

Reemplazo total de cadera híbrido *

José Navas, M.D. **

Eusebio Cadena, M.D. ***

Juan Carlos González, M.D. ****

Gamal Zayed, M.D. *****

RESUMEN

Las prótesis cementadas para el reemplazo total de cadera despertaron en los años sesenta un gran entusiasmo; éste disminuyó notoriamente cuando al final de la siguiente década se publicaron estudios que mostraban índices altos de aflojamiento de los dos componentes a largo plazo.

Se pasó entonces a un interés desmesurado por las prótesis no cementadas.

Con la introducción de técnicas modernas de cementado y con publicaciones que demuestran mejor fijación inicial de los tallos cementados en relación a los no cementados, se aprecia un resurgimiento del cemento como material de fijación para el componente femoral.

Los componentes acetabulares no cementados, por su parte, son superiores a los fijados con cemento.

Este uso selectivo del cemento en el componente femoral, combinado con copas no cementadas ha dado origen a los denominados *RTC híbridos*. De gran difusión en el momento por sus excelentes resultados.

Presentamos en este trabajo nuestra experiencia preliminar con 83 RTC híbridos realizados en el Hospital Universitario de San Ignacio hasta Junio de 1991. Nuestros resultados iniciales son muy satisfactorios.

Recomendamos esta técnica para la mayoría de RTC primarios en pacientes de 50 a 80 años de edad.

PALABRAS CLAVES

Reemplazo Total de Cadera Híbrido. Componente acetabular no cementado. Componente femoral cementado.

I. INTRODUCCION

El sistema de fijación de los componentes de un reemplazo total de cadera (RTC), ha sido motivo de permanente investigación y cambio¹.

Podría considerarse que en la actualidad existen 3 formas básicas de fijación de los implantes:

1. Fijación con cemento óseo (PMMA).

* Trabajo de ingreso a la SCCOT presentado por el Dr. J.C. González en el XXXVI Congreso Nacional. Paipa, Octubre de 1991.

** Jefe Programa de Ortopedia y Traumatología. Universidad Javeriana.

*** Profesor Asociado. Ortopedia y Traumatología. Hospital de San Ignacio. Universidad Javeriana.

**** Instructor Ortopedia y Traumatología. Hospital de San Ignacio. Universidad Javeriana.

***** Director Servicio de Ortopedia y Traumatología. Hospital Simón Bolívar. Universidad Javeriana.

2. Fijación biológica (Implantes recubiertos con poros o mallas de diferentes metales que buscan inducir crecimiento óseo en ellos), y

3. "Oseointegración" (Prótesis lisas de Titanio).

En los dos primeros métodos se ha centrado una controversia que parece no terminar con el paso de los años.

El tercero hace referencia a la excelente fijación que se ha observado en implantes odontológicos lisos de Titanio y que ha hecho que una nueva tendencia —poco popularizada en el momento— surja con la idea de estabilidad dada por contacto íntimo entre el hueso y prótesis femorales lisas⁶³.

En los últimos años ha aparecido con gran éxito una nueva tendencia que combina los dos primeros métodos, utilizando en cada componente una forma diferente de fijación. Se trata del reemplazo total de cadera híbrido^{22,41,45,100}. El componente acetabular se coloca sin cemento^{28,41,50,68} y el tallo femoral se fija con las llamadas "técnicas modernas de cemento"^{42,70}.

Presentamos en este artículo nuestra experiencia en el Hospital Universitario de San Ignacio con este tipo de RTC y nos permitimos hacer una revisión actualizada de este tema que justifica esta alternativa, novedosa en nuestro medio.

II. MARCO TEORICO

1. Fijación con cemento óseo

El cemento óseo es una resina acrílica que se forma de la mezcla de dos polímeros, en dos presentaciones —polvo y líquido— dando como resultado el Polimetilmetacrilato (PMMA). Este cemento no es un pegante, es un llenador de espacios que proporciona un bloqueo mecánico entre la prótesis y el hueso, por esto las interdigitaciones que de éste se produzcan dentro del hueso serán mejores entre mejor sean la técnica quirúrgica y la cementación^{73,78}.

La utilización de Bario disminuye la resistencia del cemento, aunque no tanto como para producir fallas mecánicas⁷⁸. La mezcla de antibióticos se presta para especulaciones, está demostrado que lo ideal es la utilización de antibióticos en polvo y que sean termorresistentes; dentro de éstos los aminoglicósidos y específicamente la Tobramicina en dosis no mayor a 2 gramos por unidad de cemento es la de mejores resultados. Las Penicilinas, las Cefalosporinas y la Eritromicina son termolábiles, por lo que no

son recomendables³³. Los antibióticos en presentación líquida (Gentamicina) no se incorporan ni si liberan en forma previsible del cemento y además disminuyen su resistencia³⁻³³.

2. Componentes cementados (Tallo femoral. Copa acetabular)

Los fenómenos de aflojamiento de los componentes femoral y acetabular fijados con cemento, son diferentes. En ambos influye el diseño del implante, el tipo de paciente (edad, obesidad, ocupación, grado de actividad y diagnóstico de base⁸⁶ y la técnica operatoria y de cementado utilizada^{39,73}. Sin embargo, la causa fundamental del aflojamiento en el *fémur* es *mecánica*, mientras que en el *acetábulo* es *biológica*⁸⁷.

Gruen y col.³² clasifican el aflojamiento mecánico en el fémur en 4 tipos:

En el tipo 1 ocurre un efecto de pistón con hundimiento de la prótesis dentro del cemento o, lo que es más frecuente, hundimiento de la unidad prótesis-cemento dentro del hueso.

En el tipo 2, la prótesis pierde soporte distal y pivotea sobre su parte media, adaptando una posición en varo.

En el tipo 3 ocurre cuando se pierde la mayoría del soporte y en este caso el pivoteo ocurre sobre el calcar.

En el tipo 4, por último, se produce un efecto "cantilever" que en últimas produce una fractura por fatiga del componente femoral.

A estos fenómenos, principalmente mecánicos, se agrega una respuesta biológica que consiste en necrosis focal y reabsorción masiva, lo que aumenta la sintomatología.

Este aflojamiento produce en los Rx una línea radiolúcida en la interfase cemento-hueso. Se han descrito diferentes interpretaciones de este fenómeno. Desde que se trata de una capa de tejido de cicatrización posterior a la necrosis que sufre el endostio durante el preparado y cementado del canal femoral^{31,44}, hasta involucrar a neutrófilos y macrófagos que activados por la presencia de un cuerpo extraño como es el cemento, fagocitan el hueso^{46,71}. Este último fenómeno asociado a otros factores es lo que se conoce como enfermedad del cemento⁵¹.

