

Modernas técnicas de cementación en reemplazo total de cadera. Estudio experimental

Dr. Rafael Saravia P.*
Dr. Gonzalo Rebéiz Z.**

"Se postula que una excelente fijación mecánica, resultado de una buena técnica de cementación, es responsable de la ausencia de capas gruesas de tejido fibroso colagenizado, entre el cemento y el hueso".

Sir Jhon Charnley

INTRODUCCION

En cirugía ortopédica, no obstante la gran experiencia con el uso de cemento óseo (Polimetilmetacrilato) en cirugía reconstructiva de cadera, se ha promulgado la justificación de colocar prótesis no cementadas con base en supuestos malos resultados a largo plazo por el aflojamiento de los componentes, la osteolisis por falla del cemento y la dificultad en la cirugía de revisión de las artroplastias cementadas. Sin embargo, ninguna técnica ha demostrado ser igual o superior que el cemento tanto a corto como largo plazo en artroplastia total de cadera.

En los últimos años se han hecho avances significativos en las artroplastias cementadas de cadera, que mejoran la calidad de fijación de los componentes y se reflejan en mejores resultados a más largo plazo. Entre ellos, las nuevas técnicas de cementación son de especial interés.

Considerando la técnica de cementación como el factor determinante de una microintegración perfecta entre el cemento y el hueso, que aumenta la sobrevivencia a largo plazo de las artroplastias cementadas y disminuye la incidencia de revisiones por aflojamiento mecánico de los componentes, se muestra en el presente trabajo, con base en un modelo experimental, la justificación para utilizar estas nuevas técnicas de cementación.

MARCO TEORICO

1. El polimetilmetacrilato

El cemento tiene hoy en día una importante función en la fijación, particularmente del componente femoral, de las artroplastias totales de cadera.

El polimetilmetacrilato, se caracteriza por ser un material duro, que se interpone entre el hueso y la prótesis con el objeto, entre otras cosas, de disminuir las altas concentraciones de stress que se presentan en la interfase: en la medida que la diferencia entre la elasticidad (deformación que ocurre bajo carga) del hueso y del metal es grande, las fuerzas de carga producen diferente deformación en los dos materiales lo cual resulta en movimiento relativo. El módulo de elasticidad del metilmetacrilato es intermedio entre el hueso y el cemento lo cual determina un cambio gradual y lentamente progresivo del metal al hueso.

El cemento además, actuando como llenador de espacio entre la prótesis y el hueso, aumenta la fijación, especialmente en hueso esponjoso aumentando el área de contacto y disminuyendo el stress por unidad de área en la interface ósea.

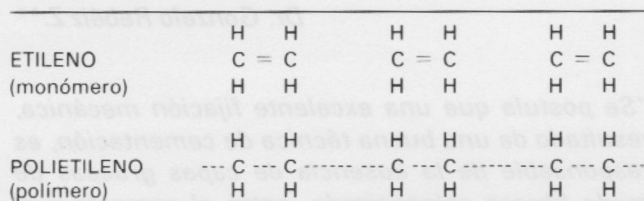
* Colegio Mayor de Nuestra Señora del Rosario, Facultad de Medicina, Ortopedia.

** Hospital San José.

Químicamente, el polimetilmetacrilato es una resina de baja densidad que puede ser manipulada y moldeada; sin embargo no tiene propiedades adhesivas. No es un pegante.

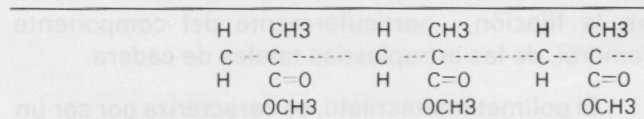
El metilmetacrilato, pertenece al grupo de los polímeros "etilénicos". El etileno es un compuesto simple existente en forma gaseosa o líquida. Bajo ciertas condiciones de temperatura y presión, y en presencia de catalizadores, el monómero se une a sí mismo formando el polímero. (Figura 1).

FIGURA 1



Si además se reemplazan dos hidrógenos de cada etileno por un grupo metilo y un grupo éster se obtiene el polímero de metilmetacrilato o polimetilmetacrilato. (Figura 2).

FIGURA 2



El monómero de metilmetacrilato es un líquido claro, transparente, que se polimeriza por acción del calor, luz o reacciones químicas que generen partículas de alta energía denominadas "radicales libres". Una forma de obtener "radicales libres" es con la reacción entre un peróxido orgánico (peróxido de benzoilo, un polvo) y una amina terciaria líquida.

En la forma como se presenta al cirujano, el polvo es metilmetacrilato polimerizado y granulado con un peróxido (peróxido de benzoil). El líquido es monómero de metilmetacrilato con una amina terciaria (NN-dimetil-p-toluideno) y estabilizadores como el ácido ascórbico y la hidroquinona que impiden una polimerización prematura cuando el líquido se expone a la luz o al calor.

El polvo y el líquido se mezclan de tal modo que la concentración de radicales libres, generados por la

reacción entre el peróxido y la amina terciaria, es suficiente para iniciar el proceso de polimerización, la cual se evidencia por el aumento de la temperatura y el endurecimiento de la masa.

La polimerización es una reacción exotérmica. Esto explica la sensibilidad de los cementos óseos al calor. Cuando se encuentran expuestos a temperatura elevada, disminuye el tiempo de mezcla, manipulación y fraguado.

En la actualidad se encuentran disponibles en el mercado tres tipos básicos de cemento óseo:

1. Cemento original o corriente.
2. Cemento de fraguado rápido.
3. Cemento de baja viscosidad.

Es importante conocer las recomendaciones técnicas de uso para cada tipo de cemento,

1. Cemento Original:

Aplicación: Digital

Tiempo de mezclado: 1.5 minutos (90 segundos)

Tiempo de fraguado: 8-9 minutos.

2. Cemento de fraguado rápido:

Aplicación: Digital

Tiempo de mezclado: 3/4 minuto (45 segundos)

Tiempo de fraguado: 4.5-5 minutos.

