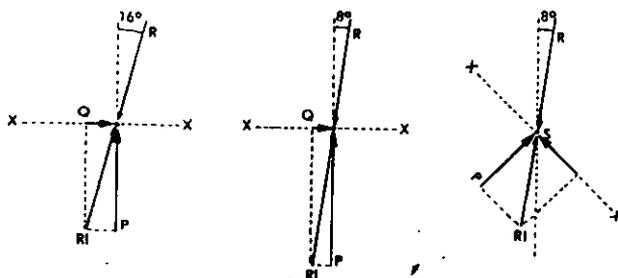


FIG. 18

El efecto principal de una fuerza es producir esfuerzos y por lo tanto sollicitaciones, en el cuerpo en el que esta apli- cada. Las magnitudes de los esfuerzos que se señalan a conti- nuación son sólo aproximadas, ya que el hueso no es un material homogéneo.

a) La resultante al tener una dirección perpendicular a la superficie de apoyo y pasar por el centro de rotación de la cabe- za femoral, sollicita en compresión a la articulación de la ca- dera, y por tanto encontraremos en la superficie de apoyo del -

acetábulo y de la cabeza femoral esfuerzos puros de compresión.

La superficie de apoyo no se determina por la porción articular esférica de carga, sino por su proyección en un plano perpendicular a la resultante. Para el hombre de Fischer, con una cabeza femoral de 5 cms. de diámetro, la superficie de apoyo es de aproximadamente 9 cm^2 , por lo que el esfuerzo de compresión en la articulación de la cadera, en apoyo monopodálico, es de más ó menos 22 kg/cm^2 (Fig. 19).

$$D = F \quad D = \frac{200 \text{ kg.}}{A} \quad D = \frac{22.22 \text{ kg/cm}^2}{9 \text{ cm}^2}$$

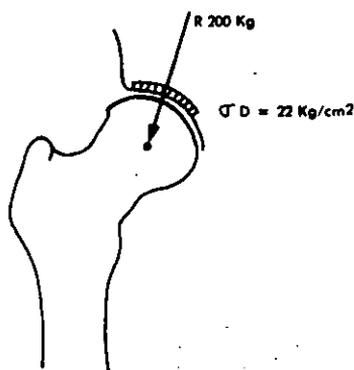


FIG. 19

En una esfera elástica, como es la cabeza femoral normal, los esfuerzos de compresión en un área de la esfera actúan en una zona cónica, limitada por las perpendiculares a la superficie de carga; el punto de intersección de estas líneas se localiza

liza en el centro de la esfera, es decir, en el centro de rotación. (Fig. 20).

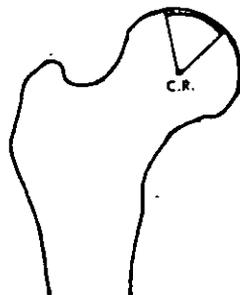


FIG. 20

Si se cambia la superficie de apoyo, la zona cónica variará también de situación, pero su vértice se encuentra siempre en el centro de rotación de la esfera, de manera que los esfuerzos de compresión se distribuyen en la cabeza femoral en diferentes zonas cónicas que varían constantemente y, por lo tanto, los esfuerzos no se concentran en un área determinada porción de la cabeza. (Fig. 21)

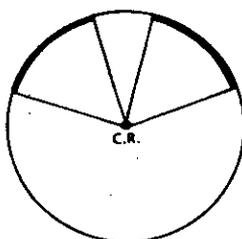


FIG. 21

En el centro de rotación, siempre existen esfuerzos de compresión, pero éstos son de magnitud moderada, ya que la porción de la zona cónica, donde los esfuerzos son mayores, se localiza en el centro de gravedad de dicho sector cónico y recibe el nombre de centro de esfuerzos. (Fig. 22).

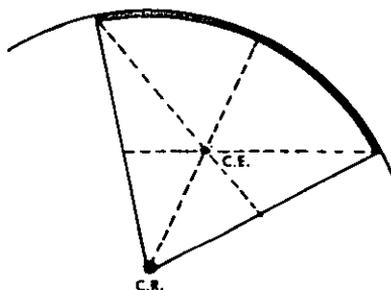


FIG. 22

Como las zonas cónicas varían constantemente, en la cabeza femoral normal, existen un sólo centro de rotación y varios centros de esfuerzo.

En caderas artrósicas y rígidas la superficie de apoyo se encuentra disminuída, y por lo tanto, los esfuerzos de compresión aumentan notablemente, además, por la rigidez articular la zona cónica permanece casi invariable, dando por resultado que los esfuerzos de gran magnitud se encuentren concentrados en un sector limitado de la cabeza. Los pseudoquistes óseos de la artrosis, que manifiestan la gran magnitud de los esfuerzos, aparecen precisamente en el centro de esfuerzos de la zona cónica.

Dado que la línea de acción de la resultante R no corresponde a la dirección del eje del cuello femoral, aparece un brazo de palanca, y por lo tanto la fuerza induce un momento de flexión. (Fig. 23).

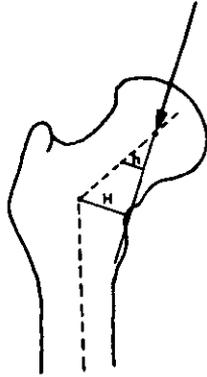


FIG. 23

La resultante solicita en flexión al cuello femoral, con la consecuente aparición de esfuerzos de compresión en la superficie medial del cuello y del esfuerzo de tracción en la superficie lateral. Dicha sollicitación y por lo tanto, también los esfuerzos, son pequeños a nivel subcapital y de gran magnitud en la base del cuello. (Fig. 24).

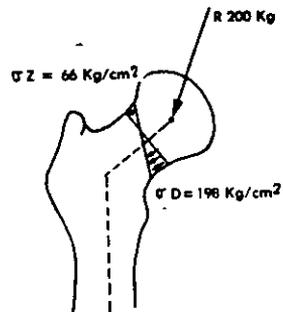


FIG. 24

En los casos de fracturas trocantéreas y del cuello femoral, son de todos conocidas las dificultades para neutralizar esta sollicitación en flexión, que desplaza la fractura en varo, lo que sólo puede lograrse haciendo coincidir las direcciones de la resultante y del cuello femoral mediante valguización del cuello.

Por la misma razón anterior de no coincidir la línea de acción de la resultante con la dirección del eje del cuello femoral, podemos descomponer la resultante sobre el eje del cuello en dos fuerzas: la fuerza C de efecto puramente compresivo y la fuerza B, perpendicular al eje del cuello y que, por tanto, provoca una sollicitación cortante en el cuello femoral (Fig.25).

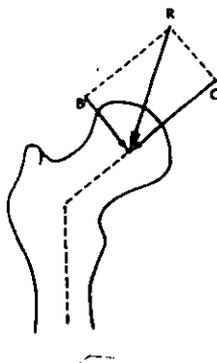


FIG. 25

La magnitud de esta fuerza B es de 120 kg. y el esfuerzo cortante que provoca es de 40 kg./cm^2 en la parte media del cuello femoral, donde la superficie de sección es de 3 cm^2 (fig. - 26).

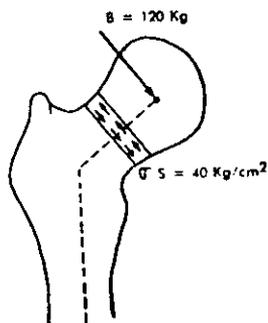


FIG. 26

$$S = \frac{F}{A}$$

$$S = \frac{120 \text{ kg}}{3 \text{ cm}^2}$$

$$S = 40 \text{ kg./cm}^2$$

En la base del cuello femoral, el esfuerzo cizallante o cortante disminuye casi a la mitad, ya que la superficie de sección es aproximadamente del doble que en la parte media del cuello. Es a causa de la magnitud muy moderada de los esfuerzos cortantes a ese nivel, por lo que todos hemos visto consolidar fracturas trocántéreas aún muy desplazadas en varo.

Todo cuerpo sometido a esfuerzo, experimenta una deformación. Si al cesar el esfuerzo el cuerpo recobra su forma ó dimensión originales, se habla de deformación elástica, y si no -

las recupera, quedará una deformación permanente que recibe el nombre de deformidad plástica.

En condiciones normales, es decir, cuando un hueso sano es sometido a esfuerzos de magnitud fisiológica, el efecto inmediato de éstos, es producir una deformación de tipo elástico, es decir, que el hueso y la articulación recobran su forma y su dimensión originales al cesar el esfuerzo.

Los esfuerzos de magnitud aumentada producen una deformidad plástica, aunque se trate de un hueso normal.

Es el caso de las artrosis, en las que un acetábulo previamente normal, experimenta inclinación, ó la cabeza femoral se aplasta, por efecto de esfuerzos de compresión de elevada magnitud.

En caso de hueso enfermo, los esfuerzos producirán también una deformación plástica, aunque la magnitud de dichos esfuerzos esté dentro de los límites fisiológicos. Es el caso de las deformaciones que encontramos en el raquitismo y en otros padecimientos óseos.

En el hueso vivo, los efectos de los esfuerzos son diferentes, según se trate de tejido óseo maduro ó de tejido mesenquimatoso pluripotencial.

La magnitud fisiológica de los esfuerzos es el estímulo para la transformación ósea contigua, con un balance entre la formación y la resorción ósea. La magnitud de los esfuerzos es variable, los de mayor magnitud activan la formación ósea al incrementar la actividad osteoblástica. Cuando la magnitud de los

esfuerzos es menor de lo normal, predomina la resorción ósea, por disminuir la actividad osteoblástica. Es el caso de la osteopenia por desuso.

Si la magnitud de los esfuerzos se encuentra aumentada más allá de los límites normales, predomina la oposición ósea por incremento de la actividad osteoblástica en forma proporcional al exceso en la magnitud de los esfuerzos. El ejemplo más común es la esclerosis que se observa en cabeza y acetábulo en caso de artrosis.

Cuando la magnitud de los esfuerzos aumenta en forma muy considerable, predomina la resorción ósea por aumento de la actividad osteoblástica. El mejor ejemplo de este fenómeno son las geodas que observamos en la artrosis.

La mayor cantidad de tejido óseo se encuentra en las porciones donde, a causa de la sollicitación en flexión, son mayores los esfuerzos de compresión y tracción, es decir, en las superficies medial y lateral del cuello femoral y, de éstos, el hueso es más abundante en la medial, ya que los esfuerzos de compresión son de mayor magnitud que los de tracción. A nivel transtrocantéreo tiene la misma distribución.

Los esfuerzos de menor magnitud en el cuello femoral se encuentran en su porción central, lo que se manifiesta en la imagen radiográfica por el llamado triángulo de Werd.

En la cabeza femoral, los esfuerzos son moderados y, además, se distribuyen en zonas cónicas que varían constantemente,

sin permitir que se concentren en un determinado sitio de la cabeza. Todo esto se manifiesta como un hueso compacto muy delgado.

En el acetábulo, aunque los esfuerzos también son moderados se encuentran prácticamente siempre en la misma área, ya que la superficie de apoyo varía muy poco, dando por resultado el aumento de densidad que se observa en el techo acetabular.

La estructura trabecular del tejido esponjoso está orientada de manera que las trabéculas sólo están solicitadas en compresión ó en tensión, y nunca en flexión; esta orientación de las trabéculas, que las sujeta a esfuerzos de la menor magnitud posible, hace factible que la cantidad de material necesario para formar la estructura esté reducida al mínimo, es decir, que el diseño del sistema trabecular permite la máxima economía de material.

La orientación del sistema trabecular se aprecia con claridad en toda la extremidad proximal del fémur; a nivel de la cabeza se puede observar cómo las trabéculas ocupan toda la porción de posibles zonas cónicas de esfuerzos y su dirección perpendicular a la superficie de apoyo, lo que permite que sólo -- sean solicitadas en compresión.