No todas las líneas radiolúcidas en la interfase cemento-hueso deben interpretarse como afloja-

miento, se ha descrito la formación de una neocortical ósea alrededor del cemento como adaptación del fémur al stress después de un RTC cementado, que, en lugar de aflojamiento significa adecuada fijación⁴⁰⁻⁴⁹⁻⁵⁵.

En la interfase metal-cemento, por el contrario, cualquier línea radiolúcida es evidencia definitiva de aflojamiento⁷⁰.

Existen otros factores adversos del cemento óseo que durante o inmediatamente después de su polimerización pasa en pequeñas cantidades al torrente circulatorio en forma de ácido metacrílico, produciendo efectos leves pero observables en las células sanguíneas y en el sistema inmune (inhibe el factor bacteriostático que actúa contra el *Estafilococo Epidermidis*, interfiere con el factor tardío activador del complemento, disminuye la respuesta de los linfocitos en la sangre periférica, etc.)⁷⁸.

Por otra parte se presentan alteraciones cardiopulmonares variables, en parte debidas a la liberación de ácido metacrílico, pero principalmente secundarios a microembolismos por la presurización del cemento dentro del canal⁷⁵. Esto significa que durante la colocación del componente femoral hay dos momentos críticos en los que pueden presentarse alteraciones cardiovasculares (Generalmente hipotensión, taquicardia y pérdida de la saturación arterial de oxígeno), el primero está relacionado con microembolismos grasos que se producen al colocar el cemento a presión dentro del canal o al introducir el tallo dentro del cemento; el segundo sucede entre 5 y 15 minutos después de colocada la prótesis femoral y se debe a la liberación de ácido metacrílico al torrente sanguíneo en el momento de la polimerización del cemento. (El tipo de cemento, la técnica de mezclado, pero sobretudo, la temperatura de la sala de cirugía alteran el tiempo de fraguado del cemento)⁷⁸.

En el aflojamiento del componente acetabular el problema fundamental es biológico y ocurre en respuesta a partículas de polietileno de alta densidad que se producen por el desgaste del componente plástico del acetábulo, este aflojamiento comienza en forma circunferencial en el margen intra-articular del implante y progresa hacia la cúpula. Este proceso se ve alimentado por pequeñas partículas de polietileno que migran por la interfase cemento-hueso y por la reabsorción ósea que ocurre como resultado del intento de las macrófagos por remover estas partículas⁸⁷. Estudios experimentales confirman esta teoría⁴⁸.

Las técnicas modernas de cementado han mejorado notoriamente el porcentaje de aflojamiento del componente femoral, no así del acetabular^{42,65,70}. Estas técnicas en cuanto al fémur se refiere incluyen:

— Taponamiento del canal femoral utilizando un taco de metilmetacrilato⁴².

— Preparación del canal con remoción cuidadosa del hueso esponjoso seguido de irrigación pulsátil; práctica que disminuye además la incidencia de trastornos cardiopulmonares por microembolismos durante el cementado¹².

— Hemostasia del canal utilizando una mecha impregnada en solución con adrenalina^{6,41}.

— Centrifugación del cemento e introducción de éste en forma retrógrada dentro del canal femoral utilizando una pistola para este fin^{11,41}, y

— Presurización del canal femoral antes de insertar la prótesis⁸.

De todas éstas, la centrifugación es el punto que se presta para controversia, mientras algunos autores insisten en su beneficio¹¹, otros lo dudan^{15,81} aduciendo que si bien es cierto que la resistencia a la tensión aumenta, la resistencia a la fatiga no varía significativamente entre centrifugación y mezcla manual del cemento.

No debe dejar de mencionarse que la fijación en la interfase prótesis-cemento también es susceptible de optimización utilizando diseños especiales de prótesis ("precoat") y con técnica depurada⁹⁴.

En el acetábulo, las técnicas modernas de cementado incluyen²⁰:

— Lavado pulsátil.

— Múltiples agujeros de anclaje.

— Anestesia con hipotensión.

— Presurización.

Técnicas que como ya mencionamos no dan el mismo resultado que en el fémur.

Hace unos años, en un intento por mejorar los malos resultados de la fijación con cemento del componente acetabular, se introdujeron con gran entusiasmo las copas de polietileno con base metálica para utilización con cemento. Los resultados iniciales fueron aceptables, pero el seguimiento a largo plazo mostró un alto porcentaje de fallas; su utilización en la actualidad no se recomienda^{43,82}.

3. Componente acetabular No cementado*

En Europa se han utilizado componentes acetabulares no cementados desde hace varios años^{24,54,69}; se trata de copas de polietileno de diferentes diseños que muestran resultados bastante satisfactorios y de las cuales es frecuente aún hoy encontrar publicaciones⁷⁶.

En los Estados Unidos estas copas no han sido utilizadas¹³. Aunque tienen ventajas, tienen tal vez dos problemas grandes: La pobre resistencia a las cargas y la producción de detritus en la interfase copa-hueso; fenómeno que se ha documentado en las copas convencionales cementadas cuando por mala técnica de cementación, el polietileno queda en contacto directo con el hueso¹⁰². Estos detritus de polietileno, se suman a los producidos en la articulación de la cabeza de la prótesis con la copa, produciendo lesión en los tejidos vecinos, especialmente reabsorción ósea^{46,48,71} y aumentando muy seguramente, la posibilidad de aflojamiento del componente acetabular⁸⁷.

Las prótesis con base metálica, para utilizar con cemento, popularizadas por Harris hacia 1971, rápidamente perdieron fundamento^{43,82}, pero sirvieron para mostrar las ventajas de utilizar esta base rígida: aumento de resistencia a las cargas y disminución de la producción de detritus de polietileno en la interfase copa-hueso. Estas copas quizá dieron pautas para el diseño de las copas no cementadas actuales.

Dentro de los diseños modernos de acetábulos no cementados encontramos tres tipos básicos:

- Los de Cromo-Cobalto-Molibdeno,
- los de Titanio-Aluminio-Vanadio y
- los recubiertos de hidroxiapatita.

Los más utilizados hasta el momento, son los dos primeros.

No se ha podido establecer un acuerdo entre los investigadores sobre cuál de los dos es superior. Mientras el Cromo-Cobalto, parece ser superior en cuanto a que produce menor cantidad de detritus^{4,7,53,62,72,77}; el titanio tiene a su favor su módulo de elasticidad, que lo hace más cercano al del hueso, esta "elasticidad", al menos en teoría, le daría a estas copas una mayor duración secundaria a una fijación más estable⁶⁸. Por otra parte, se ha logrado disminuir la cantidad de detritus del titanio, agregándole una cubierta de Nitritos²¹. Otros reportes le restan importancia a estos detritus del titanio⁶⁴.