3. Cemento de baja viscosidad:

Aplicación: Con pistola o digital

Tiempo de mezclado: 3/4 minuto (45 segundos)

Tiempo de fraguado: 8.5-9.5 minutos.

2. Resultados a largo plazo de prótesis cementadas

Reconociendo los excelentes resultados a corto plazo, tanto clínica como radiológicamente, de las artroplastias totales de cadera cementadas, son los resultados a largo plazo, definidos por la presencia o no de aflojamiento de los componentes, los que merecen ser revisados.

Charnley y Cupic, en 1973, fueron los primeros en estudiar 10 años de seguimiento de 106 artroplastias de baja fricción de la cadera, encontrando solamente un 2% (2 caderas) con aflojamiento mecánico del componente acetabular.

Posteriormente, es el mismo Sir Jhon Charnley quien estudia en 1977, 396 caderas operadas, de las cuales 77 tenían seguimiento entre 12 y 15 años (promedio 13.2 años), encontrando 6 casos (7.8%) considerados como fracasos clínicos por aflojamiento

del cemento, de los cuales 4 fueron componentes acetabulares, 1 componente femoral y 1 paciente que no fue apto para revisión.

Wroblewski, en 1986, evaluó 32 caderas del grupo de Charnley con seguimiento entre 15 y 21 años encontrando un aflojamiento radiológico del 29% femoral y 22.5% acetabular, con alivio del dolor en el 96.5% de los pacientes.

En el Hospital for Special Surgery (New York), los doctores Salvati y Ranawat en 1988 encuentran un 91% de sobrevida a 15 años. El 50% de los pacientes con promedio de edad de 60 años al momento de la cirugía, habían fallecido, y de los pacientes disponibles para evaluación clínica, el 87.5% presentaban resultados clínicos buenos o excelentes. Concluyen que "la gran mayoría de pacientes mayores con artroplastia cementada de cadera nunca requieren revisión". La sobrevida a 15 años por aflojamiento mecánico fue del 98% para la copa acetabular y del 93% para el fallo femoral.

Fowler, reportó un 5.5% de aflojamiento aséptico en 426 artroplastias con el diseño Exeter en un seguimiento de 13.4 años, y no encontró diferencias clínicas entre la revisión a 5-10 años y la de 11-16 años en los pacientes evaluados.

Amstutz, de la Universidad de California, encontró a 10 años, una incidencia de revisión por aflojamiento aséptico del 2% para el componente acetabular y del 1.8% para el componente femoral, y sobrevida, global en pacientes mayores de 65 años de 90.8% a 12 años.

Kavanagh, reportó la sobrevida de 166 artroplastias tipo Charnley con seguimiento mínimo de 15 años encontrando 80% de pacientes sin dolor y una incidencia de falla del 12.7%. Igualmente evaluó 109 pacientes con seguimiento a 20 años, encontrando sobrevida basada en incidencia de revisión del 84%, con satisfacción del paciente en un 95%.

Otros estudios recientes, y de diferentes centros experimentados, evidencian globalmente, en pacientes mayores de 60 años, una incidencia de revisión menor del 10% a 10 años, sobrevidas mayores de 90% a 10 años y mayor de 80% a 15 años (Tablas 1 y 2).

A pesar de los buenos resultados clínicos de estos estudios, los resultados radiológicos muestran a 15 años de seguimiento, aflojamiento acetabular y femoral (definido por cambio de posición del compo-

nente o radiolucidez circunferencial del cemento de 2 mm de espesor) en aproximadamente la mitad de los pacientes. (Tabla 3).

TABLA 1
INCIDENCIA DE REVISIÓN POR AFLOJAMIENTO MECANICO

Autor	Seguimiento	Revisión por aflojamiento
McCoy	15.3 años	2.5% (1 de 40)
McCoy	10.2 años	3 % (3 de 100)
Wroblewski	16.6 años	6 % (27 de 426)
Older	10-12 años	2 % (3 de 153)
Dall	12 años	4 % (4 de 98)
Eftekhar	5-15 años	1.6% (11 de 696)

TABLA 2
SOBREVIDA A LARGO PLAZO DE PROTESIS CEMENTADAS

Autor	Año	Caderas	Revisión	10 años	15 años
Amstutz	1988	699	Copa/aséptica	98%	87%
			Tallo/aséptico	98.2%	85%
McCoy	1988	100	Copa/aséptica	98%	98%
			Tallo/aséptico	95%	93%
Kavanagh	1989	333	Cualquier	93%	90.8%
			Revisión	92.4	89%
Hozack	1990	1041	Copa	94.5%	
Ranawat	1990	152	Tallo	91%	
			Cualquier	97.5%	83%
			Revisión		

TABLA 3
ARTROPLASTIAS CEMENTADAS DE CADERA
SEGUIMIENTO MINIMO 15 AÑOS

	Kavanagh	McCoy	Welch	Wroblewski
Aflojam. femoral	38%		9%	
Subsidence femoral	30%	40%		29%
Aflojam. acetabul.	14%	15%	18%	33%
Migración acetabul.	9%	6%		23%
Revisión	12.7%		16%	
Sobrevida	68%	91%		

Los resultados obtenidos en pacientes jóvenes son menos alentadores.

En pacientes menores de 40 años, en el estudio de Amstutz, la predicción de fallas se determinó en

30% a 10 años y 51.2% a 12 años con tallo femoral trapezoidal. En artroplastias tipo Charnley, en pacientes menores de 55 años, se estimó una incidencia de fallas del 10.6% y del 41.2% a 5 y 10 años respectivamente.

Chandler encontró un 57% de aflojamiento actual o potencial en 33 artroplastias totales cementadas de pacientes menores de 30 años a 5 años de seguimiento, con incidencia de revisión del 21%.

Dorr, revisó 108 artroplastias en pacientes menores de 45 años, encontrando un 45% de fallas inminentes y 19% de revisiones a los 4.5 años de seguimiento.