CAPITULO II

ANALISIS DE LA PROTESIS DE CADERA CEMENTADA
=====

El reemplazamiento total de la cadera mostró ser un procedimiento exitoso para la liberación del dolor y restauración de las actividades normales de la vida diaria en pacientes seniles con alteración de las caderas por enfermedad ó lesión. Consecuentemente, el uso general de las prótesis de cadera se extendió a pacientes más jóvenes y activos. (10)

La falla mecánica de la fijación del componente femoral -- después de la Artroplastía Total de Cadera Cementada (ATCC), se incrementó con el tiempo, y el aflojamiento es la causa más común de falla clínica. Los reportes de la incidencia de fractura del vástago femoral se incrementaron probablemente asociados con el aflojamiento protésico. Algunos otros factores no relacionados al cemento, tales como el sobrepeso, o la sobreactividad del paciente, colocación en varo y la resorción del cálcer femoral, pueden contribuir al aflojamiento. (14)

Para asegurar una apreciación objetiva de los resultados -- de la ATCC con prótesis acrílicas, Merle D'Aubigné y Postel en 1954, propusieron el siguiente método de graduación ó evaluación clínica:

Los resultados son clasificados en dos formas:

1.- RESULTADOS ABSOLUTOS: Es el valor de la evolución funcional de la cadera en el postoperatorio.

A.- Valora 3 parámetros y dá un valor del 0 al 6 (de acuerdo a la funcionalidad).

D O L O R	M O V I L I D A D	CAPACIDAD PARA CAMINAR
0 Dolor intenso y permanente.	Anquilosis con mala posición de la cadera.	Ninguna
1 Dolor severo aún en la noche.	No hay movimiento; dolor ó - leve deformidad.	Sólo con muletas
2 Dolor severo cuando <u>ca</u> mina impide algunas <u>ac</u> tividades.	Flexión por debajo de 40°	Sólo con bastones
3 Dolor tolerable con <u>ac</u> tividad limitada.	Flexión entre 40° y 60°	Con un bastón, <u>me</u> nos de una hora; <u>muy</u> difícil sin un bastón.
4 - Dolor leve cuando <u>ca</u> mina; desaparece con el reposo.	Flexión entre 60° - 80° ; - el paciente puede extender sus pies.	Largo tiempo con un bastón. Corto tiempo sin bastón y claudicación.
5 Dolor leve e incons- tante actividad nor-	Flexión entre 80° y 90° ABD de <u>meno</u> s de 15°	Sin bastón pero - con leve <u>claudica</u> ción.
6 Sin dolor	Flexión de más de 90° ABD hasta 30° .	Normal

8.- Una vez hecha la graduación, califica y dá un puntaje:

DOLOR	CAPACIDAD PARA CAMINAR	Muy buena (Excelente)	D+CC=11612
6	6	Cama sin bastón, sin dolor y sin claudicación.	
6	5	Camina sin bastón, sin dolor, pero con --- claudicación leve.	
5	6	Camina sin bastón, sin claudicación pero - con dolor leve cuando inicia.	
		Buena	D+CC=10
5	5	Camina sin bastón, con dolor leve y claudicación también leve.	
4	6	Camina sin bastón, con dolor pero sin claudicación.	
6	4	Camina sin bastón, sin dolor, usa bastón - extremuros.	
		Mediano	D+CC=9
5	4	Dolor leve, usa un bastón extremuros	
4	5	Dolor después de caminar algunos minutos; no usa bastón, pero hay claudicación leve.	
6	3	Sin dolor, usa un bastón todo el tiempo.	
		Regular	D+CC=8
5	3	Dolor leve; usa un bastón todo el tiempo.	
4	4	Dolor después de haber caminado; usa bastón extremuros.	
		Pobre	D+CC=7 ó menos

MOVILIDAD DISMINUIDA

Si la movilidad es reducida a 4, el resultado es clasificado 1 grado más bajo

Si la movilidad es reducida a 30 menos, el resultado es clasificado 2 grados más bajo.

RESULTADOS RELATIVOS: Es la apreciación de la diferencia entre los estados funcional pre y postoperatorios, en otras palabras, el beneficio funcional del paciente debido a la cirugía.

	GRADUACION PREOPERAT.	GRADUACION POSTOPERAT.	DIFERENCIA	MEJORIA
DOLOR	3	5	$2 \times 2 = 4$	
MOVILIDAD	2	5	$3 = 3$	$= 9$
CAPAC. PARA CAMINAR	3	4	$1 \times 2 = 2$	

Mucho muy mejorado = 12 ó más

Muy mejorado = 7 - 11

Regularmente mejorado = 3 - 7

Falla = menos de 3

Merle D'Aubigné y Postel consideraron que para la función de la cadera, la ausencia de dolor y la capacidad para caminar son mucho más importantes que la movilidad, por esta razón, los valores de dolor y capacidad para caminar son multiplicados por 2, categorizando los resultados en: Mucho muy mejorado, Muy mejorado, Regularmente mejorado y Falla. (6)

Más tarde en 1969, Harris, formuló un nuevo sistema de evaluación clínica tratando de incluir todas las variables importantes que pudieran ser reproducibles y razonablemente objetivas. Este sistema también fué diseñado para que fuera aplicable a los diferentes problemas de la cadera y a diferentes métodos de tratamiento.

El dolor y la capacidad funcional son las dos consideraciones básicas. Estas constituyen las indicaciones de cirugía en la gran mayoría de los pacientes con problemas de cadera, y por lo tanto reciben la mayor importancia. En casos específicos, - la corrección de deformidad ó de rotación ó movilidad, pueden - ser de primera importancia, pero tales casos son poco comunes.

Basado en estos razonamientos creó una escala de puntaje - con un máximo de 100 puntos, con los siguientes parámetros:

Dolor	44
Función	47
Rango de movilidad	5
Ausencia de defor-	
midad	<u>4</u>
T O T A L	100 puntos

La graduación del dolor, debido a su naturaleza subjetiva, es inevitablemente inexacta, pero su valoración es satisfactoria.

CANTIDAD DE DOLOR	D E S C R I P C I O N	PUNTUACION
Ninguno		44
Ligero	Dolor ocasional, no compromete las actividades	40
Leve	No afecta actividades promedio. Dolor moderado raro Cede con aspirinas.	30
Moderado	Tolerable, ciertas limitaciones funcionales, pero -- puede trabajar. Requiere -- más que aspirina.	20
Marcado	Hay dolor severo. Aún ambulatorio. Limitación seria de actividades.	10
Incapacitante	Dolor severo aún en cama	0

FUNCION

A. Actividades Diarias

Escaleras	Pie sobre pie sin barandal	4
	Pie sobre pie con apoyo del barandal	2
	Sube de alguna manera	1
	Incapáz de subir	0
Transporte	Capáz de utilizar algún servicio de transporte público	1
Sentarse	Cómo en una silla por una hora ó más	5
	Cómo en una silla por media -- hora	3
	A disgusto en cualquier silla	0
Zapatos y Calcetines	Se los coloca con facilidad	4
	Se los coloca con dificultad	2
	Incapáz de colocarlos	0

B. Marcha

Claudicación	Ninguna	11
	Ligera	8
	Moderada	5
	Severa	0
Apoyo	Ningún apoyo	11
	1 bastón caminatas largas	7
	1 bastón permanente	5
	1 muleta	3
	2 bastones	2
	2 muletas	0
	Incapáz de caminar	0

Distancia	Ilimitada	11
	6 cuadras	8
	2 - 3 cuadras	3
	Dentro de la casa	2
	De la cama a la silla	0

RANGO DE MOVILIDAD		CONSTANTE	VAL. MAXIMO
FLEXION	0 - 45° X	1.0 (45°)	45
	45° - 90° X	0.6 (45°)	27
	90° - 110° X	0.3 (20°)	6
	110° - 130° X	0.0 (20°)	0
ABDUCCION	0 - 15° X	0.8 (15°)	12
	15° - 20° X	0.3 (5°)	1.5
	20° - 45° X	0 (25°)	0
Rotación Externa en Extensión	0 - 15° X	0.4	6
	15° X	0	0
Rotación interna En Extensión:	Cualquiera X	0	0
Aducción:	0 - 15° X	0.2	3
	15° X	0	0
Extensión:	Cualquiera X	0	<u>0</u>
(TPM) =	Total puntos movilidad		100.5
TPM X 0.05 =	Puntaje de movilidad.		

DEFORMIDAD (5)	No presente	4
	Flexión permanente de + 30°	0
	Aducción fija de más de 10°	0
	Rot. int. fija + de 10°	0
	Discrepancia de Ms Ps 3.2 cms.	0

La osificación heterotópica formada posterior a una ATC, es reconocida como una complicación del procedimiento, Brooker en 1973, crea un método para clasificar el grado de osificación -- heterotópica secundaria a la ATC.

En proyecciones AP de caderas revisados preoperatoriamente y en un mínimo de 6 meses después del postoperatorio, se puede establecer la presencia y el grado de esta complicación. Todas las radiografías se tomaron en posición supina con proyección - AP de caderas y con una distancia del tubo a la placa de 101.6 cms.

CLASE I	Islotes óseos dentro de las partes blandas alrededor de la articulación de la cadera.
CLASE II	Esquirlas óseas procedentes de la pelvis ó del fémur, que dejan una separación entre los dos huesos de más de 1 cm.
CLASE III	La separación entre los dos huesos es menor de 1 cm.
CLASE IV	Existe una aparente anquilosis ósea de la cadera.

La osificación heterotópica clases I, II y III no alteran significativamente los resultados obtenidos con la ATC juzgados por el grado de mejoría utilizando la evaluación funcional de Harris.

Los pacientes con procedimientos previos tienen una incidencia mucho más alta de osificación heterotópica. (12)

Respecto a la fractura del cemento acrílico en las prótesis con vástagos con cabeza femoral, Weber en 1975, realizó un estudio radiológico para evaluar su correlación. Estas fracturas fueron demostradas cuando al cemento se le adicionó un medio radio-opaco de sulfato de bario, encontrando 1.5% de fracturas del acrílico en su serie de artroplastías estudiadas. La fractura del cemento fué evidente generalmente al 6to. mes de la revisión postoperatoria. Encontré que esta complicación radiológica estuvo desprovista de síntomas en la mayoría de los casos y tiende a ocurrir en pacientes con una recuperación funcional excelente. En una minoría de estos pacientes, el dolor en el muslo durante los primeros 6 meses, pareció estar relacionado a esta fractura. Un leve hundimiento de la prótesis apareció resultando en una nueva posición del vástago. El pronóstico fué muy bueno, sólo cuando la separación de la fractura excedió cerca de 4 mm., el pronóstico era dudoso, y en tales casos se podía esperar ó sospechar una infección crónica profunda. (15)

La evidencia radiológica de demarcación (línea oscura entre el cemento radio-opaco y el hueso del acetábulo), fué reco-

nocida desde 1962, por De Lee y Charnley, en el Centro de Cirugía de Cadera de Wrigtington, como resultado de usar cemento - radiopaco. Esto causó alarma inicialmente, ya que en el componente femoral no se observaba esta demarcación a lo que se sugería la siguiente explicación; el módulo elástico del hueso esponjoso en el acetábulo, es menor que el del hueso cortical femoral, lo cual permite una deformación más elástica bajo apoyo y por lo tanto más movilidad en la interfase entre el cemento y el hueso.

Salvati y col., había mencionado antes que la presencia de una línea radiolúcida en radiografías estándar no indicaban definitivamente aflojamiento.

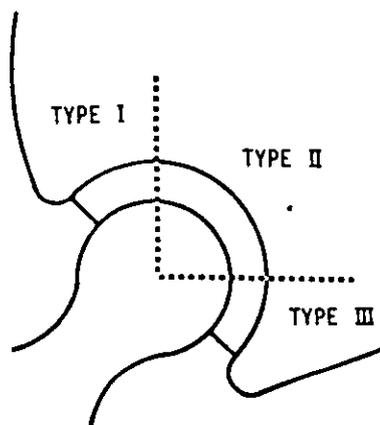
Bergstrom, Lidgren y Lindburg, refieren que la demarcación aparece durante los primeros 6 meses después de la operación y no se incrementaron a menos que fueran patológicas.

Para estudiar y entender el comportamiento de la demarcación radiológica de las copas acetabulares cementadas, De Lee y Charnley realizaron un seguimiento a 10 años, tomando en cuenta el ancho de la línea de demarcación, la cual dividen en 4 grupos:

GRUPO I	Menor de 1/2 mm.
GRUPO II	Menor de 1 mm.
GRUPO III	Menor de 1 1/2 mm.
GRUPO IV	Mayor de 1 1/2 mm.

La distribución de la demarcación alrededor de la copa, se

categorizó en tres zonas como Tipo I, II ó III.



Se identificaron dos tipos de movimiento:

- 1.- Hundimiento de la copa en dirección del eje central de la copa, e
- 2.- Inclinación de la copa.

La incidencia de demarcación muestra un incremento significativo en pacientes con Artritis Reumatoide, en comparación con la osteoartritis, y en general es del 69.5% en las copas cementadas.