La hidroxiapatita ha entrado con gran fuerza en la competencia entre los diferentes materiales que se estudian para mejorar la fijación. Lemons⁵⁸ en 1988, resume las ventajas de la hidroxiapatita mencionada ya en estudios anteriores de poca difusión. Entre ellas: la química elemental del Calcio y el Fósforo que la hacen similar al tejido óseo; su forma controlada y predecible de comportamiento en una gran variedad de interacciones biomecánicas; su biocompatibilidad, superior a la de los metales, y la posibilidad de mejorar la transferencia de stress de la prótesis al hueso. Estudios superiores, refuerzan estos conceptos^{29,30,59,79}.

La hidroxiapatita, sin embargo, tiene dos problemas fundamentales: su pobre resistencia a la tensión y la mala fijación en la interfase prótesis(metal)-hidroxiapatita; publicaciones recientes reportan adelantos en la solución del primer problema, no así en la del segundo³⁰.

Recientemente, en estudios comparativos con Titanio, la Hidroxiapatita presenta un mejor comportamiento⁴⁷. Las cerámicas, por su parte, han tenido más problemas que beneficios, y actualmente no son muy recomendadas⁶¹.

Vale la pena mencionar que los buenos resultados clínicos de los implantes porosos no guardan una relación estrecha con los estudios histológicos en relación al crecimiento óseo¹⁹, sin embargo las características actuales de las copas hacen prever un mayor crecimiento óseo.

A pesar de estas diferentes tendencias, existen ciertos conceptos aceptados actualmente y que se pueden aplicar a todos los componentes acetabulares no cementados:

1. Son mejores los acetábulos porosos, que los roscados⁶⁸⁻⁹³. Las copas roscadas muestran un alto porcentaje de aflojamiento y de migración^{28,90}; además, destruyen mayor cantidad de hueso al ser colocadas y dejan grandes dudas de su contacto final con éste⁸⁹.

2. La utilización de tornillos que aumentan la estabilidad de la copa, ha perdido popularidad. Aunque es indudable que mejoran la fijación^{38,97}, también lo es que aumentan el riesgo quirúrgico de

Los mismos autores de este trabajo, realizaron uno de *Vástagos femorales no cementados* (73a). El texto completo se le puede solicitar al Dr. J. Navas.

lesión de estructuras vitales muy cercanas a los sitios de inserción^{52,98}. Por otra parte, van en contra de una de las ventajas de las copas no cementadas — especialmente las de Titanio— y es su “elasticidad” que se ve alterada por la rigidez de los tornillos.

Esto ha hecho que el uso indiscriminado de tornillos se haya limitado, y, que cuando sea necesario utilizarlos, por déficit en la fijación de la copa por sí sola, se recomiende su colocación en la región superior y posterior del acetábulo, y en lo posible fijando dos corticales⁹⁵.

3. Los micromovimientos que se producen en la interfase hueso-prótesis, son benéficos; siempre y cuando no sobrepasen las 150 micras. Micromovimientos por encima de esta cifra crean unión fibrosa, mientras que por debajo de ella, el porcentaje de unión ósea es mayor^{10,91}.

4. El grosor ideal del inserto de polietileno, que se coloca en las copas no cementadas, se logra con diámetros internos por cabezas femorales de números intermedios entre 22 y 32 mm. (28 mm es un buen tamaño).

Las cabezas muy pequeñas producen un aumento en la producción de detritus de polietileno, mientras las grandes aumentan el porcentaje de ruptura de éste^{60,66}.

Recientemente se ha introducido al mercado un tipo de polietileno de alta densidad mejorado (Enduron® DuPont, DePuy, Warsaw Indiana), que parece mostrar ventajas en relación al convencional en cuanto la resistencia, contacto con la copa no cementada y forma de fijación a ésta¹⁰¹.

5. Aunque se descubren cada día métodos radiológicos cada vez más sofisticados para medir la interfase hueso-prótesis y su migración⁵⁷, no deben olvidarse los procedimientos sencillos que, como las radiografías oblicuas de la pelvis, permiten una buena aproximación a un diagnóstico correcto de estabilidad de la copa⁵⁶.

III. MATERIAL Y METODOS

Entre diciembre de 1987 y junio de 1991 fueron practicados 188 reemplazos totales de cadera en el Hospital de San Ignacio. 83 híbridos, 76 no cementados y 29 cementados.

De los 83 reemplazos híbridos, sólo unos pocos tienen un seguimiento mayor a dos años, porque

aunque el primer caso fue operado en febrero de 1988, la mayoría de pacientes corresponden a los años 90 y 91.

No pretendemos mostrar resultados a largo plazo, buscamos compartir nuestra experiencia con esta modalidad de RTC, ya que, al menos hasta donde conocemos, no hay otros reportes en nuestro medio al respecto.

De los 83 pacientes, 59 fueron mujeres y 24 hombres con una edad promedio de 62 años (rango 28-84).

El diagnóstico más frecuente fue el de artritis degenerativa idiopática con cerca del 50%, las fracturas de cuello femoral, la artritis reumatoidea y la artritis degenerativa secundaria a displasia acetabular congénita, fueron las patologías que se encontraron en orden descendente.

Inicialmente no teníamos indicaciones precisas para el RTC híbrido. En la medida que las publicaciones extranjeras con seguimientos de 2 y más años mostraban resultados muy satisfactorios, y con el éxito que apreciábamos en nuestros propios pacientes, establecimos nuestras *indicaciones* que hoy en día son las siguientes:

1. RTC primario en pacientes entre 50 y 80 años.
2. Pacientes menores de 50 años con una mala calidad de hueso en el fémur, que nos hagan pensar que el crecimiento óseo para una prótesis no cementada sería insuficiente.
3. Pacientes mayores de 80 años con expectativa de vida mayor de 10 años o con buena calidad de hueso en el acetábulo.
4. En revisión de RTC cuando no hay antecedente de enfermedad del cemento en pacientes mayores de 60 años.

En la gran mayoría de pacientes menores de 50 años utilizamos prótesis no cementadas y en los mayores de 80 años, prótesis cementadas.

El componente acetabular que utilizamos en los pacientes operados en el 88 y 89 fue en su mayoría, una copa Tri-lock® (DePuy, Warsaw, Indiana), copa de cromocobalto, con el inserto de polietileno incluido, para utilizarse con cabezas de 32 mm. Sin posibilidad de colocar tornillos.

El componente femoral en estos años fue en su mayoría la prótesis PMB® (IQL, España).

En 1990 y en 1991 se utilizaron prótesis de diseños y materiales más modernos, que hacen prever una fijación más duradera.

En el acetábulo, utilizamos casi invariablemente una copa Gemini® (DePuy, Warsaw, Indiana), hecha de una aleación de titanio-aluminio-vanadio. Con posibilidad de colocar inserts intercambiables para cabezas de 22, 28 y 32 mm. Con múltiples agujeros para colocación de tornillos en los casos que lo requieran.