En pacientes menores de 50 años, Collis (1991) encontró que a los 15 años el 20% de los tallos femorales habían sido revisados y otro 8% tenían aflojamiento radiológico.

Ranawat y Cornell, (1985) en pacientes menores de 55 años, encontraron, que la sobrevida disminuye al 70% a los 13 años, debido principalmente a aflojamiento acetabular.

Joshi, más recientemente, (AAOS, Washington 1992), evalúa 216 artroplastias en pacientes menores de 40 años, con seguimiento promedio de 16 años (mínimo: 10 años). Calculó una sobrevida a 20 años del 78% al 94% de los pacientes sin dolor. Un 20% de los componentes femorales presentaban "subsidence", y un 8% de los componentes acetabulares presentaban aflojamiento o migración.

Aflojamiento aséptico en prótesis cementadas

El aflojamiento aséptico de las prótesis cementadas a largo plazo, es la principal causa de fallas y cirugías de revisión. Este aflojamiento aséptico aparece por la interrelación de los siguientes factores:

1. Alteraciones en la interfase cemento-prótesis.
2. Alteraciones en la interfase cemento-hueso.
3. Fractura por fatiga del cemento óseo.

Los esfuerzos tendientes a controlar estos factores han llevado al diseño de nuevos tallos femorales con diferentes aleaciones de biomateriales, el estudio del desgaste en las copas acetabulares, un mejor entendimiento del comportamiento biológico de la interfase cemento-hueso y el desarrollo de técnicas modernas de cementación, con el objeto de disminuir la posibilidad de aflojamiento a largo plazo de las prótesis cementadas.

Diseño del tallo femoral

El reconocer que un alto stress en el cemento óseo es el responsable de un número importante de las fallas del cemento, ha determinado la aparición de nuevos diseños de tallos femorales. En muchos casos, el cemento soporta una gran cantidad de stress por estar asociado a un tallo femoral pobremente diseñado. Actualmente se considera que el tallo femoral debe ser ancho, sin bordes agudos, con superficies anterior y posterior planas y superficie medial roma, de tal modo que llene la cavidad medular dejando una capa de cemento de 3-6 mm de espesor, disminuya el stress a fuerzas de compresión y tensión y proporcione estabilidad torsional. Debe reproducir la geometría de la cadera con respecto a la longitud de la extremidad, offset y momento de abducción. La cabeza femoral debe ser de cerámica o de cromocobalto para disminuir el desgaste del polietileno de la copa acetabular.

Los estudios que encuentran ventajas en la utilización de tallos femorales con collar, sugieren que el collar restaura la resistencia del fémur proximal, al estar apoyado sobre el calcar para transmitirle carga, aumenta la estabilidad al micromovimiento del tallo durante la marcha, y reduce el stress en el cemento. Además se encuentran estudios a largo plazo con buenos resultados del 98% a 11 años en artroplastias primarias usando tallos cementados, del 80% a 12 años en cirugías de revisión y del 98% a 12 años en pacientes menores de 50 años.

También, considerando que el aflojamiento de los componentes femorales cementados comienza en la interfase cemento-metal, los esfuerzos realizados en mejorar esta interfase han introducido los tallos femorales precubiertos de metilmetacrilato. El precubierto de una superficie rugosa en el tallo femoral, aumenta tanto la resistencia a fuerzas tensiles como a fuerzas cizallantes logrando una óptima combinación para la creación de la interfase cemento-metal.

El uso de tallos femorales con collar y precubiertos de metilmetacrilato, es sin embargo un tema controvertido y es así como autores como Ling de Inglaterra sugieren que el collar no permite una adecuada presurización en el aspecto medial y proximal de la prótesis y no es necesario para lograr una transmisión satisfactoria de la carga de la cabeza de la prótesis al fémur proximal y por el contrario junto con los tallos precubiertos de metilmetacrilato impiden un adecuado ajuste entre la prótesis y el cemento.

Las nuevas aleaciones de biomateriales en los tallos femorales tienen dos objetivos:

—Lograr la rigidez o flexibilidad apropiada del implante para que transmita una carga al hueso que evite su reabsorción, sin que represente un aumento importante del stress al cemento que favorezca el aflojamiento.

—Disminuir la liberación de detritos metálicos provenientes del tallo femoral.

En general dos tipos de aleaciones se encuentran actualmente disponibles: las aleaciones de titanio-vanadio y las de cromo-cobalto.

El uso de tallos femorales de titanio, de mayor flexibilidad, pretenden disminuir el stress shielding y la resorción ósea proximal; sin embargo aumentan el stress en la capa de cemento, lo cual parece determinar mayor incidencia de aflojamiento con menor resorción del calcar e hipertrofia distal.

Los altos niveles de detritos metálicos liberados a los tejidos, (mayores en aleaciones de titanio-aluminio-vanadio que con aleaciones de cromo-cobalto-níquel), además de tener efectos metabólicos, inmunogénicos y oncogénicos, aumentan la respuesta histiocítica, la necrosis y producen un efecto tóxico en el metabolismo óseo local que contribuye al aflojamiento temprano. El vanadio por ejemplo, altera los fibroblastos sinoviales humanos y junto con el titanio afecta la formación y crecimiento de hidroxiapatita.

Copas acetabulares y el desgaste del polietileno

En cuanto al componente acetabular, se prefiere el fabricado con polietileno de alto peso molecular, sin cubierta de metal y con por lo menos 8 mm de espesor. Wroblewski, en 1992, encuentra, con la utilización de los componentes acetabulares aletados, aumento de la sobrevida de 90% a 15-25 años a 97% de 10-17 años.

El aflojamiento de las artroplastias totales de cadera a largo plazo, se relaciona también con el desgaste del polietileno de alta densidad de las copas acetabulares.