La demarcación entre el cemento y el hueso, debe ser atribuible a algo más que una simple explicación mecánica basada en el bajo módulo de elasticidad del hueso esponjoso, debido a que 30% de las copas cementadas no muestran demarcación después de 10 años. (11)

Bocco en 1977, estudió los cambios en el cálcar femoral en relación a la tecnología del cemento en la ATC, y consideró 3 factores:

- 1.- Un incremento en el volúmen del cemento acrílico colocado entre el cálcar femoral y el vástago
- 2.- Curetaje del cálcar
- 3.- Una alineación exagerada en valgo de la prótesis.

Radiográficamente un hallazgo universal fué un cambio en la textura del hueso del cálcar, resultando en que la placa cortical del borde medial del cálcar asume una estructura esponjosa. La superficie endosteal del cálcar representa una placa de transición, de grosor indeterminado de hueso esponjoso y cortical y el cemento nunca llega a estar en contacto directo con la cortical del hueso. (16)

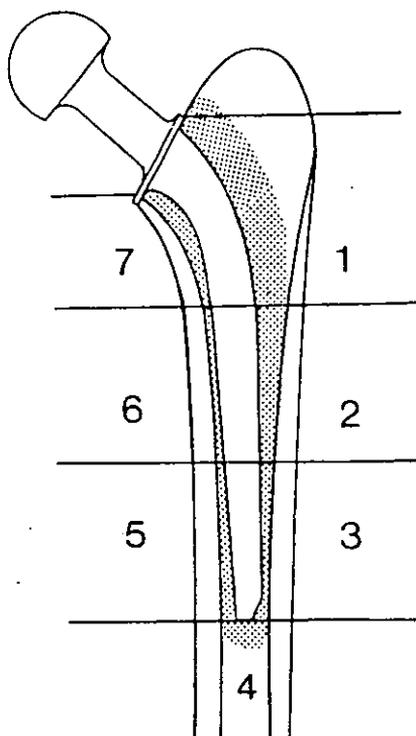
Clasifica los cambios radiológicos en tres tipos:

- TIPO I.- Cambios mínimos
- TIPO II.- Cambios caracterizados por nueva formación ósea alrededor del cálcar y el collar de la prótesis
- TIPO III.- Cambios destructivos del cálcar.

Las complicaciones de fractura del vástago femoral y aflojamiento se incrementaron en numerosos estudios. Gruen en 1979, hace un análisis radiográfico del aflojamiento del componente femoral de las prótesis cementadas y describe sus "Modos de falla" y su clasificación.

En esos tiempos, el porcentaje de aflojamiento aséptico de los componentes femorales se reportaba entre el 20 al 24%.

En radiografías estándar AP de caderas, delimitó al fémur proximal en 7 zonas.



Gruen define la pérdida (looseness) como una interpretación radiográfica de cambio en la integridad mecánica en el apoyo del componente femoral cementado, específicamente fractura -

del cemento acrílico y un espacio de interfase, tal como una zona radiolúcida entre el vástago y el cemento ó entre el cemento y el hueso.

El aflojamiento (loosening) fué descrito por uno de los 4 tipos de falla. El término falla significa una desviación de la estabilidad del componente femoral, donde existe una fijación adecuada en cada interfase (no hay zonas radiolúcidas), y la integridad del material está intacto (no hay fractura del cemento). Esto no necesariamente representa una falla clínica.

I	Ia	Pistoning: Stem within Cement	
	Ib	Pistoning: Stem within Bone	
II		Medial Midstem Pivot	
III		Calcar Pivot	
IV		Bending Cantilever (Fatigue)	

MODOS DE FALLA DE GRUEN

MODOS DE FALLA DE GRUEN (10)

TIPO I COMPORTAMIENTO DE PISTON O EMBOLO

Se caracteriza por el desplazamiento de un material con respecto a otro.

Existen dos subtipos:

I - a: Desplazamiento del vástago entre la cubierta del cemento acrílico y,

I - b: El vástago incrustado en el cemento acrílico se desplaza entre el hueso.

El modo Ia ocurre como resultado de una encapsulación incompleta del cemento ó como aflojamiento subsecuente de la región proximal y medial del apoyo acrílico de la carga axial, lo cual dá como resultado que el vástago se desplace distalmente. Esto resulta en una zona radiolúcida que aparece en la zona proximal y lateral (Zona I) y frecuentemente con una fractura por compresión del cemento acrílico por la punta distal del vástago.

En el tipo Ib, el estress aplicado tiende a alterar la mecánica del hueso en la interfase hueso-cemento, con el deslizamiento subsecuente, ésto puede ser acrecentado por una inadecuada interdigitación del cemento acrílico dentro del hueso esponjoso. Este tipo se caracteriza por una zona radiolúcida alrededor de casi la totalidad de la interfase hueso-cemento, con una reacción ósea manifestada como un halo esclerótico. Es el tipo de falla más frecuente.

TIPO II

PIVOTEO MEDIAL DE LA PARTE MEDIA DEL VASTAGO

Se caracteriza por una migración medial del vás tago proximal con migración lateral de la punta distal del vástago. Es causado por la combina ción de debilidad del apoyo proximal y medial (cálcar), y falta de apoyo distal de acrílico. Resulta en una zona radiolúcida entre la super ficie proximal y lateral del vástago (lado con vexa). La ruptura del cemento acrílico en la región media del vástago puede resultar por la migración medial del vástago.

TIPO III

PIVOTEO EN EL CALCÁR

Es una palanca fija medial-lateral del extremo distal del vástago incrustado, debido a pérdida del soporte distal del cemento acrílico, con la subsecuente reacción ósea. La prótesis puede tener un apoyo proximal adecuado ó una incli-- nación sobre la cortical medial del cuello fe-- moral sobre el cual es pivoteado. Este tipo de falla es análogo al tipo de aflojamiento de -- "limpia-parabrisas" de la hemiprótesis de - - Thompson, ó la no cementada de Austin-Moore.

TIPO IV

INCLINACION EN VOLADIZO POR FATIGA

Está caracterizado por aflojamiento parcial ó completo del soporte proximal con la subsecuen

te migración medial del vástago proximal, mientras el extremo - distal permanece rígidamente fijo en el cemento acrílico.

La carga transferida al fémur proximal se pierde y el vástago entonces, consecuentemente se transforma en un voladizo, - el cual debe resistir el incremento del stress cíclico de inclinamiento. Este tipo puede ser reconocido claramente en los estadios tempranos por el inicio de una zona radiolúcida entre la superficie convexa proximal lateral del vástago junto con una - zona radiolúcida en la interfase hueso-cemento proximal y medial, mientras el extremo distal del vástago está bien cementado entre el canal medular.

La evidencia radiográfica de pérdida por distribución de - zona es la siguiente:

- A. Fractura del acrílico.- Más frecuente en las zonas II, III y V.
- B. Radiolucidez en la interfase vástago-cemento.- Más frecuente en la zona I.
- C. Radiolucidez en la interfase hueso-cemento.- Más frecuente en la zona VII.

Factores de falla: Pérdida del soporte proximal del cemento acrílico, el cual resulta en la ruptura de la garantía mecánica de la interfase hueso-cemento.

Técnica inadecuada de cementación

Técnica quirúrgica impropia (orientación en varo).

Dobbs, en 1980, realizó un seguimiento para evaluar la supervivencia de la ATCC, estudiando varios diseños de prótesis - de metal sobre metal y los resultados mostraron que estas prótesis tenían una supervivencia de sólo 53%, después de 11 años el % de la probabilidad anual de recambio , independientemente de la causa, fué de 5.5%. Se estudiaron también prótesis cementadas consistentes de un componente femoral de metal y una copa - acetabular de polietileno y los resultados fueron mejores que - con el diseño anterior con 88% después de ocho años y 1.5% respectivamente. Para ambas prótesis, la razón predominante de falla fué el aflojamiento y el porcentaje anual de recambio por - aflojamiento se incrementó con el tiempo. (17)

La experiencia clínica con la reconstrucción total de la - cadera, se ha caracterizado por una variedad de problemas mecánicos: luxación, desgaste, fractura de los componentes y aflojamiento de éstos.

El vástago femoral de la ATC transmite y distribuye las -- fuerzas que se desarrollan en el centro de la articulación a -- través del cemento al fémur proximal. En base a estas observaciones Crowninschild, en 1980, estudió los efectos del vástago con forma seccional cruzada sobre las solicitaciones del cemento alrededor de la prótesis.

Los resultados indican que la región crítica a las solici- taciones en el vástago de la prótesis, puede ser en el tercio - medio del vástago. Por tanto, la región proximal del cemento -

es crítica. La incidencia del aflojamiento del componente está relacionado a tres factores mayores:

- 1) La carga aplicada al componente femoral (la carga está en función de su reconstrucción geométrica).
- 2) La distribución de la carga a través de la prótesis, el cemento y el hueso, y
- 3) La resistencia del hueso, el cemento y las interfaces (estas resistencias están relacionadas en parte a la técnica quirúrgica, p. ej. preparación del canal femoral y técnica de cementación).

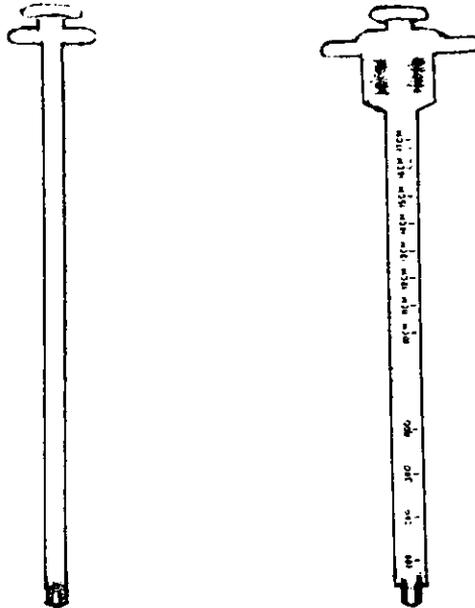
Uno de los modos de aflojamiento del componente femoral más comunes es la pérdida del soporte proximal del vástago. Esta forma de aflojamiento está asociada con una falla de la interfase lateral entre la prótesis y el cemento ó el cemento y el hueso, debido a las sollicitaciones tensiles excesivas y fractura del cemento proximal y medial, debido a compresión excesiva.

Se ha demostrado que los vástagos son una forma geométrica de sección cruzada, disminuyen los índices de aflojamiento, al disminuir las sollicitaciones en tensión y compresión. (18)

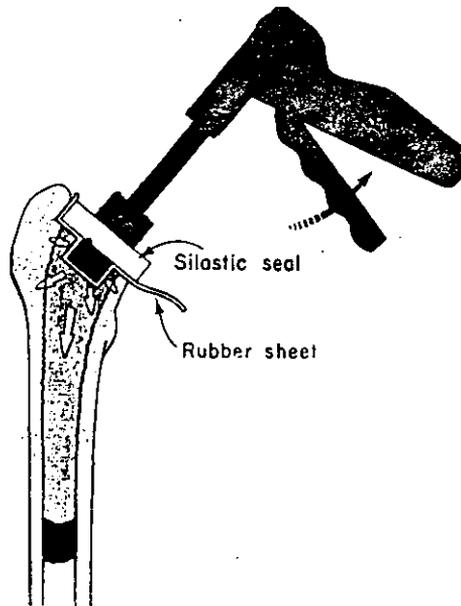
MEJORAMIENTO DE LAS TECNICAS DE CEMENTACION

Como se ha mencionado, el aflojamiento, es la causa más común de falla clínica, su etiología es multifactorial, al cemento se le ha atribuido el papel más importante, además del sobrepeso, sobre actividad del paciente, posición del vástago, resorción del cálcio femoral, etc. En 1978 Indong, inicia el mejoramiento de -

la técnica de cementación, al utilizar un tapón distal intramedular de Metilmetacrilato, para mejorar la fijación del componente femoral. Cuando la parte distal del canal medular del fémur se taponeó con un bolo de metilmetacrilato previo a la inserción del cemento y del componente femoral, la fijación de la prótesis se mejoró in vitro. Indong diseñó una jeringa especial para introducir el tapón al nivel deseado. Cuando se utilizó el tapón distal, la penetración del cemento dentro de las trabéculas óseas del canal, se incrementó y subsecuentemente la distribución del metilmetacrilato en el hueso fué mayor, cubriendo mejor las irregularidades del hueso, permitiendo un contacto más íntimo en la interfase hueso-cemento. (14)



Aún con el lavado pulsátil del canal femoral y la introducción de un tapón distal intramedular, la presurización en el área más proximal del canal femoral es baja. Para corregir este problema, Oh y col. en 1983, diseñaron un compactor femoral de cemento.