En el último año comenzamos a utilizar las nuevas compas Duraloc® (DePuy, Dupont, Warsaw, Indiana), caracterizadas por un insert de polietileno mejorado (Enduron®, Dupont), más grueso, con mejor contacto entre éste y la copa y con un nuevo sistema de fijación al componente metálico para evitar des-coples en el postoperatorio.

En cuanto al fémur, cambiamos las prótesis bloqueantes de Müller por las prótesis Response® (DePuy, Warsaw, Indiana), prótesis que semejan en todo al diseño de las AML® (Anatomic Medullary Locking, DePuy, Warsaw, Indiana), con excepción de los poros. Son triangulares en la región intertrocan-térica y cilíndricas distalmente. Son de cromo-cobalto, de múltiples tamaños y con cabezas intercambia-bles de 28 y 32 mm de diámetros con longitudes variables.

Del total de 83 RTC híbridos, 62 tienen un com-ponente Gemini® en el acetábulo y 46, un tallo Res-ponse® en el fémur.

En más de 60 RTC se han utilizado cabezas de 28 mm.

En resumen nuestra preferencia actual es ace-tábulo Gemini® o Duraloc®; tallo Response® y cabeza de 28 mm.

La técnica de cementación del componente femo-ral utilizada fue igual en todos los casos. Utilizamos las denominadas "técnicas modernas" de cemen-tado (obturación del fondo del canal medular con un taco de metilmetacrilato, remoción cuidadosa del hueso esponjoso del canal medular con posterior lavado pulsátil, mecha impregnada en una solución de adrenalina, colocación retrógrada del cemento con pistola y presurización del canal). No centrifuga-mos el cemento.

Utilizamos en la mayoría de casos cemento Sim-plex P® o CMW 3®; en algunos pacientes utilizamos Implast®; siempre dos unidades.

La información clínica de nuestros pacientes la obtuvimos en la Clínica de Caderea del Hospital San Ignacio.

Para la evaluación radiográfica del acetábulo, utilizamos la clasificación en tres zonas de DeLee y Charnley²³. Hacemos énfasis en la determinación de líneas radiolúcidas en la interfase hueso-prótesis que aumenten en relación a controles previos y en la posibilidad de migración del componente. Las pro-yecciones oblicuas las utilizamos sólo en aquellos casos en que existen dudas en cuanto a la adecuada fijación⁵⁶.

La evaluación radiológica del fémur la hicimos de acuerdo a la clasificación en 7 zonas de Gruen³².

Utilizamos los criterios de Harris para afloja-miento⁴¹. Clasificándolo como definitivo, probable o posible de acuerdo a éstos.

No es frecuente la osificación heterotópica en nuestro medio, recomendamos la clasificación en cuatro grupos de Brooker⁹ para su determinación.

Es llamativo encontrar la progresión de coloca-ción de prótesis no cementadas a híbridas al revisar nuestra estadística:

En 1987 se realizó el primer RTC no cementado.

En 1988, de 24 RTC, 18 fueron no cementados y 6 híbridos.

En 1989, de 49 RTC, 31 fueron no cementados y 16 Híbridos (2 cementados).

En 1990, se *invirtió* la relación, de 73 RTC, 33 fueron híbridos, y 20 no cementados (20 cemen-tados).

Hasta junio de 1991, el porcentaje de híbridos seguía en aumento, de 41 RTC realizados, 28 eran Híbridos y 7 no cementados (6 cementados).

IV. RESULTADOS

Como es predecible, en un seguimiento tan corto, los resultados son muy satisfactorios.

No hay pacientes con dolor en el postoperatorio.

No hay ningún caso de aflojamiento del componente acetabular o del componente femoral.

No hay pacientes con osificaciones heterotópicas.

No tuvimos parálisis parciales ni completas del ciático.

El 80% de los pacientes pueden caminar 10 cuerdas o más sin ayuda externa.

Más importantes que los buenos resultados (que son la regla en estudios de seguimiento corto) son las complicaciones; las nuestras fueron:

— 6 luxaciones de la prótesis en el postoperatorio. Una de ellas se repitió en dos ocasiones en el primer mes de postoperatorio, permaneciendo estable posteriormente. En ningún caso fue necesario revisar la cirugía. La forma en que manejamos las luxaciones es con movilidad restringida para aducción, flexión, y rotación interna, indicaciones precisas de postura, fortalecimiento intensivo de glúteo medio y continuación del proceso de rehabilitación (marcha) en forma normal. No recomendamos el reposo en cama con tracción cutánea, pues consideramos que la causa de las luxaciones es laxitud de tejidos blandos y labilidad muscular, factores que se corrigen con movilidad y ejercicio y no con reposo.

— 1 Insert de polietileno se rompió en un paciente a los 18 meses de postoperatorio. Se trataba de una copa Gemini®, de 52 mm, con un insert muy delgado por utilizar cabeza de 32 mm. Además el componente acetabular había quedado en un ligero valgo desde un comienzo. Al hacer la revisión, se encontró el componente metálico perfectamente estable, y el polietileno roto en la zona superior, la cabeza (cromo-cobalto) y la copa (titanio), estaban en contacto y se había producido una pigmentación negra (metalosis) de los tejidos vecinos. Se retiró el insert roto, se cambió la cabeza de 32 por 28 mm y se colocó un nuevo insert con 20 grados de inclinación superior, obteniendo un excelente cubrimiento y estabilidad de la cabeza.

— 1 infección profunda, producida por un *Enterobacter Cloacae*, manifestada en la segunda semana de postoperatorio, en una paciente de 70 años de edad. Se manejó con lavado quirúrgico, dejando los componentes y cerrando la herida; repitiendo este procedimiento cuatro días después. Utilizamos antibióticos IV (Aztreonam 2 gm cada 8 horas) a través de un cateter central, manejado ambulatoriamente por

seis semanas. La infección se controló y en el momento la paciente se encuentra asintomática.

— 1 caso de tromboflebitis profunda en la pantorrilla del miembro inferior operado en un paciente de 58 años. Tratada con buen resultado con soporte elástico de miembros inferiores y anticoagulación formal con heparina intrahospitalaria y luego con warfarínicos VO en forma ambulatoria.

V. DISCUSION

Llevamos varias décadas en búsqueda del componente durable ideal para la fijación de las prótesis de RTC¹.

En las décadas del sesenta y del setenta, con la popularización de los reemplazos de cadera por Charnley, se apreció un entusiasmo exagerado por la utilización del cemento óseo. Hasta que comenzaron a publicarse estudios que reportaban malos resultados a largo plazo en los dos componentes^{2,5,17,92,96}. Los malos resultados del RTC en pacientes jóvenes contribuyeron al desprestigio del cemento^{16,18,34,80}.