Charnley y Cupic estimaron en 1.2 mm el desgaste del polietileno después de 10 años de uso y Wroblewski la determinó en 0.096-0.19 mm/año (0.017-0.52).

El desgaste es dependiente de la actividad y es más alto en pacientes jóvenes, sin tener relación con

el peso corporal. Se correlaciona directamente con el tamaño de la cabeza femoral. Cabezas de 32 mm tienen el mayor desgaste volumétrico y cabezas de 22 mm el mayor desgaste lineal, por lo cual se recomienda actualmente el uso de cabezas femorales intermedias (26 ó 28 mm).

El desgaste del polietileno profundiza la cabeza del componente femoral dentro de la copa acetabular produciendo cambios que afectan los arcos de movilidad por el pinzamiento entre el margen de la copa y el cuello protésico, que aumenta el stress en la interfase hueso-cemento, así como la fricción, el torque friccional, la deformación del plástico.

Interfase hueso-cemento

La interfase hueso-cemento estable mecánicamente, se caracteriza por la presencia de hueso viable con osteoblastos activos, sin presencia de tejido fibroso, con una capa delgada de proteoglicanos, depósitos de calcio en el colágeno, y formación de hidroxiapatita. En el tallo femoral, el hueso se encuentra en contacto íntimo con la capa de cemento sin evidencia de membranas fibrosas activas. La remodelación ósea alrededor de un tallo femoral cementado fijo, forma una neocorteza que envuelve el componente protésico dando una fijación estable sin reacción biológica adversa por el cemento aún después de 20 años de funcionamiento adecuado in vivo.

Las características histológicas de la interfase cemento-hueso en la artroplastia con aflojamiento se caracteriza por una capa de tejido conectivo fibroso, rico en macrófagos y células gigantes caracterizadas por la presencia intracelular de detritos plásticos, acrílicos, y metálicos provenientes de las superficies articulares y de la interfase prótesis-cemento. La proliferación de estas células contribuye a la resorción ósea mediada por prostaglandinas, colagenasa y enzimas lisosómicas y crea una masa ocupando espacio que lleva finalmente a la falla en la fijación.

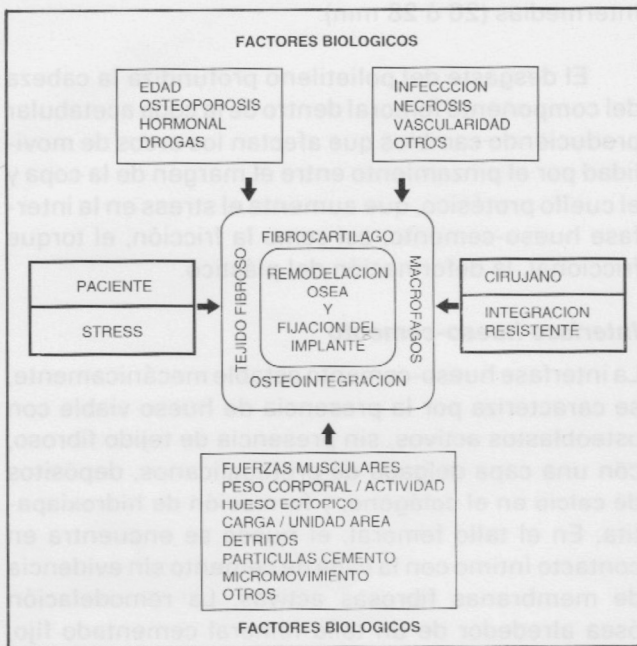
Son así, las partículas por desgaste del polimetilmetacrilato, del polietileno y los detritos metálicos, descritas anteriormente, sustancias que juegan un papel importante en el aflojamiento de la interfase cemento-hueso.

Técnicas de cementación

Además de considerar la porosidad del polimetilmetacrilato como el factor determinante de la resistencia intrínseca del cemento a la fractura por fatiga, se debe estudiar la falla en la fijación acrílica al hueso

LA VIDA DEL IMPLANTE ES AFECTADA POR MÚLTIPLES FACTORES (BIOLÓGICOS Y MECÁNICOS).

LA RESISTENCIA ORIGINAL DE LA MICROINTEGRACIÓN PRODUCIDA POR EL CIRUJANO ES AFECTADA POR EL STRESS CONTINUO APLICADO A LA INTERFASE POR EL PACIENTE



como una causa importante del aflojamiento mecánico en las prótesis cementadas.

La interfase cemento-hueso tradicional, producida por la aplicación del cemento en estado pastoso, está sujeta a micromovimiento que lleva a resorción ósea en la interfase con pérdida del contacto hueso-cemento. Se logra una interfase superior, caracterizada por microintegración si se logra la penetración del cemento entre los intersticios o irregularidades endóxicas.

La penetración del cemento acrílico en una superficie porosa depende del diámetro de los intersticios en los que debe penetrar el cemento, la presión de aplicación y la viscosidad del cemento, determinando tres factores esenciales para la producción de una interfase segura con microintegración perfecta.

1. Superficies óseas e intersticios limpios.
2. Cemento de baja viscosidad.
3. Presurización del cemento en el hueso.

Porosidad del polimetilmetacrilato

Los intentos de mejorar la resistencia mecánica del cemento se han concentrado en disminuir la porosidad del polimetilmetacrilato, la cual contribuye a la falla bajo cargas repetitivas, ya que disminuye el área

de corte transversal aumentando la concentración de stress.

La disminución de la porosidad se ha logrado por dos métodos: la centrifugación y la mezcla al vacío los cuales dan una mayor fuerza y resistencia a la fatiga del material entre el implante y el hueso. El mezclado convencional del cemento produce una porosidad del 5-16% mientras que la mezcla al vacío o la centrifugación dan una porosidad entre el 0.1 y el 3.4% lo cual produce un incremento en la resistencia tensil del 24%, en la resistencia a la fractura del 54% y en la vida media de fatiga del 136%.