Este instrumento incrementa la presurización del cemento óseo en el área proximal del fémur hasta 71% e incrementa la duración de la presurización hasta 20 segundos en comparación a los 4 ó 5 segundos que se obtiene con la técnica de interdigitación. El compactor de cemento también aumentó la presión del

cemento en las partes media y distal del canal femoral. (19)

El taponamiento del canal medular y la presurización del cemento, mejoran claramente la integridad de la capa de cemento y producen una penetración y distribución más uniforme del cemento en las pruebas de laboratorio. A pesar de estas mejoras en las técnicas de cementación, el cemento óseo continuaba siendo el punto débil en la ATCC. En 1984, Burke, introduce el método de centrifugación para mejorar las propiedades tensiles y de fatiga del cemento óseo acrílico y demostró cómo la centrifugación redujo dramáticamente la porosidad e incremento, sustancialmente las propiedades mecánicas del cemento óseo. Las pruebas tensiles monotónicas a la centrifugación demostraron un incremento de 24% comparado con el grupo control, por lo que la resistencia tensil se mejoró en un 54%. En las pruebas de tensión-compresión, la centrifugación resultó en un incremento en la resistencia a la fatiga hasta 136%.

Estas ventajas de resistencia en las propiedades mecánicas del cemento, se obtuvieron sin alteraciones adversas en su módulo de elasticidad, tiempo de aplicación, o temperatura, las propiedades manuales fueron mejoradas sin aumentar su toxicidad sistémica. (20)

En una revisión a 10 años de la ATCC con prótesis tipo Charnley, colocadas entre 1960 a 1970, Stauffer en 1982 reportó un índice de aflojamiento a 5 años de 6.5% para el componente acetabular y de 24% para el componente femoral en base a los criterios de De Lee y Charnley y de Gruen, respectivamente. A

10 años, la incidencia de aflojamiento se incrementó a 11.3% para el componente acetabular y a 29.9% para el componente femoral. La resorción de la cortical medial femoral cerca del cóncavo fue generalmente no progresiva y no tuvo una relación significativa con el aflojamiento.

Se han sugerido dos formas de aflojamiento, el más común es la ruptura de la copa de cemento, debido al stress circunferencial (en aros) entre el cemento. (21)

Harris en 1982, evaluó el aflojamiento del componente femoral utilizando las técnicas contemporáneas de cementación en pacientes seniles con seguimiento entre 2 a 5 años, en quienes se había utilizado un tapón distal intramedular con metilmetacrilato previo a la introducción del cemento, con una pistola de cemento definió 3 categorías de aflojamiento:

- I.- **Aflojamiento Definitivo.** Requiere la evidencia de MIGRACION del componente ó del cemento, incluye la aparición de una línea radiolúcida en la unión del vástago-cemento, que no existía en el postoperatorio inmediato, incluye hundimiento del vástago ó ruptura del cemento ó del vástago.
- II.- **Aflojamiento Probable.** Incluye una zona radiolúcida continua en la interfase hueso-cemento, alrededor de toda la capa de cemento.
- III.- **Aflojamiento Posible.** Presencia de una línea radiolúcida entre el hueso y el cemento, que ocupa más del 50%, pero menos del 100% y que no estaba presente en las radiografías del postoperatorio inmediato.

La incidencia del aflojamiento definitivo del componente femoral fué de 1.1%. Ninguna cadera mostró aflojamiento probable, y 7 caderas (4%) tuvieron aflojamiento posible. (22)

La falla en la fijación del componente acetabular es una complicación tardía muy común en la ATCC, y su reconstrucción puede ser un problema muy serio. Se han reportado índices de migración de los componentes acetabulares desde 11% hasta 25%. Para mejorar y aumentar la duración de la fijación de las copas acetabulares, Harris introduce en 1971 el primer componente acetabular reforzado con metal y presenta en 1982 los resultados de un estudio comparativo con copas acetabulares sin reforzamiento con metal, en pacientes jóvenes, reportando que los componentes acetabulares reforzados con metal reducen el stress en el hueso, cemento y polietileno, y por tanto, aumenta la duración de la fijación con cemento. (4)

La resorción localizada de la superficie endosteal del fémur en la ATCC, se pensó que era debida sólo por procesos infecciosos y para identificar algún otro factor, Carlsson en 1983, estudió 70 recambios de ATC, por aflojamiento mecánico del vástago, concluyendo que la resorción ósea localizada, puede ocurrir como un resultado de las sollicitaciones mecánicas en la ausencia de infección profunda. (23)

En 1983 Door y col. estudiaron a 81 pacientes (108 ATCC), entre un rango de edad de 14 a 45 años, durante un seguimiento con un promedio de 4.5 años, en los cuales se habían utilizado -

en conjunto 6 diferentes tipos de Prótesis Cementadas, evaluando 6 factores: Edad, tipo de enfermedad, categoría de Charnley, cirugías previas, tiempo de postoperatorio de la ATCC y la técnica de cementación y posición de los componentes.

La categoría de Charnley se utilizó para clasificar a los pacientes a nivel de enfermedad:

CATEGORIA A: Pacientes cuya enfermedad compromete sólo una cadera.

CATEGORIA B: Pacientes con patología bilateral de cadera únicamente.

CATEGORIA C: Pacientes con patología de cadera complicados en con afectación de varias articulaciones ó por enfermedad sistémica que impide la capacidad para la marcha.

Después de 2 a 5 años, 78% tuvieron una evolución satisfactoria, pero después de 5 años ó más sólo 72% fueron satisfactorios. Los pacientes con el peor pronóstico fueron los de 30 -- años ó menores, los que tenían necrosis avascular u osteoartritis como enfermedad primaria, así como los alcohólicos. En cambio, los pacientes con enfermedad de la colágena ó mayores de 30 años, ó ambos, con una buena técnica de cementación tienen el mejor pronóstico. (24)

En otro estudio similar al de Door, en pacientes de menos de 40 años manejados con ATCC, con un seguimiento de 5 a 11 años y evaluados clínica y radiológicamente reportando una recupera--

ción funcional buena y de un índice de aflojamiento de 6.6% para los componentes tanto acetabular y femoral, concluyen que la ATCC puede dar resultados aceptables en pacientes jóvenes entre 30 y 50 años de edad y que se pueden mejorar dando ciertas recomendaciones a los pacientes como: restringir ciertas actividades como correr, trotar, ó levantar más de 18 kgs. y también el sobrepeso. (25)

Callghan y Salvati en un estudio de Artroplastía de revisión, encontraron que el aflojamiento del componente femoral antes de la revisión estaba relacionado a una posición en varo en 50% de las caderas, cemento inadecuado en 34% y una edad relativamente joven en 16%. El aflojamiento del componente acetabular fué atribuido a una colocación alta de la copa en 41%, calidad ósea inadecuada 18%, orientación vertical en 7% y mala técnica de cementación en 3%. Las complicaciones asociadas con la revisión incluyeron perforación de la cortical femoral en 13%, infección profunda postoperatoria en 3.4%, luxación postoperatoria -- 8.2%, complicaciones trocántéricas 6.2% y parálisis del ciático en 0.7%. En el seguimiento a 3.6 años promedio, los resultados fueron excelentes en 59%, buenos en 7%, regulares en 16% y pobres en 18%; después de la revisión 29% mostró radiolucidez progresiva, 18% hundimiento femoral y 9% migración acetabular. La falla mecánica definitiva después de la revisión, se identificó en --- 15.8% de las caderas. Estas fallas se debieron a aflojamiento - en 12.2% de las caderas, fractura del fémur 2.2% y luxación 1.4%. (26)

Harris en 1986, evalúa el aflojamiento femoral en la ATC en la que se utilizó un tapón distal intramedular en un seguimiento a 5 años, encontrando una incidencia de 1.7 para el aflojamiento definitivo y posible, sin encontrar ningún caso con aflojamiento probable. (27)

Se ha demostrado que durante la ATC hay liberación de productos tisulares tromboplásticos que causan agregación plaquetaria y depósitos de fibrina en el pulmón. Además la ATC es seguida de una alta incidencia de trombosis venosa profunda, a menos que se tomen medidas profilácticas. El cemento acrílico óseo puede jugar un papel definitivo en la activación y liberación de productos tromboplásticos, debido a los efectos térmicos producidos durante la polimerización del cemento y liberación de monómeros residuales, además de que el cemento óseo causa un trauma fisicoquímico agudo con alteraciones severas localizadas de la microcirculación.

Bredbacka y col., en base a estas observaciones, estudiaron la activación de los sistemas en cascada en la ATC para determinar si existían diferencias entre la fijación con ó sin cemento en este procedimiento. Su estudio incluyó pacientes con Prótesis Cementadas y no cementadas, realizando tromboprofilaxis en todos los pacientes con 500 ml. de dextran al 6% el día de la cirugía y durante 3 días de postoperatorio y se realizó fresado del canal medular en los dos tipos de prótesis. Se utilizó bloqueo epidural y se realizaron pruebas sanguíneas específicas de coagulación y variables fibrinolíticas. Los resultados no demuestran

diferencias entre los dos tipos de procedimientos quirúrgicos, - respecto a la activación de los sistemas de cascada, la analgesia epidural, ha mostrado una menor incidencia de trombosis postoperatoria y atenúa la respuesta del complejo del factor VIII, debida al stress quirúrgico y concluyen que la activación de los mecanismos de coagulación, fibrinolíticos y de quinina-kallicreina, ocurren en la ATC sin estar relacionados al uso ó no del cemento y sin relación al volúmen de pérdida sanguínea durante la cirugía, y que el rimado del canal medular puede ser el iniciador de la activación de los sistemas de cascada.

Los resultados bioquímicos muestran elevación de la PGE_2 , - IL-1 y colagenasas en todos los pacientes con implantes ya sea - flojos ó fijos.

Reportes recientes han mostrado que los efectos de la PGE_2 son variados y que la PGE_2 puede realmente estimular la formación de hueso, pero su papel en la resorción ósea y osteolisis en ATC permanece indefinido.

La elevación de los factores bioquímicos en el tejido capsular, líquido sinovial y membranas de prótesis no cementadas -- con buena fijación sin osteolisis, sugieren que quizás esos factores bioquímicos no son tan significativos para la osteolisis - como los factores bioquímicos.

La PGE_2 y la IL-1 están presentes como un resultado de la - presencia de detritus. La respuesta de los macrófagos en la presencia de esos detritus, resultará en una actividad secretoria a nivel celular para facilitar la encapsulación de los detritus. (28)

Russotti en 1988, realiza una revisión retrospectiva clínico radiológica en pacientes con ATCC con un seguimiento promedio de 5 años, para evaluar las técnicas de cementación contemporáneas - (taponamiento distal del canal intramedular, presurización con un componente de cemento, lavado pulsátil del canal medular), reportando excelentes resultados en 98% de los pacientes, con una evaluación funcional de Harris preoperatoria de 47 puntos y un punte final de 97 puntos postoperatorio. No se documentaron trombo-sis venosas profundas ni hematomas en las heridas, no hubo infeciones, no hubo necesidad de hacer revisiones. 21% de los componentes acetabulares revelaron líneas radiolúcidas nuevas ó pro--gresivas alrededor de éstos en la interfase hueso-cemento. Respecto al componente femoral, éste presentó un índice de afloja--miento definitivo del 1.2%, el aflojamiento probable ocurrió sólo en un caso, y el aflojamiento posible en un 0.8%. (2)

Muchos factores contribuyen al riesgo de aflojamiento, los factores relacionados al paciente incluyen: peso, edad, sexo, nivel de actividad y patología. También los relacionados al diseño de los componentes. Los factores críticos quirúrgicos, incluyen técnica de cementación y la posición del componente femoral.

Recientes evidencias clínicas y teóricas sugieren que la posición del acetábulo (p.ej.: la localización del centro de rota--ción de la cadera), influye sobre las fuerzas mecánicas que se --ejercen sobre los componentes de la cadera. Uno puede esperar razonablemente que si el componente acetabular es colocado de tal - forma que esas fuerzas se incrementen, el riesgo subsecuentemente de aflojamiento a largo plazo se debe incrementar.

Yoder realizó un estudio para determinar si la colocación del componente acetabular influye sobre el riesgo de aflojamiento.