Se pasó entonces al otro extremo, volcándose el interés a las prótesis no cementadas. Podría considerarse la década del 80 como el ejemplo de esta tendencia^{25,26,27,35,67}.

Los resultados de estos reemplazos son satisfactorios, pero encontramos críticas frecuentes especialmente en relación a los resultados del componente femoral, con estudios que muestran incidencias altas de dolor en la región inguinal y en el muslo (30%) y de cojera (20%) en períodos de 2 años de seguimiento^{14,36,37}.

El componente acetabular no cementado por su parte se ha comportado en excelente forma, con índices de 0% de aflojamiento en 5 años de seguimiento^{28,41,50,88}.

Casi que paralelamente al entusiasmo con las prótesis no cementadas, se comenzaron a encontrar estudios que mostraban que mejorando las técnicas iniciales de cementación, el componente femoral, se comportaba en forma mucho más adecuada, con disminución dramática de los índices de aflojamiento. No sucedía lo mismo con el acetábulo cementado que persistentemente presentaba porcentajes altos de aflojamiento^{42,83,84}. En 1990 se publicó un estudio con un seguimiento largo de 11 años, utilizando estas técnicas de cementado en fémur y acetábulo, que confirman lo anterior (sólo 3% de aflojamiento

del componente femoral, pero un 42% del componente acetabular)⁷⁰.

Otros autores en estudios comparativos demuestran la excelente fijación inicial que se obtiene utilizando cemento en el componente femoral en relación con los tallos no cementados, obviamente con mejores resultados^{88,99}.

Estos hechos han determinado que en esta década del noventa que apenas comienza el péndulo pareciera inclinarse de nuevo hacia el cemento, al menos en cuanto a la fijación del componente femoral se refiere. Estamos de acuerdo con Salvati cuando refiriéndose a este tema asegura que el cemento no es obsoleto⁸⁵.

Las prótesis híbridas son la consecuencia lógica del proceso que hemos analizado, y todo parece indicar que el interés de esta década va a centrarse en ellas^{22,41,45,100}.

Nuestros resultados iniciales son tan alentadores que ya somos otro grupo de partidarios de esta modalidad. Queremos resaltar el proceso que hemos vivido en nuestra institución en relación a las prótesis que utilizamos; pasamos de copas sin orificios para tornillos con inserts fijos de 32 mm a copas con múltiples agujeros que permiten fijación con tornillos en caso de necesidad con inserts intercambiables para cabezas de 22, 28 y 32 mm y con posibilidad de dar inclinación extra en la región posterosuperior del acetábulo. Pasamos igualmente de tallos femorales autobloqueantes, a tallos anatómicos, de cromo-cobalto, aprovechando los adelantos que se lograron en la década pasada en el diseño de prótesis no cementadas. Por último utilizamos casi invariablemente cabezas de 28 mm en lo que estamos de acuerdo con la literatura mundial^{60,66}.

Con base en lo anterior podemos resumir en las siguientes tablas las ventajas y desventajas de cada componente en relación al método de fijación: (Tablas 1 a 4).

Mirando hacia el futuro, dos posibilidades se abren paso, por una parte las prótesis recubiertas de hidroxiapatita, pensando en acetábulos no cementados, muestran resultados iniciales muy satisfactorios^{29,30}; por otro lado y en relación al diseño de prótesis femorales cementadas, la utilización de tallos cubiertos con metilmetacrilato posiblemente despertara gran interés⁴¹.

TABLA 1
COMPONENTE ACETABULAR CEMENTADO

Ventajas	Desventajas
<ol style="list-style-type: none"> 1. Menor costo. 2. Fijación inmediata. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mayor daño de hueso (Esca-rificado más amplio y orifi-cios de anclaje). 2. Posibilidad de producción de detritus en la interfase copa-hueso. 3. Índice alto de aflojamiento a largo plazo. 4. Mayor dificultad en la revi-sión. 5. Poca versatilidad (no tienen inserts intercambiables).

TABLA 2
COMPONENTE ACETABULAR NO CEMENTADO HEMISFERICO

Ventajas	Desventajas
<ol style="list-style-type: none"> 1. Menor destrucción inicial de hueso. 2. No detritus en la interfase copa-hueso. 3. Amplia gama de posibilida-des de cambio de inserts de polietileno. 4. Estabilidad temprana y dura-dera. 5. Muy útiles en revisiones ace-tabulares con injertos óseos. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mayor costo. 2. Fijación temprana y confia-ble pero no inmediata.

TABLA 3
COMPONENTE FEMORAL CEMENTADO

Ventajas	Desventajas
<ol style="list-style-type: none"> 1. Menor costo. 2. Fijación inmediata y dura-dera. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Reacciones adversas del ce-mento.

TABLA 4
COMPONENTE FEMORAL NO CEMENTADO

Ventajas	Desventajas
<ol style="list-style-type: none"> 1. Gran cantidad de tamaños. 2. Útiles en revisiones. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mayor costo. 2. Técnica quirúrgica dispen-diosa. 3. Fijación mediata con sínto-mas molestos mientras se logra.

VI. CONCLUSIONES

Nuestro tiempo de seguimiento es muy corto para que podamos hacer conclusiones definitivas. Nos permitimos con base en nuestros resultados iniciales y en las publicaciones revisadas resaltar lo siguiente:

1. El cemento continúa siendo un buen material de fijación.
2. El componente acetabular y el componente femoral se comportan en forma totalmente diferente.

3. Los diseños de copas acetabulares porosas no cementadas son una excelente alternativa en el momento.
4. El fémur muestra mejores resultados cuando se fija con cemento, con técnicas modernas.
5. La cabeza femoral ideal es una intermedia entre la de 22 y la de 32 mm. La de 28 mm es una buena opción.
6. Los inserts de polietileno "mejorados" optimizan el funcionamiento de la articulación reemplazada.