Sin embargo hay varios aspectos de estos estudios que permanece en controversia y autores como Eftekhar de New York, considera que la falla del cemento a largo plazo es por fatiga y que existen otros factores más importantes que la resistencia del cemento en sí misma, como la calidad de la microintegración inicial entre el cemento y el hueso, el stress en la interfase cemento-prótesis y cemento/hueso y los aspectos técnicos de la aplicación del cemento para lograr una interfase adecuada. De igual modo, estudios como los de Rimmac y Chin, han encontrado que la centrifugación no tiene efecto significativo en la resistencia a la fractura cuando se prueba con cargas cíclicas, no encontrando justificación para el uso de la centrifugación.

Cemento de baja viscosidad

El uso de cemento de baja viscosidad, es otro factor para lograr una mejor fijación del implante, mediante la microintegración entre el cemento acrílico y el hueso.

El cemento, una vez mezclado es arenoso, para posteriormente tornarse cremoso. En los siguientes 6-12 minutos, hay un aumento progresivo en la viscosidad hasta que se establece su dureza.

La viscosidad del cemento original en su estado pastoso, cuando puede ser manipulado con la mano enguantada es de 400 N sec/M². La experiencia clínica y de laboratorio indica que en este nivel de viscosidad, del cemento tiene poca intrusión, y penetra en los intersticios óseos solamente con presiones de aplicación muy altos.

El cemento de baja viscosidad se ha diseñado para tener unas características de intrusión óptimas entre los 3.5-5.5 minutos con viscosidad menor de 100 N sec/M². La polimerización ocurre luego muy rápidamente, y el cemento se endurece a los 8-10 minutos.

Al comparar la resistencia a fuerzas cizallantes, la aplicación a presión de cemento de baja viscosidad produce una interfase 4 veces más fuerte que la obtenida con cemento pastoso aplicado digitalmente.

La aplicación del cemento de baja viscosidad, requiere de técnicas especiales. No puede ser manejado con la mano enguantada.

Presurización del cemento

Se ha demostrado ampliamente (Oh, Harris), que con el objeto de lograr una adecuada micointegración hueso-cemento es esencial una buena presurización en el proceso de cementación. Con la presurización, el cemento se puede introducir más profundamente en el hueso trabecular.

El factor fundamental en lograr la presurización es el uso de un tapón retractor endomedular femoral distal, 2-3 cms distales a la punta del tallo, que aumenta la presión en el cemento cuando el componente femoral es insertado, disminuye los defectos de llenado, limita la cementación al extremo femoral proximal evitando su diseminación por todo el canal medular y disminuye la posibilidad de embolia grasa o medular.

Los estudios experimentales evidencian que un tapón óseo o mejor aún de cemento es preferible a uno de silastic.

El cemento debe introducirse en forma retrógrada con el objeto de eliminar las laminaciones, inclusiones sanguíneas aéreas o de grasa y defectos del llenado que disminuyen la resistencia de la capa de cemento.

Técnica moderna de cementación

Los principios inicialmente establecidos por Charnley son la base de las técnicas de cementación: una vez preparado el canal medular, es lavado, limpiado y taponado con una compresa seca. Además se deben taponar los lados y la parte posterior del extremo proximal del fémur para evitar la mezcla del cemento con sangre. El cemento es insertado en el fémur en un estado cremoso, y se aplica digitalmente presurizando la cavidad medular con los dos pulgares como si fueran pistones. Luego el implante es colocado e idealmente debe necesitar ser martillado en su posición final para lograr un adecuado ajuste a presión.

Aunque se han propuesto varias alternativas para mejorar la integración entre el cemento y el hueso, la mayoría de cirujanos coinciden en conside-

rar que la solución óptima para el aflojamiento es mejorar la técnica convencional de cementación.

El concepto es obtener una mejor fijación mediante una mejor intrusión del cemento entre el hueso esponjoso, lo cual se consigue colocando el cemento en las áreas deseadas y aumentando la presión de intrusión.

Las modificaciones a la técnica original de Charnley han definido las técnicas modernas de cementación en los siguientes pasos sucesivos que aumentan la durabilidad del componente femoral cementado en los reemplazos totales de cadera:

1. Lavado pulsátil, cepillado y limpieza del canal medular del fémur y el acetábulo, en la preparación para a inserción del cemento, y hemostasia con adrenalina, agua oxigenada o anestesia hipotensiva, para lograr una mejor interdigitación y contacto del cemento con los espacios esponjosos abiertos y limpios del hueso.
2. Uso de un tapón retractor del cemento endomedular femoral distal (plástico, hueso y/o cemento).
3. Uso de cemento de baja viscosidad (los autores aconsejan el empleo mínimo de dos dosis —40 gr/dosis— en el canal femoral).
4. Centrifugado o mezclado al vacío para disminuir la porosidad y lograr una mezcla homogénea.
5. Distribución del cemento, con una pistola que permita la inserción uniforme y retrógrada.
6. Presurización digital o instrumentada del cemento para aumentar la penetración en las trabeculas del hueso esponjoso.

Los estudios demuestran que con el uso de estas técnicas modernas de cementación se aumenta la presión en el canal endomedular, mejora el contacto del metilmetacrilato con el hueso y la integridad de la capa de cemento. También se ha demostrado que la resistencia de la interfase cemento-hueso a fuerzas cizallantes aumenta.

Resultados con nuevas técnicas de cementación

Con estas nuevas técnicas de cementación, instituidas desde 1970, se han logrado aún mejores resultados a largo plazo que con las técnicas convencionales:

—Harris, inicialmente evidenció que la evidencia de aflojamiento radiológico en el componente femoral se redujo a 1.7% en un grupo de 117 artroplastias en las cuales usó el tapón, la pistola de cemento, y un diseño moderno de tallo en cromo-cobalto en un seguimiento de 5 años, en contraste con una incidencia de 24% y 19.5% usando técnicas convencionales. Igualmente, muestra 3% de fallas en el componente femoral con un seguimiento mínimo de 10 años; y estudios a 12 años de seguimiento en 44 pacientes menores de 50 años con sobrevida del 100% del tallo femoral.