La posición del componente acetabular fué evaluado por la distancia perpendicular del centro de rotación de la prótesis a la línea horizontal dibujada entre las puntas, las imágenes en lágrima (ó la punta del agujero obturador, si las imágenes en lágrima no eran aparentes). Esta medición fué llamada altura de la copa.

La distancia de la punta de la imagen en lágrima a la perpendicular, previamente descrita, fué llamada distancia horizontal de la copa.

La medición del cálcar se definió como la distancia del aspecto medial del collar a la punta del trocánter menor y se utilizó para identificar hundimientos subsecuentes. Estableciendo la presencia de una radiolucidez, los autores toman en cuenta el efecto Mach, el cual es la presencia de una radiolucidez aparente, pero no real en la interfase prótesis-cemento.

Para determinar el efecto de la localización del centro de la cadera sobre el aflojamiento, los pacientes fueron divididos en 7 categorías (variables), y se anotó la frecuencia de aflojamiento de los componentes en cada categoría.

- 1) Altura de la copa mayor de 30 mm.
- 2) Altura de la copa entre 20 y 30 mm.
- 3) Altura de la copa menor de 20 mm.
- 4) Copa horizontal con distancia a la imagen en lágrima mayor de 30 mm.

- 5) Copa horizontal con distancia a la imágen en lágrima de 26 - 30 mm.
- 6) Copa horizontal con distancia y altura de la copa mayor de 30 mm. ($HD-CH > 30$).
- 7) Copa horizontal con distancia y altura de la copa igual ó menor de 30 mm. ($MD-CH < 30$).

Determinar qué factores son realmente los responsables del aflojamiento, es difícil, para evitar este problema Yoder empleó el análisis de regresión logística en 9 factores.

En resumen, es difícil identificar la mayor influencia en un problema multifactorial, cuando sabemos que los factores son difíciles de cuantificar y parecen ser no identificados.

En estas series, la localización del centro de rotación de la cadera influye en la incidencia del aflojamiento del componente femoral, pero no de los componentes acetabulares. Los componentes femorales con el centro de rotación colocado cerca de una posición anatómica, tienen una incidencia menor de aflojamiento que las caderas, con el centro de rotación superior y lateral.

La importancia relativa de la localización del centro de rotación fué menor que la del peso y la técnica de cementación, pero es mayor a la de otros factores como: sexo, edad, características de los diseños, etc.

La colocación superior de los componentes acetabulares, resultan en una alta incidencia de muchas radiolucideces.

Basados sobre consideraciones teóricas y los resultados de este y otros estudios clínicos, es prudente que la posición del componente acetabular medial e inferior cercano a la posición original del acetábulo. La posición correcta, anatómica del componente, combinada con diseños protésicos avanzados y las técnicas de cementación actuales, deben reducir la incidencia del aflojamiento. (29)

En 1990 Dorr realiza un análisis histológico, bioquímico e iónico de la atcc, con las siguientes observaciones:

La fragmentación de la capa de cemento resulta en la formación de una gran cantidad de detritus en el canal femoral y la articulación de la cadera. Los detritus del cemento han sido implicados en la osteólisis y aflojamiento de las prótesis de cadera cementada y se le ha llamado "Enfermedad del Cemento".

Se tenía la esperanza de que con los vástagos no cementados con la ausencia del metilmetacrilato, se evitaría la osteólisis y la "enfermedad del cemento". Desafortunadamente los datos radiográficos de falla en las prótesis no cementadas han demostrado la presencia del proceso osteolítico en el hueso. El aflojamiento de un vástago no cementado producirá una migración rápida dentro de la cortical lateral, debido a la carga, llevándola a una posición en varo, a lo que Harris ha llamado como "Enfermedad no cementada".

Partiendo de estas observaciones, Dorr realiza un estudio comparativo de análisis iónico, histológico y bioquímico en la ATC, para determinar si los detritus de cemento son la causa de osteólisis y si algún tipo de metal era de alto riesgo para esta

complicación y los resultados mostraron que el aflojamiento de la ATC, cementada o no cementada, tenían una gran cantidad de detritus en los tejidos locales a la cadera. La observación de gran cantidad de detritus y partículas en la membrana femoral periprotésica sugieren que la fricción entre los vástagos femorales no cementados y la superficie endosteal generan partículas de detritus independientemente de los formados en la articulación de la cabeza metálica y el polietileno acetabular. La metalosis vista periódicamente en implantes de titanio flojos ha sido atribuida a una formación de óxido de titanio, y que en los detritus de Cromo-Cobalto no crean una respuesta de oxidación.

Las altas concentraciones iónicas en cápsula y membranas fibrosas, se deben a la alta liberación de iones que resultan del calentamiento generado en el tratamiento.

Estos resultados sugieren que las partículas de detritus y altas concentraciones de iones, son un problema local primariamente de los tejidos alrededor del implante. La elevación sistémica de iones en sangre ocurren sólo con vástagos flojos.⁽³⁰⁾

Haciendo referencia a la colocación de la prótesis, Hodge en 1991, realiza un análisis retrospectivo sobre la marcha en pacientes con ATC con Prótesis Charnley Müller determinando las diferencias funcionales entre la colocación del vástago en varo ó valgo y encontró que el grupo varo tuvo una marcha anormal -- con alteraciones en el rango de movilidad de cadera, sobre todo en la flexoextensión y en la longitud del paso. El grupo valgo tuvo una marcha prácticamente normal. A estas diferencias se -

les interpretó como resultado de las alteraciones de las fuerzas resultantes sobre la articulación de la cadera en los pacientes del grupo varo, lo cual lleva tarde ó temprano a una falla mecánica. (31)

Una complicación poco común pero no menos importante, es la neuropatía femoral secundaria a la ATC, Simmons en 1991, reporta una incidencia del 2.3% y la asocia con el abordaje anterolateral de Hardinge, mencionando que la colocación y el manejo de los separadores acetabulares son el factor más comúnmente asociado con lesión del nervio femoral, lo cual es significativamente incapacitante, cuya recuperación funcional completa ocurre al año del postoperatorio aproximadamente, concluyendo que el conocimiento y entendimiento de la anatomía del triángulo femoral, así como la colocación adecuada de los separadores en el acetábulo anterior, puede minimizar el riesgo de esta complicación. (32)

Otra complicación que puede ser mortal, es el embolismo pulmonar secundario a una ATC. Lemos en 1992, realizó un estudio para identificar factores de riesgo en pacientes con ATC mientras estaban con un régimen de warfarín profiláctico e identificar la terapia anticoagulante más eficaz en la prevención de esta complicación.

Por medio de artrografía, se identificó que 81 pacientes de las 2,348 artroplastías, habían tenido embolismo pulmonar (incidencia de 3.4%) y de éstos el 89% estuvo asintomático, y no fue fatal.

Se encontró que los pacientes mayores de 65 años de edad, - con antecedentes de infección de vías urinarias, son los de mayor riesgo de embolismo pulmonar, a pesar de que reciban warferina profiláctica. Todas las pruebas del tiempo de protrombina es tuvieron dentro del rango profiláctico, por lo tanto, el T.P. no es un determinante crítico del nivel anticoagulante ó profiláctico. (33)

En un estudio a largo plazo, de 19 a 25 años de seguimiento de la artroplastía de baja fricción de Charnley, Wroblenski en - 1992, hace referencia a los resultados clínicos, los cuales los reporta excelentes, refiriendo que los resultados clínicos no -- tienen relación con la apariencia radiológica de la interfase -- hueso-cemento en el componente acetabular y que el problema a -- largo plazo, es el desgaste de la copa. (34)

En 1992, Gebhard realizó un estudio comparativo entre la -- ATC y la hemiarthroplastía para el tratamiento de las fracturas - agudas del cuello femoral, estudiando 166 pacientes, de los cuales 122 fueron con hemiarthroplastía unipolar, 77 cementadas y 45 no cementadas, y las 44 ATC todas fueron cementadas. El promedio de edad en el grupo de ATC fué de 75.2 años, y de 76.2 años en - el grupo de la hemiarthroplastía. Se compararon el riesgo anestésico, clasificación, mortalidad intrahospitalaria, complicaciones tempranas y luxación. El seguimiento fué en promedio de 56 meses. El dolor al caminar y las pruebas funcionales fueron más altas con la ATC que con la hemiarthroplastía cementada ó no ce-- mentada. La proporción de revisiones después de la ATC fué de -

2.2% contra 7.9% para la hemiartróplastia cementada y 13% para la hemiartróplastia no cementada. Por lo tanto, la hemiartróplastia está recomendada para los pacientes más viejos, quienes pueden ser ocasionalmente activos dentro de casa. (35)

Para determinar la proporción de la osificación heterotópica y su significancia clínica, Duck en 1992, realizó un estudio de revisión en 55 pacientes con ATC cementada y no cementada. El total del porcentaje de osificación heterotópica fué de 64%.

No hubo diferencia significativa entre los procedimientos - cementados (67%) y los no cementados (55%), excepto en un incremento del porcentaje de 80% de osificación después de osteotomía trocantérea. No hubo diferencias significativas entre los 3 abordajes quirúrgicos revisados. Masculinos con osteoartritis tuvieron el nivel más alto de osificación heterotópica. 80% de los pacientes que habían desarrollado osificación heterotópica la presentaron en la cadera contralateral. Sorpresivamente, todos los pacientes con gota (100%) desarrollaron osificación heterotópica. El uso profiláctico con ácido acetilsalicílico, como antiagregante plaquetario no tuvo efecto significativo. Una disminución del rango de movilidad ocurrió con grados severos de osificación heterotópica. (36)

CAPITULO III

ANALISIS DE LAS PROTESIS DE CADERA NO CEMENTADAS

La artroplastía total de cadera cementada, había reportado inicialmente en estudios de seguimiento, una alta incidencia de aflojamiento aséptico y de revisión en pacientes menores de sesenta años de edad, los resultados después de una artroplastía de revisión de cadera cementada, había reportado también menor durabilidad que una artroplastía primaria.

Estas observaciones estimularon la investigación en dos - - áreas:

- 1.- El mejoramiento de los diseños del vástago femoral y de las técnicas de cementación y por lo tanto su función.
- 2.- La fijación por integración biológica. (37)

La utilización de poderosas técnicas metalúrgicas para la fabricación de estructuras metálicas porosas aplicables a los implantes ortopédicos para fijación por osteointegración, fué in-vestigado por primera vez por Hirschhorn y Reynolds en 1969. (38)

En Septiembre de 1971, el problema del aflojamiento del metilmetacrilato en la ATC, movió a un grupo encabezado por Judet, Siguier y Brumpt a desarrollar y estudiar un modelo de prótesis total de cadera de encaje a presión (press fit), sin cemento, en la cual, la fijación podía ser asegurada por el crecimiento de - hueso recién formado dentro de la superficie irregular de la prótesis.

La formación de una placa de tejido conectivo entre el hueso y un cuerpo extraño, es un fenómeno normal. El grosor de esa membrana es variable, algunas veces consiste de una o unas cuantas placas de tejido conectivo, lo cual puede no modificar la estabilidad mecánica de la prótesis. Si esta membrana llega a ser más gruesa de 0.10 mm., no se asegura una fijación prolongada y se inicia el aflojamiento.

El movimiento de la prótesis, alrededor del cemento, aumenta gradualmente hasta completar el aflojamiento.

La fijación del cemento es compacta cuando hay contacto con la cortical ósea. La interfase del tejido conectivo es más delgada que la interfase de tejido esponjoso. (39)

La fijación óptima de un implante depende principalmente de su diseño y material. La inserción de una articulación artificial, induce la remodelación ósea. Si no se obtiene estabilidad, tarde ó temprano el implante se afloja. La elasticidad y consecuentemente la deformación de un implante, depende del módulo de elasticidad del material y del diseño protésico. Para ajustar las características físicas de un material extraño al del tejido óseo, así como el diseño de la prótesis a la diáfisis femoral, el sistema entero debería tener la misma elasticidad del fémur normal. Una endoprótesis de cadera más elástica puede actuar como un "amortiguador" durante la marcha, particularmente en las fases de despegue y choque del talón. Este fué el concepto de la endoprótesis de cadera "isoelástica" manufacturada por Robert Mathys en 1973.