BIBLIOGRAFIA

1. Amstutz, H.C.: Arthroplasty of the hip: The search for durable component fixation. *Clin. Orthop.* 200: 343. 1985.
2. Amstutz, H.C.; Marklof, K.L.; McNeice, G.M.; and Gruen, T.A.: Loosening of total hip components: cause and prevention. In *The Hip: Proceedings of the fourth open Scientific Meeting of the Hip Society*. P: 102-116. St. Louis, C.V. Mosby. 1976.
3. Baker, A.S.; and Greenham, L.W.: Release of gentamicin from acrylic bone cement, Elution and diffusion studies. *J. Bone Joint Surg.* 70 A: 1551. 1988.
4. Barth, E.; Sullivan, T.; Berg, E.W.: Particle size versus chemical composition of biomaterials as determining in macrophage activation. *Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society*. Pg: 187. Anaheim, California. March, 1991.
5. Beckenbaugh, R.; Ilstrup, D.: Total Hip Arthroplasty: A review of three hundred thirty-three cases with long term follow-up. *J. Bone Joint Surg.* 60 A: 306. 1978.
6. Benjamin, J.B.; Gie, G.A.; Lee, J.C.; Ling, R.S.M.; and Volz, R.G.: Cementing technique and the effects of bleeding. *J. Bone Joint Surg.* 69 B: 620. 1987.
7. Bennet, N.E.; Wang, J.T.; Manning, C.A.; and Goldring, S.R.: Activation of human monocyte/macrophages and fibroblasts by metal particles; release of products with bone resorbing activities. *Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society*. Pg: 188. Anaheim, California. March, 1991.
8. Bourne, R.B.; Oh, I.; and Harris, W.H.: Femoral cement pressurization during total hip arthroplasty: Ther role of different femoral stems with reference to stem size and shape. *Clin. Orthop.* 183: 12. 1984.
9. Brooker, A.; Bowerman, J.; Robinson, R.; and Riley, L.D.: Ectopic ossification following total hip replacement: Incidence and a method of classification. *J. Bone Joint Surg.* 55 A: 1629, 1973.
10. Burke, D.W.; Bragdon, C.R.; O'Connor, D.O.; Jasty, M.; Haire, T.; and Harris, W.H.: Dynamic measurement of interface mechanics *in vivo* and the effect of micromotion on bone ingrowth into a porous surface device under controlled loads *in vivo*. *Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society*. Pg: 103. Anaheim, California. March, 1991.
11. Burke, D.W.; Gates, E.I.; and Harris, W.H.: Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. *J. Bone Joint Surg.* 66 A: 1265. 1984.
12. Byrick, R.J.; Bell, R.S.; Colinkay, J.; Waddell, J.P.; and Mullen, J.B.: High-volume, high-pressure pulsatile lavage during cemented arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 71 A: 1331. 1989.
13. Calandruccio, R.A.: Arthroplasty of the hip. In *Campbell's operative orthopaedics*. Pgs. 1253-1260. Seveth edition. Edited by: Crenshaw, A.H. The C.V. Mosby Company. 1987.
14. Callaghan, J.J.; Dysart, S.H.; and Savory, C.G.: The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 70 A: 337. 1988.
15. Chin, H.C.; Stauffer, R.N.; and Chao, E.Y.S.: the effect of centrifugation on the mechanical properties of the cement. An *in vitro* total hip arthroplasty model. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 363. 1990.
16. Chandler, H.P.; Reineck, F.T.; Wixson, R.L.; and McCarthy, J.C.: Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study. *J. Bone Joint Surg.* 63 A: 1426. 1981.
17. Charnley J. *low friction Arthroplasty of the Hip*. New York, Springer-Verlag, 1979.
18. Collis, D.K.: Cemented total hip replacement in patients who are less than fifty years old. *J. Bone Joint Surg.* 66 A: 353. 1984.

19. Cook, S.D.; Thomas, K.A.; and Haddad, R.J. Jr.: Histologic analysis of retrieved human porous coated total joint components. *Clin. Orthop.* 234: 70. 1988.
20. Cornell, C.N.; and Ranawat, C.S.: The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement. *J. Arthroplasty.* 1: 197. 1986.
21. Crowninshield, R.; Price, H.; Parr, J.; Gilbertson, L.; Lower, J.; and Shetty, R.: Hardness, abrasion resistance and particulate release from metallic implant surfaces. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 91. Anaheim, California. March, 1991.
22. Davey, J.R.; and Harris, W.H.: A preliminary report of the use of a cementless acetabular component with a cemented femoral component. *Clin Orthop.* 245: 150. 1989.
23. DeLee, J.G.; and Charnley, J.: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacements. *Clin. Orthop.* 121: 20. 1976.
24. Endler, Jr. M.; Endler, F.; and Plenk, Jr. H.: Experimental and early clinical experience with an uncemented UHMW polyethylene acetabular prosthesis. In *The cementless fixation of hip endoprostheses*; edited by Morscher, E. Springer-Verlag. 1984.
25. Eng, C.A.; and Boby, J.D.: Results of porous-coated hip replacement using the AML prosthesis. Chapter 33. Pgs: 393-406, In *Non-cemented total hip arthroplasty*. Edited by Fitzgerald, Jr. R. Raven Press Ltd. New York. 1988.
26. Engh, C.A.; Boby, J.D.; and Glassman, A.H.: Porous-coated hip replacements. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J. Bone Joint Surg.* 69 B: 45-55. 1987.
27. Engh, C.A.; Glassman, A.H.; and Suthers, K.E.: The case for porous-coated hip implants. The femoral side. *Clin. Orthop.* 261: 63-81. 1990.
28. Engh, C.A.; Griffin, W.L.; and Marx, C.L.: Cementless acetabular components. *J. Bone Joint Surg.* 72 B: 53. 1990;
29. Geesink, R.G.T.: Hydroxyapatite-coated total hip prostheses. Two-year clinical and roentgenographic results of 100 cases. *Clin. Orthop.* 261: 39-58. 1990.
30. Geesink, R.G.T.; de Groot, K.; and Klein, C.P.A.: Bonding of bone to apatite-coated implants. *J. Bone Joint Surg.* 70 B: 17-22. 1988.
31. Goldring, S.R.; Schiller, A.L.; Roelke, M.; Rourke, C.M.; O'Neill, D.A.; and Harris, W.A.: The synovial like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. *J. Bone Joint Surg.* 65 A: 575. 1983.
32. Gruen, T.A.; McNeice, G.M.; and Amstutz, H.C.: "Modes of failure" of cemented stemtype femoral component. A radiographic analysis of loosening. *Clin. Orthop.* 141: 17. 1979.
33. Gruninger, R.P.; Tsukayama, D.T.; and Wicklund, B.: Antibiotic impregnated PMMA beds in bone prosthetic joint infections. In *Orthopaedic Infection*; edited by Gustillo, R.B. et al. pgs: 66-74. W.B. Saunders Company. 1989.
34. Gustillo, R.B.; Mendoza, R.M.; and Burnham, W.H.: Long term results of total hip arthroplasty in a younger age group: comparative analysis with young resurfacing arthroplasty patients. *Orthopedics.* 6: 60. 1983.
35. Haddad, R.J.; Cook, S.D.; and Thomas, K.A.: Biological fixation of porous-coated implants. (Current Concepts Review) *J. Bone Joint Surg.* 69 A: 1559-1466. 1987.
36. Haddad, R.J.; Cook, S.D.; and Brinker, M.R.: A comparison of three varieties of noncemented porous coated hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 72 B: 2, 1990.
37. Haddad, R.J.; Skalley, T.C.; Cook, S.D.; Brinker, M.R.; Chermie, J.; Meyer, R.; and Missry, J.: Clinical and roentgenographic evaluation of noncemented Anatomic Medullary Locking (AML) and Porous-Coated Anatomic (PCA) total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 258: 176. 1990.
38. Hadjari, M.H.; Hollis, J.M.; and Nelson, C. L.: A biomechanical study of initial acetabular cup fixation: The effect of screw displacement and screw tightness, and correlatio with bone density. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 271. Anaheim, California. March, 1991.
39. Harris, W.H.: A new lateral approach to the hip joint. *J. Bone Joint Surg.* 49 A: 891. 1967.
40. Harris, W.H.: Stress adaptation of the femur following cemented total hip arthroplasty. Nineteenth Open Scientific Meeting of the Hip Society. Anaheim, California, March. 1991.
41. Harris, W.H.; and Malony, W.J.: Hybrid total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 249: 21. 1989.
42. Harris, W.H. and McGann, W.A.: Loosening of the femoral component after use of the medullary plug cementing technique. *J. Bone Joint Surg.* 64 A: 1063. 1982.
43. Harris, W.H.; and Penenberg, B.L.: Further follow-up on socket fixation using a metal-backed acetabular component for total hip replacement. A minimum ten-year follow-up study. *J. Bone Joint Surg.* 69 A: 1140. 1987.
44. Harris, W.H.; Schiller, A.L.; Scholler, J.M.; Freiberg, R.A.; and Scott, R.: Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 58 A: 612. 1976.
45. Harris, W.H.; and Sledge, C.B.: Total hip and total knee replacement. *N. Engl. J. Med.* 323(11): 725. 1990.
46. Herman, J.H.; Sowder, W.G.; Anderson, D.; Appel, A.; and Hopson, C.N.: Polymethylmethacrylate-induced release of bone-resorbing factor. *J. Bone Joint Surg.* 71 A: 1530. 1989.