—Weber, reportó una incidencia de falla sintomática del 5%, 7-11 años postoperatorio en 108 artroplastias totales usando la presurización del cemento.

—En el Brigham and Women's Hospital de Boston, Poss y Sledge encontraron en un seguimiento de 4 años un 24% de falla radiológica de la fijación con técnicas convencionales de cementación contra un 0% en pacientes en quienes usaron tapón y pistola de cemento.

—En la clínica Mayo, Russotti evaluó un grupo de 251 caderas cementadas, con seguimiento promedio de 6 años, evidenciando aflojamiento radiológico femoral del 1.7%.

—Wroblewski, en el Meeting de la A.A.O.S. de 1992, presentó la evaluación de pacientes menores de 50 años, en quienes ha mejorado la sobrevida de 93% (seguimiento entre 18-25 años) con cementación convencional a 99.1% (seguimiento 8-13 años) con las nuevas técnicas de cementación.

—Ranawat reporta en 65 pacientes de bajo riesgo de aflojamiento (mayores de 65 años, peso bajo y actividad disminuida) un 99% de sobrevida a 10 años, y en pacientes de alto riesgo de aflojamiento, mayor de 95% a 8 años.

OBJETIVOS E HIPOTESIS

El cemento tiene hoy en día una importante función en la fijación de las prótesis de cadera, particularmente del componente femoral y es la técnica de cementación la que determina una perfecta microintegración entre el cemento y el hueso que aumente la sobrevida a largo plazo de las artroplastias cementadas y disminuya la incidencia de revisión por aflojamiento de los componentes.

La perfección de esta microintegración hueso-cemento, depende en gran medida de la técnica

quirúrgica y el cirujano, quien debe utilizar los elementos necesarios (elección del cemento adecuado, mezcla homogénea, tapón restrictor endomedular, pistola de cemento, presurización, etc.) para mejorar la buena fijación y lograr una sobrevida más prolongada.

La observación de diferentes técnicas de cementación en artroplastias de cadera en los diferentes hospitales del programa, ha motivado la elaboración de este trabajo con los siguientes propósitos:

1. Revisar la literatura y definir en qué consisten y cuál es el propósito de las nuevas técnicas de cementación en artroplastias totales de cadera.
2. Con base en un modelo experimental determinar la justificación de las nuevas técnicas de cementación como medio de lograr una mejor integración hueso-cemento.
3. Estandarizar una técnica de cementación efectiva, sencilla, práctica, y aplicable en nuestro medio.
4. Promover y divulgar el uso de las nuevas técnicas de cementación.

Se establece la siguiente hipótesis:

“En un modelo experimental, se logra una mejor distribución del cemento y una mayor microintegración de la interfase cemento-hueso, usando las técnicas modernas de cementación propuestas en la literatura”.

MATERIAL Y METODOS

Para lograr los objetivos propuestos se diseñó el siguiente estudio experimental:

Utilizando huesos sintéticos hechos en material plástico del tipo del poliuretano, con base en un modelo de fémur anatómico, se dividieron cuatro grupos para realizar en ellos cuatro tipos diferentes de cementación (Tabla 4):

Grupo I: Incluye 5 cementaciones utilizando tapón femoral distal, distribución del cemento con pistola de cementado y dos dosis de cemento de baja viscosidad.

La utilización de la pistola y cemento de baja viscosidad, (Grupos I y III) se realizó en la forma recomendada: una vez mezclado el cemento durante 45 segundos, se traspasa al cartucho de la pistola y se deja reposar hasta completar 2 minutos (desde el

inicio de la mezcla). Se introduce en forma retrógrada en el hueso, se realiza una presurización final digital y se introduce la prótesis la cual se mantiene en posición hasta que el cemento se ha endurecido.

Grupo II: Incluye 5 cementaciones utilizando tapón femoral distal, jeringas desechables en la introducción del cemento, y una dosis de cemento corriente.

Se utilizó una jeringa de 10 cc y una de 20 cc las cuales previamente fueron recortadas en la punta en forma de boca de pescado para facilitar su introducción entre el canal medular. Una vez mezclado el cemento durante 1.5 minutos, se dejó reposar hasta obtener una consistencia pastosa apta para la manipulación se introdujo el cemento en las jeringas, y se cementó el canal medular primero con la jeringa de 5 cc y luego la de 10 cc para obtener una mejor distribución retrógrada del cemento. Se realizó una presurización final digital y se colocó la prótesis la cual se mantiene en posición hasta obtener el endurecimiento final.

Grupo III: Incluye 2 cementaciones utilizando el tapón femoral distal, pistola de cementado y una dosis de cemento de baja viscosidad.

Grupo IV: Incluye 2 cementaciones en las cuales no se usó el tapón endomedular distal, cementado en forma digital y una dosis de cemento corriente.

TABLA 4
DISTRIBUCION POR GRUPOS

Grupo	Nº	Tapón	Distribución	Cemento	Dosis
I	5	Si	Pistola	Baja viscosidad	2
II	5	Si	Jeringas	Corriente	1
III	5	Si	Pistola	Baja viscosidad	1
IV	2	No	Digital	Corriente	1

Se obtuvieron las mitades proximales de los huesos sintéticos, y en ellas, se rimaron y prepararon las cavidades medulares hasta lograr un canal adecuado para la colocación de una prótesis de Charnley standard, la cual se usó en todas las pruebas, excepto en las cementaciones del grupo IV en las que se usaron prótesis de Muller. Se usaron los mismos reamers y raspas en la elaboración de todos los canales.