La isoelasticidad implica la aproximación óptima de las -- características físicas de un implante a las del hueso. Una -- isoelasticidad ideal, por lo tanto, nunca puede ser obtenida, ya que el hueso es anisotrópico y los materiales aloplásticos utili zados para una artroplastía muestra propiedades isotrópicas. En suma, no hay adaptación de las estructuras a las fuerzas que actúan en la cadera. Además, la variedad de formas individuales y la rigidez del hueso humano, nunca puede ser imitado por una ar ticulación artificial. (40)

Debido a que uno de los mayores problemas con las prótesis de cadera es establecer una fijación permanente al hueso, Bobyn, en 1980, realizó un estudio para determinar el tamaño óptimo del poro para la fijación de implantes con superficie metálica porosa que permita la osteointegración. El como otros autores, obtu vieron un máximo de resistencia al cizallamiento de la interfase hueso-implante de aproximadamente 17 mega-Pascals (MPa). Estos estudios indican que el tamaño óptimo del poro que se requiere - para una fijación del implante, es aún indefinida y puede ser -- desde 40 μm . con polietileno de alta densidad, hasta 450 μm . La respuesta variable en el desarrollo de la fuerza de la fijación, está probablemente relacionada a la cantidad de tejido fibroso - que se desarrolla en la interfase hueso-implante, lo cual se observa a las 12 semanas. Aunque se sabe que la diferenciación de tejido fibroso en óseo puede ser influenciado por factores mecánicos tales como la amplitud del stress, el movimiento, y el apoyo dinámico ó estático, el mecanismo exacto responsable para es-

ta situación, es aún desconocido. (41)

También Pilliar en 1983, hace las siguientes consideraciones, respecto a los implantes ortopédicos con superficie porosa, hechos de metal pulverizado para la fijación mediante la integración de tejidos.

Estudios en animales indican que el tamaño óptimo del poro para la osteointegración, está en el rango de 50 a 400 μm . y que las prótesis de cadera en humanos con porosidad dentro de este rango, funcionan bien. Los implantes diseñados con una superficie porosa integrada evitan la remodelación ósea.

Las superficies porosas sintetizadas en metal pulverizado, con sus irregularidades, no resulta en regiones de stress intensificado, lo que previene sitios de iniciación de ruptura, dando por resultado que las propiedades de fatiga sean bajas.

Las condiciones necesarias para la osteointegración parecen ser:

- 1) Un tamaño de poro suficiente ($> 50 \mu$), y,
- 2) Movimiento relativamente mínimo del implante al hueso adyacente.

Los criterios necesarios para un programa de rehabilitación después de una artroplastía es mantener un stress mínimo del implante, para así minimizar su movimiento durante un período inicial de 3 semanas.

Se han identificado algunos parámetros para disminuir el stress del implante lo menos posible, en este período inicial:

- 1.- Cirugía cuidadosa, resulta en una colocación adecuada del implante al hueso.
- 2.- Buena calidad ósea, resulta en una aposición ósea más rápida, siendo la integración aún más rápida en hueso esponjoso que en cortical.
- 3.- Un tamaño óptimo del poro para estimular una integración ósea rápida.

El mecanismo por el cual se forma hueso en la región porosa del implante, se puede comparar con el proceso de crecimiento óseo de una fractura durante la consolidación. Por lo tanto, la condición de un implante estable es necesario, una fijación rígida promoverá una consolidación de tipo primario, el exceso de movimiento resultará en crecimiento sólo de tejido fibroso (similar a una pseudoartrosis en una fractura estabilizada inadecuadamente). (38)

Para estudiar los tipos de integración ósea ó fijación de las prótesis de cadera no cementadas con cubierta porosa, Engh, en 1987, realiza una evaluación en 307 diseños femorales de cromo-cobalto y diseñados para integración biológica a dos y cinco años, encontrando que la osteointegración ocurrió en el 93% de los casos, en los cuales el vástago se introdujo con encaje a presión en el ítsmo femoral, y sólo de 69% de aquellos sin encaje a presión. Los resultados clínicos a dos años fueron excelentes. La incidencia de dolor y claudicación fueron mucho más bajas cuando se utilizó el encaje a presión y cuando se observó evidencia radiográfica de osteointegración. Factores tales como

la edad, sexo y enfermedades concomitantes no influyen en los resultados clínicos. La mayoría de los casos mostró sólo leve resorción ó remodelación del extremo proximal del fémur, y sólo en unos cuantos casos con vástagos más rígidos y más largos ocurrió pérdida ósea. Los resultados después de 5 años no mostraron deterioro con el tiempo. La fijación tanto por integración por te jido óseo ó fibroso parecen ser estables, pero la integración -- por hueso dá mejores resultados clínicos. En este estudio, Engh y col., encontraron que mediante simple inspección radiográfica, es posible decir con una alta probabilidad, si la fijación por - integración ósea ó fibrosa es estable, ó si una prótesis es ines table.

- 1.- FIJACION POR OSTEOINTEGRACION: Se define como un implan te sin hundimiento y mínima ó nula formación de líneas radiopacas alrededor del vástago; la mayoría de las in terfases hueso-implante debe parecer estable.
- 2.- FIBROINTEGRACION ESTABLE: Se define como un implante sin migración progresiva (puede ocurrir tempranamente una - leve migración) y formación de líneas radiopacas exten sas alrededor del vástago, sin hipertrofia de la corte za femoral.
- 3.- UN IMPLANTE INESTABLE: Se define cuando hay evidencia - definitiva ó hundimiento progresivo ó migración dentro del canal y se encuentran parcialmente líneas radiopacas alrededor, las cuales son divergentes y más amplias.

Al remodelamiento óseo del fémur lo evaluó en cuatro niveles: anterior, posterior, medial y lateral, y lo clasificó en 4 grados:

- GRADO I Sólo el borde más proximal y medial del corte del cuello femoral está redondeado levemente.
- GRADO II Lo redondeado del cuello femoral medial y proximal está combinado con pérdida de la densidad de la cortical medial.
- GRADO III Resorción más extensa, típicamente afecta la cortical medial y anterior a nivel 1 y la cortical medial a nivel 2.
- GRADO IV La resorción cortical se extiende a niveles 1 y 2 dentro de la diáfisis. (42)

Evaluando la fijación protésica cubierta por poros, Collier y col en 1988, en contraposición a lo antes mencionado a la osteointegración por Pilliar, Bobyn y otros, refieren que el tamaño del poro, la geometría ósea proximal y la composición de la cubierta porosa no pareció influir la apariencia de crecimiento de tejido óseo ó fibroso. El depósito directo de hueso en la porción no cubierta de la prótesis se observó raramente. El dolor y el aflojamiento son evidencia de que la fibrointegración no es suficiente para asegurar estabilidad. Adicionalmente, prótesis con algo de osteointegración desarrollaron dolor, lo cual lleva a la conclusión de que la osteointegración local en general no libera completamente de dolor, especialmente en prótesis par-

cialmente cubiertas por poros. La respuesta del tejido óseo y fibroso a la cubierta porosa, generalmente consiste en la interdigitación, mientras que la respuesta a las regiones no cubiertas, es la encapsulación por tejido fibroso. (43)

En una evaluación clínico-radiológica de prótesis cementadas con membrana porosa anatómica, Callaghan y col, en 1988 reportan un índice de 92 puntos de 1 a 2 años (harris score). El muslo fué levemente doloroso en 18% de los pacientes a un año y del 16% a dos años. En 28% de los pacientes causó debilidad moderada a severa, a dos años del postoperatorio. Aunque esta complicación parece estar más relacionada al abordaje lateral, 13% de los pacientes utilizaron un bastón para caminar el año de operados y 11% lo continuaron usando a los 2 años.

Las evaluaciones radiológicas seriadas revelaron que, entre el primer y segundo año del postoperatorio, se desarrollaron líneas radiodensas progresivas en el lado femoral en el 41% de los pacientes y en el lado acetabular fué del 8%, así como esclerosis femoral progresiva en 24%. Hubo aflojamiento progresivo en 24% de los componentes femorales y en 18% de los componentes acetabulares. (37)

Una de las complicaciones del encaje a presión de las prótesis no cementadas es la fractura proximal del fémur, la cual reporta una incidencia de 14.1% a 27.8%. Herzworm en 1992, evaluó la utilización del cerclaje profiláctico como método de prevención de las fracturas del fémur en la ATC no cementada., realizando dos estudios en cadáveres para determinar si mejora la re-

sistencia al stress circunferencial este método. Se probaron dos tipos de material, el primero, cable de cromo-cobalto de 2.0 mm. de diámetro colocado alrededor del cálcar, y otro con alambre simple de 1.8 mm. de diámetro en la misma forma. Se observaron mejores resultados con el cable de cromo-cobalto de 2 mm, ya que incrementa la resistencia al stress circunferencial y por lo tanto debe disminuir la incidencia de fractura femoral transoperatoria en la ATC no cementada. (44)

El efecto rotacional que ejerce la carga sobre el componente femoral ha surgido recientemente como un factor principal de aflojamiento y falla en la ATC. Por tal motivo, Sugiyama en 1992 realizó un estudio comparativo entre la técnica de rimado línea a línea y el subrimado del canal medular previo al encaje a presión del vástago. Encontró que la técnica de rimado línea a línea no da una buena fijación rotacional del componente femoral, y que una estabilidad rotacional superior, era obtenida sólo cuando la diáfisis tenía un subrimado ó rimado insuficiente. Se utilizaron vástagos con un bloqueo medular anatómico y una membrana porosa que cubría $4/5$ ó $1/3$ de su superficie, según este autor, la extensión de la cubierta porosa del vástago no tiene ningún efecto significativo. (45)

Respecto a la controversia en la fijación femoral en la ATC no cementada, Otani en 1992, refiere que evidencias clínicas sugieren que el diseño del implante es uno de los factores más importantes para determinar la protección del stress ó las sollicitaciones. Cuando el vástago es liso y distalmente cilíndrico, -

no ocurre la liberación del stress proximal, aún cuando el vástago es adecuadamente fijado distalmente. En las ATC no cementada, el aflojamiento del componente femoral es el problema más importante. Para una fijación proximal firme, son críticos un buen diseño del implante en su porción proximal, y una preparación adecuada del canal medular, pero el rimado excesivo (línea a línea) y la interferencia con la técnica de encaje, resultan en un alto porcentaje de fracturas femorales proximales durante la preparación y colocación.

Cuando las condiciones para una excelente fijación proximal son buenas, se debe seleccionar un vástago flexible que aplique una gran cantidad de stress proximalmente. El stress transferido a través de la fijación distal, debe ser pequeña en esta situación, y la técnica de rimado de la diáfisis femoral no necesita ser muy agresiva.

Aproximadamente 10 a 20 mm. de firme encaje distal combinado con los 0.5 mm. de la técnica de subrimado ó rimado insuficiente, dá una fijación distal suficiente, y la probabilidad de una fractura femoral distal durante la inserción del vástago es mínima con esta técnica.

Cuando las condiciones son desfavorables para una excelente fijación proximal, tal como en las artroplastias de revisión de cadera, ó cuando una deformidad u osteoporosis está presente, debe seleccionarse un vástago relativamente rígido para evitar la sobrecarga de la fijación proximal, y así generar una gran micro

movilidad proximal. El stress transferido hacia la fijación distal, debe ser grande en esta situación y una técnica de rimado - relativamente agresiva pero bien controlada de la diáfisis es - requerida. Aproximadamente de 20 a 40 mm. de encaje firme distal combinado con una técnica de leve rimado 0.5 mm. es adecuada para obtener una fijación distal suficiente y evitar así la fractura femoral distal. (46)

Plotz, en 1992, realizó un estudio prospectivo de 106 ATC - no cementada con superficies porosas, reportando al año de seguimiento postoperatorio 82% de pacientes libres de dolor con una - fijación por osteointegración; un 8% de pacientes libres de do--lor y con una fijación por fibrointegración y 10% continuaron con dolor, pero no desearon una cirugía de revisión.

El dolor en el muslo disminuyó significativamente de 53% a 3 meses del postoperatorio a 6.6% 15 meses después de la ciru--gía. Este autor considera, que cuando la técnica de colocación es exacta, un porcentaje alto de prótesis con superficie porosa, son fijadas por osteointegración y que las prótesis no cementa--das deben ser colocadas sólo en pacientes menores de 60 años de edad sin osteoporosis. (47)

En un estudio comparativo realizado en 1992 por Gebhard, -- entre la ATC y la hemiarthroplastia en el tratamiento de las fracturas agudas del cuello femoral, estudiando 166 pacientes, de los cuales 122 fueron tratados con hemiarthroplastia unipolar: 77 fue--ron cementadas y 45 no cementadas. Y 44 con ATC todas cementadas.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

80

El promedio de edad en el grupo de la ATC fué de 75.2 años y de 76.2 años de edad en el grupo de la hemiartróplastia. Se compararon el riesgo anestésico, clasificación, mortalidad intrahospitalaria, complicaciones tempranas y luxación. El seguimiento fué en promedio 56 meses. El dolor al caminar y las pruebas funcionales fueron más altas con la ATC que con la hemiartróplastia cementada o no cementada. La proporción de revisiones después de la ATC fué de 2.2% contra 7.9% para la hemiartróplastia cementada y 13% para la hemiartróplastia no cementada.