47. Hoffman, A.A.; Bachus, K.N.; Bloebaum, R.D.; and Merrell, M.: Quantitative comparison of bone ingrowth, mineral content, and mineral apposition rates of human cancellous bone into porous coated titanium and hydroxyapatite coated cylinders. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 36. Anaheim, California. March. 1991.
48. Howie, D.W.; Vernon-Roberts, B.; Oakesholt, R.; and Manthey, B.: A rat model of resorption of bone at the cement-bone interface in the presence of polyethylene wear particles. *J. Bone Joint Surg.* 70 A: 257. 1988.
49. Jasty, M.; Maloney, W.J.; Bragdon, C.R.; Haire, T.; and Harris, W.H.: Histomorphological studies of the long-term skeletal responses to well fixed cemented femoral components. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 1220. 1990.
50. Jasty, M.; Sumner, R.; Galante, J.O.; Bragdon, C.R.; Cargill, E.A.; and Harris, W.H.: Bone ingrowth into porous-surfaced Harris/Galante prosthesis acetabular components retrieved from human patients. Presented at the 55th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. Atlanta, Feb. 6-11. 1988.
51. Jones, L.C.; and Hungerford, D.S.: Cement disease. *Clin. Orthop.* 225: 192. 1987.
52. Keating, E.M.; Ritter, M.A.; and Faris, P.M.: Structures at risk from medially placed acetabular screws. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 509-511. 1990.
53. Kim, K.J.; Greis, P.; Wilson, S.C.; D'Antonio, J.A.; McClain, E.J.; and Rubash, H.E.: Histological and biomechanical comparison membranes from titanium, cobalt-chromium and non-polyethylene hip prostheses. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 191. Anaheim, California. March, 1991.
54. Knahr, K.; Salzer, M.; and Frank, P.: Experience with uncemented polyethylene acetabular prostheses. Pgs: 205-210. In *The cementless fixation of hip endoprostheses*; edited by Morscher, E. Springer-Verlag. 1984.
55. Kwong, L.M.; Jasty, M.; Mulroy, R.D.; Maloney, W.S.; and Harris, W.H.: "Radiolucencies" in cemented femoral total hip replacements: A correlation of radiographic and histological findings at autopsy. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 222. Anaheim, California. March. 1991.
56. Kwong, L.M.; Sedlacek, R.C.; Jasty, M.; and Harris, W.H.: Correlation between radiographic assesment of acetabular component stsbility and micromotion in auyopsy retrieved cemented THR. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 247. Anaheim, California. March, 1991.
57. Lawrence, J.M.; Farless, C.M.; and Schwartz, A.: Acetabular micromotion as measured by laser holographic interferometry. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 247. Anaheim, California. March, 1991.
58. Lemons, J.E.: Hydroxyapatite coatings. *Clin. Orthop.* 235: 220-223. 1988.
59. Lemons, J.E.: Bioceramics. Is there a difference? *Clin. Orthop.* 261: 153-157. 1990.
60. Livermore, J.; Ilstrup, D.; and Morrey, B.: Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 518-528, 1990.
61. Mahoney, O.M.; and Dimon III, J.H.: Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 663-671. 1990.
62. Maloney, W.J.; Castro, F.; Schurman, D.J.; and Smith, R.L.: Orthopaedic implant metallic debris: effects on fibroblasts and cartilage cells. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 190. Anaheim, California. March, 1991.
63. McCutchen, J.M.; Collier, D.E.; and Mayor, M.B.: Osseointegration of titanium implants in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 261: 114-125. 1990.
64. McKellop, H.A.; Sarmiento, A.; Schwinn, C.P.; and Ebramzadeh, E.: In vivo wear of titanium-alloy hip prostheses. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 512-517. 1990.
65. Miller, J.; and Johnson, J.A.: Advances in cementing techniques in total hip arthroplasty. In *the art of total hip arthroplasty*. Chapter 19. Pgs: 277-291. Edited by: Sulwell, W.T. Grune and Stratton Inc. 1987.
66. Morrey, B.; and Ilstrup, D.: Size of the femoral head and acetabular revision in total hip replacement arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 71 A: 50-55. 1989.
67. Mosrscher, E., ed: *The cementless fixation of hip endoprostheses*. Springer-Verlag. 1984.
68. Morscher, E.: Current status of acetabular fixation in total hip replacement. Nineteenth Open Scientific Meeting of the Hip Society. Anaheim, California. March, 1991.
69. Morscher, E.; and Dick, W.: Cementless fixation of a polyethylene acetabular component. Pgs: 200-204. In *The cementless fixation of hip endoprostheses*; edited by Morscher, E. Springer-Verlag. 1984.
70. Mulroy, R.D.; and Harris, W.H.: The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 72 B: 757. 1990.
71. Murray, D.W.; and Rushton, N.: Macrophages stimulate bone resorption when they phagocytose particles. *J. Bone Joint Surg.* 72 B: 988. 1990.
72. Nasser, S.; Campbell, P.A.; Kilgus, D.; Kossovsky, N.; and Amstutz, H.C.: Cementless total joint arthroplasty prostheses with titanium-alloy articular surfaces. A human retrieval surfaces. *Clin. Orthop.* 261: 171-185. 1990.