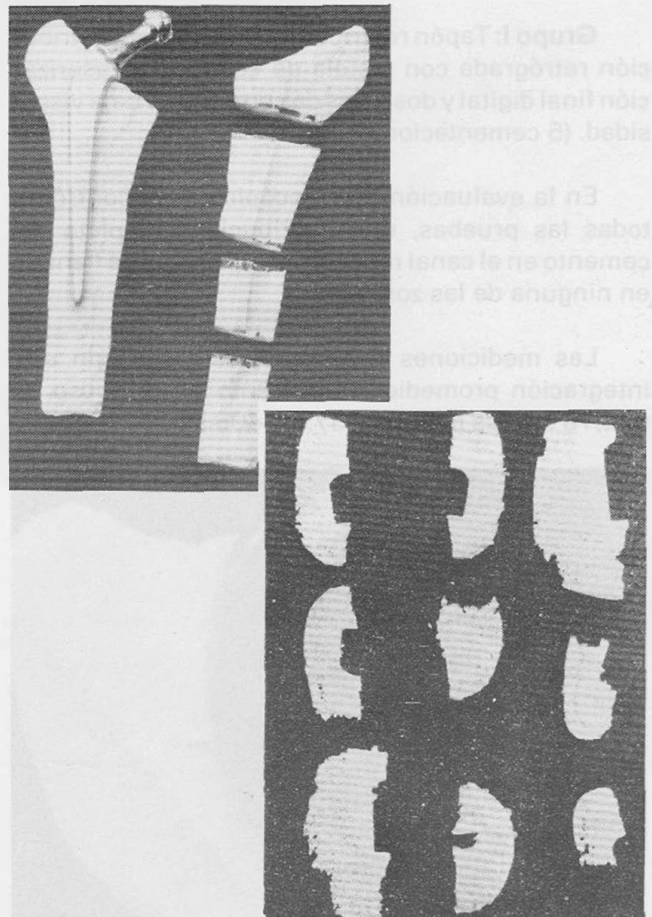
Se respetó el fondo del canal medular a 2 cms distales a la punta de la prótesis en aquellos huesos

que requerían tapón endomedular distal. En aquellas cementaciones sin tapón, se rimó completamente la cavidad endomedular hasta obtener un canal continuo en toda la longitud del hueso.

El componente en polvo del cemento (Polimetilmetacrilato) era cuidadosamente medido en balanza de alta precisión para obtener dosis iguales de 40 gramos cada una. De igual modo el componente líquido se medía en dosis de 20 cc cada una.

La mezcla del cemento fue estandarizada; en todas se utilizó un mezclador eléctrico controlando el tiempo de mezcla y amasado para cada tipo de cemento.

Una vez realizadas las cementaciones, los huesos se dividieron con una sierra de yesos en dos mitades, una anterior y otra posterior; se retiró la prótesis femoral y se evaluó la distribución del cemento y la presencia o no de defectos en el llenamiento de la cavidad localizándolos de acuerdo a las zonas de aflojamiento descritas en la literatura.



Cortes transversales tercio proximal, medio y distal, para estudio microscópico.

A cada mitad femoral, se le realizaron cortes transversales de aproximadamente 2 mm de espesor, en el tercio proximal, medio y distal de la prótesis los cuales fueron examinados al microscopio de luz para evaluar la integración entre el cemento y el hueso.

En el departamento de patología del Hospital San José de Santafé de Bogotá, utilizando un microscopio de luz con un aumento 4x, se midió la integración entre el cemento y el hueso. Se realizaron un promedio de 3 mediciones en cada corte transversal de cada hueso para obtener alrededor de 10 mediciones para cada cementación. Es de anotar que el examinador al microscopio (médico especialista en patología), no conoció la técnica de cementación utilizada en cada caso para dar mayor confiabilidad al estudio.

Los datos fueron recolectados y analizados para obtener los resultados.

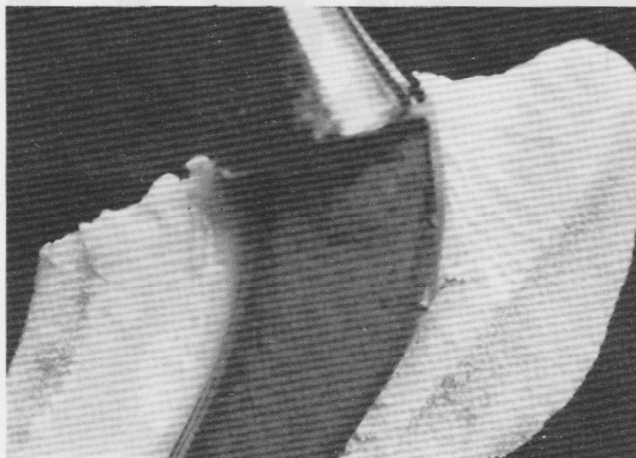
RESULTADOS

Se obtuvieron los siguientes resultados (Tabla 5):

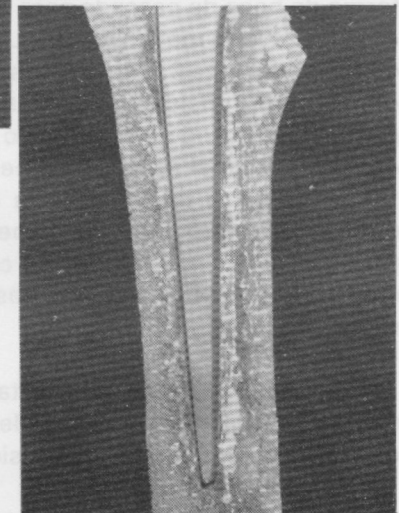
Grupo I: Tapón restrictor endomedular, distribución retrógrada con pistola de cemento, presurización final digital y dos dosis de cemento de baja viscosidad. (5 cementaciones).

En la evaluación macroscópica se encontró en todas las pruebas, una distribución completa del cemento en el canal medular, sin defectos de llenado en ninguna de las zonas.

Las mediciones microscópicas mostraron una integración promedio del cemento en el hueso de 692,18 micras (rango 1137.85-405.5).



Integración perfecta interfase cemento-hueso.