Por lo tanto, la hemiartróplastia está recomendada para los pacientes más viejos, quienes ocasionalmente pueden estar activos dentro de casa. (36)

CAPITULO IV

SURGIMIENTO DE LA PROTESIS HIBRIDA DE CADERA

Una de las mayores controversias hoy en día en cirugía ortopédica, es acerca de la fijación de los implantes en la artroplastía total de cadera. Algunos cirujanos ya no utilizan el cemento óseo, mientras otros continúan utilizando el cemento exclusivamente. El interés en la fijación con implantes no cementados surgió debido a la alta incidencia del aflojamiento aséptico tardío, desarrollado con las prótesis cementadas. Inicialmente se había reportado en el lado femoral una incidencia alta de aflojamiento aséptico de 24% a 5 años y de 40% a 10 años. La incidencia de aflojamiento aséptico del componente acetabular se ha reportado en un 25% a 12 - 15 años por Charnley y 29% a 10 años por Sutherland y col.

Basados en estos resultados a largo plazo con las prótesis de cadera cementadas, el uso de los componentes no cementados -- proliferó rápidamente. En la utilización de implantes no cementados, el sitio anatómico es un factor importante de éxito ó falla en este tipo de prótesis.

En la artroplastía total de cadera, mientras los componentes acetabulares no cementados han tenido gran éxito, la incidencia de dolor en el muslo, hundimiento y revisiones por aflojamiento aséptico femoral, en muchas series, son mayores con componentes femorales no cementados, comparados con los implantes cementados con la misma duración.

Reportes recientes a largo plazo respecto a los resultados con los componentes femorales cementados, utilizando las técnicas modernas de cementación, han demostrado un marcado mejoramiento en la longevidad de la fijación del componente femoral. Utilizando estas técnicas contemporáneas de cementación Harris y McGann, reportaron una incidencia de aflojamiento aséptico del componente femoral de sólo el 1.7% en un promedio de 6 años postoperatorio. Russotti y col. reportaron sólo 1.3% con las técnicas descritas a un mínimo de 5 años.

Basados en estas observaciones y con el hecho de una osteointegración excelente con copas hemiesféricas fijadas con tornillos, Harris y Maloney consideran que el término de cementada -- contra no cementada es inapropiado y recomiendan el uso selectivo de fijación cementada y no cementada de acuerdo al sitio anatómico.

El concepto de una prótesis total de cadera híbrida utilizando una copa acetabular no cementada combinada con un vástago femoral cementado fué basado en las observaciones anteriores. (8)

Se toman en cuenta ciertos criterios, tales como: la edad, tipo de enfermedad, si se trata de una cirugía primaria ó de revisión para guiar la selección del uso de una prótesis cementada ó no cementada. (1)

En noviembre de 1982, se inició con la colocación de prótesis híbridas de cadera en artroplastias primarias por Davey y -- Harris, fundamentándola en base a tres observaciones:

- 1) Existen reportes que indican que el mejoramiento de las técnicas de cementación han mejorado los resultados clínicos en los componentes femorales cementados.
- 2) Otros reportes indican que a corto plazo, la incidencia de dolor, debilidad y cirugías de revisión, son más altas con los componentes femorales no cementados que en los pacientes tratados con las nuevas técnicas de cementación femoral, y
- 3) La alta incidencia de falla en la fijación de componentes acetabulares cementados a largo plazo, comparada con la fijación más adecuada de las copas no cementadas a través de tornillos y que permiten la osteointegración.

Inicialmente estos autores eligieron el uso del concepto -- híbrido en pacientes menores de 60 años.

En un estudio preliminar reportado en 1989, de 52 ATC híbridas, colocadas inicialmente en noviembre de 1982, Davey y Harris hacen un seguimiento con un rango de 24 a 40 meses. La edad promedio de estos pacientes fué de 55 años, y se realizaron evaluaciones clínico radiológicas, tomando en cuenta los criterios de Harris, Gruen y De Lee y Charnley, modificando los de estos últimos. Reportando resultados buenos ó excelentes en 50 caderas, favorable en 1 y pobre en otra. No se requirió de revisiones. No se observó migración de los componentes acetabulares y sólo una cadera mostró radiolucidez progresiva alrededor del componente acetabular. Ningún componente femoral mostró aflojamiento

definitivo ó probable y sólo una cadera tuvo aflojamiento posible.

Estos resultados mostraban resultados alentadores para este tipo de prótesis. (1)

Continuando este estudio, Harris y Maloney estudiaron 126 - ATC primarias hasta 1986, con un seguimiento promedio de 42 meses. El promedio de edad fué de 63 años. El diagnóstico más común fué osteoartritis (85 caderas) y 13 de los casos correspondieron a - secuelas de luxación congénita de cadera. Todos los resultados los reportan excelentes, con un valor medio en la escala de Harris de 93 puntos, siendo asintomáticos ó con dolor leve en 94% de los casos. No se realizaron revisiones y no se detectó aflojamiento del componente femoral.

La prótesis híbrida la conforman los autores de la siguiente manera: El diseño acetabular, es una hemiesfera de cromo-cobalto con collares para permitir la osteointegración con cejas periféricas para la trans fijación con 3 tornillos, llamada componente de reconstrucción acetabular.

Más recientemente se ha creado una hemiesfera de titanio Harris-Galante, con fibras de titanio sintetizadas para osteo-- integración, reemplazando las cejas periféricas por múltiples -- orificios entre la hemiesfera para fijación por tornillos, lo -- cual permite una mayor versatilidad en la posición de la copa y la colocación más fácil de los tornillos.

En el lado femoral, se utilizó un vástago femoral cementado

Precoat (Zimmer) en 65 caderas y en el resto un vástago cementado Precoat (CDH) de cromo-cobalto. (8)

Maloney y Harris en 1990, realizan un estudio comparativo - entre la artroplastía total de cadera híbrida con la no cementada, para evaluar la eficacia de estas prótesis en 136 pacientes con características similares, siendo 67 prótesis híbridas y 69 prótesis no cementadas. Todas las cirugías fueron hechas por -- un cirujano, quien usó el mismo abordaje y el mismo régimen de - rehabilitación postoperatorio. Se utilizó la evaluación funcional de Harris y la evaluación radiográfica fué mediante los criterios de Gruen, De Lee y Charnley, modificados y Brooker. El - seguimiento fué por lo menos de 2 años. La media postoperatoria según la evaluación de Harris fué de 96 puntos para el grupo híbrido y de 84 puntos para el grupo no cementado. En 96% de los pacientes con prótesis híbridas estuvieron asintomáticos ó con - dolor moderado a severo. Los resultados con las prótesis híbridas con un componente femoral cementado fueron superiores a los de los componentes femorales no cementados en la liberación del dolor. (7)

Según Wixson, las indicaciones para el uso de prótesis que permiten la osteointegración son:

- 1) Edad menor de 70 años en hombres, y,
- 2) Menor de 60 a 65 años en mujeres

Si está indicado un vástago femoral no cementado, pero no - se puede obtener una fijación adecuada, particularmente si la -- prótesis de prueba permite la rotación, entonces se decide un --

componente cementado, aún si es menor a las edades referidas.

En todos los estudios, el dolor tiende a disminuir con el tiempo, no causa incapacidad, y cuando existe, generalmente se ha asociado a actividad prolongada y lo excesiva. La debilidad, ha sido asociada con el uso de prótesis anatómicas cubiertas por membranas porosas cuando se ha realizado un abordaje lateral como el descrito por Hardinge.

Para valorar la eficacia de las prótesis híbridas de cadera en pacientes mayores a las edades mencionadas por él anteriormente, en 1991 realizó un estudio comparativo en 101 pacientes con 144 prótesis cementadas, no cementadas e híbridas, utilizando las cementadas e híbridas en hombres mayores de 70 años y en mujeres de 60 años, ó en pacientes jóvenes en quienes no se podía obtener una fijación inicial adecuada sin cemento. Las prótesis no cementadas fueron utilizadas en el resto de los pacientes.

Los resultados clínicos utilizando el método de Harris, fueron similares en los 3 grupos. de 52 pacientes con prótesis cementadas, el promedio del score de Harris fué de 91 puntos. Para los 27 pacientes con prótesis híbridas el score de Harris fué de 90 puntos. Y para los 65 pacientes con prótesis no cementadas fué de 95 puntos.

El dolor en el muslo, generalmente fué leve y no incapacitante, ocurrió a un año en 24% de pacientes, en los cuales se había utilizado un componente femoral no cementado que permitía la osteointegración, la prevalencia del dolor disminuyó posterior

mente. La incidencia de migración de los componentes y de líneas radiolúcidas, fué mayor en los acetábulos que tenían una copa no cementada que permitía la osteointegración. (3)

La combinación de técnicas no cementadas en el componente acetabular con el uso de las nuevas técnicas de cementación en el lado femoral, parece ser ventajoso en la artroplastía total de cadera. Son necesarios los resultados a largo plazo para una mejor evaluación.

D I S C U S I O N

La versatilidad de los sistemas de reemplazo total de cadera con los que actualmente se dispone, permiten al cirujano - elegir el método de fijación de los componentes femoral y acetabular en forma independiente. (7)

Históricamente, el problema más común a largo plazo con la ATC ha sido el aflojamiento aséptico. Estudios a largo plazo, donde se utilizaron las técnicas de cementación originales reportaron una alta incidencia de aflojamiento de sus componentes, tanto femoral como acetabular. Beckenbaugh e Ilstrup, reportaron 24% de aflojamiento en componentes femorales, después de un promedio a 5.7 años. A 10 años, Sutherland y col, reportaron un 40% de aflojamiento del componente femoral. Otras series reportan resultados similares.

El mejoramiento del diseño de los implantes con la eliminación de esquinas afiladas, el mejoramiento de la metalúrgia, el advenimiento de las técnicas modernas de cementación con un tapón de cemento intramedular distal, el mejoramiento de la preparación del canal medular, el uso de una pistola de cemento, y la presurización del cemento, han mejorado enormemente la sobrevivencia a largo plazo de los componentes femorales cementados. En tres grandes centros hospitalarios, recientemente se reportó una incidencia de aflojamiento aséptico femoral de menos de 1.7% en un mínimo de 4 años después de la cirugía y por arriba de 6 años, usando los nuevos diseños de los implantes y las técnicas modernas de cementación.

Estos reportes han creado el resurgimiento del uso del cemento óseo en el lado femoral, y sirve como un estándar para fijación de otros modelos de implantes femorales.

El interés en la fijación no cementada se desarrolló a partir de los resultados a largo plazo con los primeros reportes, usando las técnicas de cementación y los diseños de implantes -- originales. Los resultados a corto plazo con los componentes femorales no cementados, han sido variables. Calaghan y col. reportaron en 50 ATC no cementada con membrana anatómica porosa con seguimiento a 2 años. 16% de pacientes reportaron dolor leve -- del muslo, y 28% han tenido claudicación moderada a severa. Hedley y col. reportaron una incidencia de 8% de dolor significativo en el muslo a un año, el cual disminuyó a 4% a dos años.

Otro factor a considerar con el uso de componentes femorales no cementados, es lo difuso de la protección al stress, vista en algunos casos en la cortical femoral. Desde el punto de vista clínico, es difícil definir la cantidad de protección al stress tolerable, la protección al stress severa y la resorción ósea obviamente son preocupantes.

Engh y Bobyn reportaron un 18% de incidencia de remodelamiento por resorción moderada a severa cerca del vástago en un seguimiento mínimo a dos años. Las consecuencias a largo plazo por este fenómeno aún no son definidas.

Basados en estos datos disponibles a la fecha, Harris y Maloney, consideran que los componentes femorales cementados implantados actualmente utilizando las técnicas modernas de cementación,

es una opción posible y duradera en la mayoría de los pacientes que requieran de una AIC primaria.

Respecto al aflojamiento acetabular, sigue siendo un problema tardío, el impacto de las técnicas contemporáneas de cementación no es completamente conocido. En estudios a 10 años, no se han mejorado los resultados.