73. Navas, J. y Llinás, A.: Nuevos enfoques en la cirugía de remoción del cemento acrílico. *Rev. Col. Ort. Tra.* Vol. II (3): 35. 1988.
- 73a. Navas, J.; Cadena, E.; Zayed, G. y González, J.C.: Experiencia con vástagos femorales no cementados tipo AML. Trabajo de Ingreso a la SCCOT presentado en el XXXVI Congreso Nacional. Paipa, Octubre de 1991.
74. Nunn, D.: The ring uncemented polyethylene cup in the abnormal acetabulum. *J. Bone and Joint Surg.* 69 B: 756-760. 1987.
75. Orsini, E.C.; Byrick, R.J.; Mullen, J.B.M.; Colinkay, J.; and Waddell, J.P.: Cardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. The role of intramedullary pressure. *J. Bone Joint Surg.* 69 A: 822. 1987.
76. Patterson, M.: Ring uncemented hip replacements. The results of revision. *J. Bone and Joint Surg.* 69 B: 374-380. 1987.
77. Peters, P.C.; Engh, C.A.; and Merrit, K.: Evaluation of serum and urine cobalt, chromium and nickel levels, eight years postimplantation of extensively porous coated, cementless, cobalt-chrome total hip fixation implants. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 224. Anaheim, California. March, 1991.
78. Petty, W. Fixation methods (Chapter 4). In *Total Joint Replacement*. Edited by William Petty. Pg: 61-74. W.B. Saunders Company. 1991.
79. Portigliatti Barbos, M.: Bone ingrowth into madreporic prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 70 B: 85-88. 1988.
80. Ranawat, C.S.; Atkinson, R.E.; Salvati, E.A.; and Wilson, P.D. Jr.: Conventional total hip arthroplasty for degenerative joint disease in patients between the ages of forty and sixty years. *J. Bone Joint Surg.* 66 A: 745. 1984.
81. Rimnac, C.M.; Wright, T.M.; and McGill, D.L.: The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cement. *J. Bone Joint Surg.* 68 A: 281. 1986.
82. Ritter, M.A.; Keating, E.M.; Faris, P.M.; and Brugo, G.: Metal-backed acetabular cups in total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 673. 1990.
83. Roberts, D.W.; Poss, R. and Kelley, K.: Radiographic comparison of cementing techniques in total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 1:241. 1986.
84. Russotti, G.M.; Convetry, M.B.; and Stauffer, R.N.: Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques: a five-year minimum follow-up study. *Clin. Orthop.* 235: 141. 1988.
85. Salvati, E.A.: Long-term results of cemented joint replacement: Is the cement obsolete? (Ed.) *Orthop. Clin. of N. Am.* July 1988.
86. Sarmiento, A.; Embramzadeh, E.; Gogan, W.J.; and McKellop, H.A.: Total hip replacement with cement: A long term radiographic analysis on patients who are older than fifty and younger than fifty years. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 1470. 1990.
87. Schmalzried, T.P.: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip replacement: Analysis of specimens retrieved at autopsy. Nineteenth Open Scientific Meeting of the Hip Society. Anaheim, California. March, 1991.
88. Schreurs, B.W.; Huiskes, R.; and Slooff, T.J.: The initial stability of cemented and non-cemented stems, fixated with a bone grafting technique. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 217. Anaheim, California. March, 1991.
89. Schwartz, J.T.; Engh, C.A.; Forte, M.R.; Kukita, Y.; Arias, M.; and Gualtieri, G.: Evaluation of initial surface apposition in porous coated acetabular components. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 243. Anaheim, California. March, 1991.
90. Snorrasson, F.; and Karrholm, J.: Primary migration of fully-threaded acetabular prostheses. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *J. Bone Joint Surg.* 72 B: 647. 1990.
91. Soballe, K.; Hansen, E.S.; and Rasmussen, C: Hydroxyapatite implant coating modifies membrane formation during unstable mechanical conditions. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 35. Anaheim, California. March, 1991.
92. Stauffer, R.N.: Ten year follow-up study of total hip replacement: with particular reference to roentgenographic loosening of the components. *J. Bone Joint Surg.* 64 A: 983. 1982.
93. Stiehl, J.N.; and Skrade, D.A.: Mechanical stability of porous coated acetabular components in total hip arthroplasty. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 244. Anaheim, California. March, 1991.
94. Stone, M.H.; Wilkinson, R.; and Stother, I.G.: Some factors affecting the strenght of the cement-metal interface. *J. Bone Joint Surg.* 71 B: 217. 1989.
95. Stranne, S.K.; Kirkpatrick, J.S.; Elder, S.H.; Glisson, R.R.; Seaber, A.V.; and Callaghan, J.J.: Screw augmented acetabular component fixation: Anatomic and mechanical considerations. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 245. Anaheim, California. March, 1991.
96. Sutherland, C.J.; Wild, H.H.; Borden, L.S.; and Marks, K.E.: A ten year follow-up of one hundred consecutive Muller curved stem total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 64A: 970. 1982.
97. Takedani, H.; Whiteside, L.A.; White, S.E.; and Otani, T.: The effect of screws and pegs on cementless acetabular fixation. Transactions of the 37th Annual

- Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 523. Anaheim, California. March, 1991.
98. Wasielewski, R.C.; Cooperstein, L.A.; Kruger, M.P.; and Rubash, H.E.: Acetabular anatomy of the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 72 A: 501-508. 1990.
99. Welch, R.B.; McGann, W.A.; and Rasmussen, C.: Femoral stem fixation. The case for cement. *Clin. Orthop.* 261: 134. 1990.
100. Wixson, R.L.; Stulberg, D.; and Mehlhoff, M.: Total hip replacement with cemented, uncemented and hybrid prosthesis. A comparison of clinical and radiological results at two to four years. *J. Bone Joint Surg.* 73 A: 257-270. 1991.
101. Wright, T.M.; Gunsallus, C.M.; Rimnac, C.M.; Bartel, D.L.; and Klein, R.W.: Design considerations for an acetabular component made from an enhanced form of ultrahigh molecular weight polyethylene. Transactions of the 37th Annual Meeting. Orthopaedic Research Society. Pg: 248. Anaheim, California. March, 1991.
102. Wroblewski, D.M.; Lynch, M.; Atkinson, J.R.; Dowson, D.; and Isaac, G.H.: External wear of the polyethylene socket in cemented total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 69 B: 61-63. 1987.