Aunque los datos clínicos a largo plazo de la utilización de copas no cementadas no son aún disponibles. Harris ha reportado que utilizando copas hemiesféricas transfijadas con tornillos, han dado resultados excelentes a corto plazo, y se ha demostrado una osteointegración excelente, la cual algunos autores como Jasty y col, subdividen en aposicional y profunda. Además, el uso de copas no cementadas, acorta el tiempo quirúrgico y disminuye el sangrado transoperatorio.

El componente femoral "Precoat", es preferido debido a que tiene un collar más largo, es modular y tiene una precubierta de metacrilato sobre el tercio proximal del vástago.

Un estudio comparativo mostró resultados similares en pacientes jóvenes tratados con prótesis de cadera no cementadas y pacientes mayores, hombres de 70 y más años y mujeres de 60 y más años, en los que se utilizaron prótesis cementadas e híbridas.

En general, todos los estudios reportan resultados clínicos funcionales excelentes, con puntuaciones mayores de 90 puntos en la evaluación de Harris. (8)

CONCLUSIONES

La prótesis híbrida de cadera, utilizando una copa hemiesférica no cementada y un vástago femoral cementado, ha dado excelentes resultados en seguimientos a 7 años. Se puede obtener -- una osteointegración confiable sobre la copa, y a corto plazo. Los resultados clínicos han sido excelentes, utilizando las técnicas modernas de cementación en el lado femoral, la liberación del dolor se obtiene con gran seguridad, y la fijación a mediano plazo es excelente. Los autores concluyen que una prótesis híbrida de cadera, es una opción segura para la mayoría de los pacientes que requieran de una artroplastía total de cadera primaria.

Una vez realizado el análisis de las prótesis cementadas y no cementadas, consideramos que sí existen bases científicas que fundamenten la creación e indicación de la prótesis híbrida de cadera, ya que como los autores lo mencionan, actualmente con la gran variedad de diseños disponibles, conociendo las características biomecánicas de la articulación de la cadera y gracias a las técnicas modernas de cementación, estamos en condiciones de elegir el TIPO DE FIJACION IDEAL, para cada uno de los componentes, de acuerdo al sitio anatómico y características del paciente, en vez de limitarnos a decir que se requiere de una prótesis cementada o no cementada.

Las prótesis híbridas están indicadas en:

- 1) Pacientes jóvenes menores de 50 años, en quienes no se pueda obtener una fijación adecuada sin cemento, por ej. insuficiencia del diseño femoral con respecto a la geometría proximal del fémur, lo cual no permite un encaje a presión adecuado ni la osteointegración.
- 2) La edad ideal por lo general, para la colocación de una prótesis híbrida de cadera, es entre los 50 y 70 años de edad.
- 3) En pacientes mayores de 70 años de edad, también está -- indicada una prótesis híbrida de cadera, siempre y cuando conserven buena calidad ósea y se encuentren en categorías A y B de Charnley.
- 4) En mayores de 70 años, con mala calidad ósea y categoría C de Charnley, la hemiartroplastia sigue siendo el tratamiento de elección.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- Davey JR, Harris WH. A preliminary Report of the Use of a Cementless Acetabular Component with a Cemented Femoral - Component. Clin Orthop 1989; 245:150-155.
- 2.- Russotti GM, Coventry MB, Stauffer RN. Cemented Total Hip Arthroplasty with Contemporary Techniques. A five-year Minimum Follow-up Study. Clin Orthop 1988; 235:141-147.
- 3.- Wixson RL, Stulberg SD, Mehlhoff M. Total hip replacement with Cemented, Uncemented, and Hybrid Prothesis. A comparison of Clinical and Radiographic Results. J. Bone Joint -- Surg 1991; 257-270.
- 4.- Harris WH, White RE. Socket fixation using a Metal-Backed Acetabular Component for Total Hip Replacement. A minimum Five-Year Follow-up. J. Bone Joint Surg 1982; 64-A; 745-748.
- 5.- Harris WH. Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. An End Result Study Using a New Method of Result Evaluation. J. Bone Joint Surg 1969; 51-A; 737-755.
- 6.- D' Aubigné MR, Postel M. Functional Results of Hip Arthroplasty with acrylic Prosthesis. J. Bone Joint Surg, 1954; 36-A:451-475.
- 7.- Maloney WJ, Harris WH. Comparison of a Hybrid with an Uncemented Total Hip Replacement. A Retrospective Matched-Pair Study. J. Bone Joint Surg 1990; 72-A:1349-1352.

- 8.- Harris WH, Maloney WJ. Hybrid Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop 1989; 249:21-29.
- 9.- Engh CA, Boby JA, Glassman AH. Porus-Coated Hip Replacement The Factors Governing Bone Ingrowth, Stress shielding and Clinical Results. J. Bone Joint Surg 1989;69-8:45-55
- 10.- Gruen TA, Mc Nerce GM, Amstutz HC. "Modes of Failure" of - Cemented Stem-Type Femoral Components. A radiografic Ana--lysis of Loosening. Clin Orthop 1979; 141:17-27.
- 11.- De Lee JG, Charnley J. Radiological Demarcation of Cemen--ted Sockets in Total Hip Replacement. Clin Orthop 1976; 121:20-32.
- 12.- Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic - Ossification Following Total Hip Replacement. Incidence - and a Method of Classification. J. Bone Joint Surg 1973; 55-A:1629-1632.
- 13.- Ortega JM. Biomecánica de la Cadera Normal. En Anuario de Actualización en Medicina. I.M.S.S., México, 1980:11-35.
- 14.- Oh I, Carlson CH E, Towford WW, Harris WH. Improved fixa--tion of the Femoral Component After Total hip Replacement Using a Methacrylate Intramedullary Plug. J. Bone Joint -- Surg 1978; 60-A:608-612.
- 15.- Weber FA, Charnley J. A Radiological Study of Fractures of Acrylic Cement in Relation to the Stem of a Femoral Head - Prosthesis. J. Bone Surg 1975;57-8:297-301.

- 16.- Bocco F, Langan P, Charnley J. Changes in the Calcar Femoris in Relation to Cement Technology in Total Hip Replacement. Clin Orthop 1977; 128:287-95.
- 17.- Dobbs HS. Survivorship of Total hip Replacements. J. Bone Joint Surg 1980; 62-B:168-73.
- 18.- Crowninshield RD, Braud RA, Jonhstan RC, Milroy JC. The Effect of Femoral Stein Cross-Sectional Geometry on Cement Stresses in Total hip Reconstructive. Clin Orthop 1980;146: 71-7.
- 19.- Dh I, Bourne RB, Harris WH. The Femoral Cement Compactor. J. Bone Joint Surg. 1983; 65A:1335-38.
- 20.- Burke DW, Gates EI, Harris WH. Centrifugation as a Method of Improving Tensile and Fatigue Properties of Acrylic Bone Cement. J Bone Joint Surg 1984; 66-A:1265-1273.
- 21.- Stauffer RN. Ten-Year Follow-up Study of Total hip Replacement. J. Bone Joint Surg 1982; 64-A:983-990.
- 22.- Harris WH, McCarthy JC, O'Neill DA. Femoral Component loosening using Contemporary Techniques of Femoral Cement Fixation J. Bone Joint Surg 1982;64-A:1063-67.
- 23.- Carlsson AS, Gentz CF, Linder L. Localized bone resorption in the Femur in Mechanical Failure of Cemented Total hip Arthroplasties. Acta Orthop. Scand 1983;54:396-402.
- 24.- Door LD, Takei GK, Conaty JP. Total hip Arthroplasties in Patients Less than Forty-five years old. J. Bone Joint Surg 1983;65-A:474-79.

- 25.- Collis DK. Cemented Total hip Replacement in patients -- who are less than fifty years old. J. Bone Joint Surg -- 1984; 66A:353-59.
- 26.- Collaghan JJ, Salvati EA, Pellicci PM, Wilson PD, Rauawat CHS. Results of Revision for Mechanical Failure after Cemented Total hip Replacement, 1979 to 1982. J. Bone Joint Surg 1985; 67-A:1074-1085.
- 27.- Harris WH, McGann Wa. Loosening of the Femoral Component after use of the Medullary-plug Cementing Technique. J. - Bone Joint Surg 1986; 68A:1064-5.
- 28.- Bredbacka S, Andreen M, Blomback M, Wykman A. Activation - of Cascade Systems by Hip Arthroplasty. Acta Orthop. Scand 1987;58; 231-235.
- 29.- Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW. Total Hip -- Acetabular Component Position Affects Component Loosening Rates. Clin Orthop 1988; 228:79-87.
- 30.- Dorr LD, Bloebaum R, Emmanuel J, Meldrum R. Histologic, Biochemical, and ion analysis of tissue and fluids retrieved during total hip Arthroplasty. Clin Orthop 1990;261:82 95.
- 31.- Hodge WA, Audriacehi TP, Galante JO. A relation ship between stein orientation and function following total hip - Arthroplasty J. Arthroplasty 1991;6 (3):229-35.

- 32.- Simmons C, Izaunt TH, Rothman RH, Booth RE, Baldenston RA. Femoral Neurophaty Following Total Hip Arthroplasty. Anatomic Study, case reports and literature review. J. Arthroplasty 1991; 6 suppl:557-66.
- 33.- Lemos MJ, Sutton D, Horack WJ, Baldenston RA, Booth RE, -- Rothman RH. Pulmonary embolism in Total hip and Knee Arthroplasty. Risk factors in patients on Worfin Prophylaxis and Analysis of the Prothombin Time as and indicator of Warfarin's Prophylactic Effect. Clin Orthop 1992;282:158-63.
- 34.- Wroblewski BM, Taylor GW, Siney P. Charnley-low-friction Arthroplasty 19 to 25 year Results Orthopedics 1992; 15(4): 421-4.
- 35.- Gebhard JS, Amstute HC, Zinar DM, Dorey FJ. A comparison - of Total Hip Arthroplasty and Hemi-Arthroplasty for treatment of Acute Fracture of The Femoral Neck. Clin Orthop -- 1992; 282:123-31.
- 36.- Duck HJ, Mylod AG. Heterotopic bone in hip Arthroplasties. Cemented versus noncemented. CLin Orthop 1992;282:145-53.
- 37.- Callaghan JJ, Dysart SH, Savery CG. THE Uncemented Porus-- Coated Anatomic Total Hip Prosthesis. J. Bone Joint Surg - 1988;70-A:337-346.
- 38.- Pilliar RM. Powder Metal-Mde Orthopedic Implants With Porous Surface for Fixation by Tissue in Growth. Clin Orthop 1983; 176:42-51.

- 39.- Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. A Noncemented Total Hip Prosthesis. Clin Orthop-1978;137:76-84.
- 40.- Marscher EW, Dick W. Cementless Fixation of "Isoelastic" - Hip Endoprotheses Manufactured From Plastic Materials. Clin Orthop 1983;176:77-87
- 41.- Bobyn JA, Pilliar RM, Cameron HV. The Optimun Pore Size for the Fixation of Porous - Surfaced Metal Implants by the - Ingrowth of Bone.Clin Orthop 1980;150:263-269.
- 42.- Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous Coated hip Replace_{ment}. J. Bone Joint Surg 1987;69-B:45-55.
- 43.- Collier JP, Mayor MB, Chae JC, Suprenaut UA, Suprenaut HP, Dauphinais LA. Macroscopic and microscopie evidence of -- Prosthetic Fixation With Porous-Coated Materials. Clin- Orthop 1988;235:173-180.
- 44.- Herzwurm PJ, Walsh J, Pettino HA, Ebert FR. Prophylactic Cerclage: A metod of Preventin Femur Fracture in Uncemen- ted Total Hip Arthroplasty. Orthopedics 1992;15(2):143-6.
- 45.- Sugiyama H, Whiteside LA, Engh CA. Torsional Fixation of the femoralComponent in Total hip Arthroplasty. The Effect of Surgical Press-fil Technique. Clin Orthop 1992;275:187-93.
- 46.- Otani T, Whiteside LA, Failure of Cementless Fixation of - The Femoral Component in Total Hip Arthroplasty. Orthop - Clin Nort Am. 1992;23(2):335-46.

- 47.- Plotz W, Gradinger R, Ascherl R, Wicke-Wittenius S, Hipp E.
Cementless Prosthesis of the hip Joint With "Spengy metal"
Surface. Arch Orthop Trauma Surg 1992;111(2):102-9.