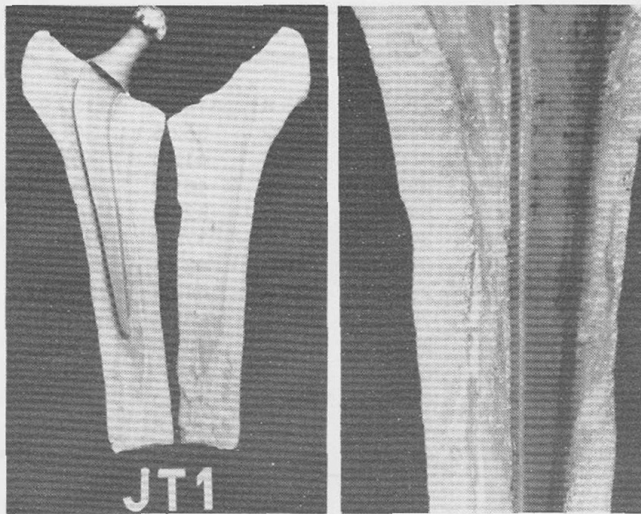
Grupo I: Cementación con tapón distal, distribución con pistola dos dosis de cemento, P, T-2. Distribución uniforme llenamiento completo.

Grupo II: Tapón restrictor endomedular distal, distribución retrógrada con dos jeringas desechables, presurización final digital y una dosis de cemento corriente. (5 cementaciones).

En la evaluación macroscópica se encontró en cuatro de las cinco cementaciones una distribución completa del cemento en el canal medular, sin defectos de llenado en ninguna de las zonas.

Sólo en una de las cementaciones se encontró un defecto de llenamiento en todo el borde medial del canal medular correspondiente a las zonas 1, 2 y 3 de aflojamiento.

Las mediciones microscópicas mostraron una integración promedio del cemento en el hueso de 512.97 micras (rango 678.21-347.14 micras).

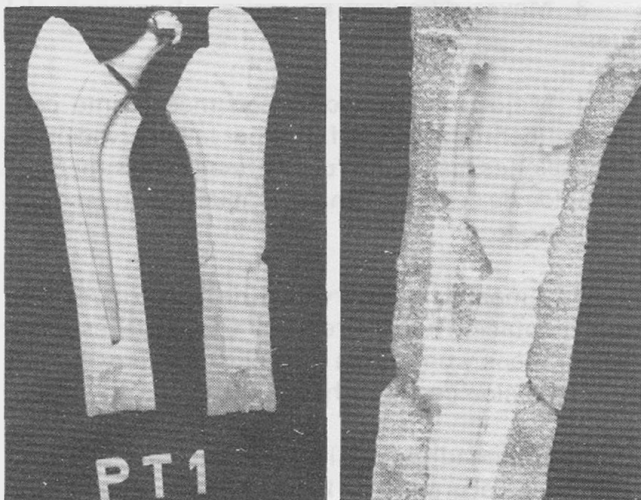


Grupo II: Cementación con tapón endomedular, jeringas desechables, 1 dosis de cemento (JT1).
Distribución homogénea 4/5 sin defectos de llenamiento.

Grupo III: Tapón restrictor endomedular distal, distribución retrógrada con pistola de cemento, presurización final digital y una dosis de cemento de baja viscosidad. (2 cementaciones).

En la valoración macroscópica de este grupo, se encontró en las dos cementaciones defectos en la distribución del cemento en el canal medular localizadas en la zona 6 en una prótesis y en la zona 7 en la otra. En las dos cementaciones hubo falta importante de llenamiento en la zona del calcar o zona 1 de aflojamiento.

Las mediciones microscópicas mostraron un promedio de integración hueso-cemento de 332.35 micras (rango: 363.21-301.5 micras).



Grupo III: Cementaciones con tapón endomedular distribución con pistola una dosis cemento baja viscosidad (P.T.I.).
Grandes defectos de llenamiento.

Grupo IV: No se utilizó el tapón restrictor endomedular distal, distribución y presurización digital y una dosis de cemento corriente. (2 cementaciones).

La evaluación macroscópica mostró un defecto uniforme en el llenamiento del canal medular en las zonas 3, 4, 6 y 7 de aflojamiento.

El promedio de integración hueso-cemento, medida al microscopio fue de 417.85 micras (rango: 382.15-453.55 micras).



Grupo IV: Cementaciones sin tapón endomedular, distribución digital, una dosis cemento D-1.
Grandes defectos de llenamiento.

TABLA 5
RESULTADOS

Grupo	Defectos llenado	Zonas	Integración microscópica
I	NO	NO	692.18 μ
II	1/5	1-2-3	512.97 μ
III	2/2	1-6-7	332.35 μ
IV	2/2	3-4-6-7	417.85 μ

Nº	MEDICIONES MICROSCOPICAS DE CADA CEMENTACION (micras)										PROMEDIO
1	1575.0	1125.0	1462.5	855.0	675.0	1237.5	1035.0	1083.0	1175.8	1154.9	1137.9
2	225.0	450.0	270.0	337.5	450.0	157.5	180.0	112.5	270.0	562.5	301.5
3	337.5	675.0	337.5	450.0	292.5	180.0	720.0	450.0	215.0	417.5	407.5
4	337.5	495.0	697.5	405.0	405.0	450.0	562.5	495.0	500.0	461.9	480.9
5	270.0	337.5	450.0	202.5	675.0	630.0	450.0	562.5	567.0	327.4	447.2
6	337.5	405.0	450.0	270.0	225.0	450.0	292.5	309.0	357.3	375.0	347.1
7	495.0	675.0	450.0	405.0	337.5	377.0	137.5	325.6	140.2	437.4	378.0
8	337.5	495.0	675.0	112.5	382.5	360.0	180.0	282.8	393.4	413.4	363.2
9	720.0	270.0	945.0	855.0	787.5	540.0	630.0	795.0	572.0	667.6	678.2
10	900.0	450.0	675.0	630.0	337.5	662.5	855.0	225.0	530.0	628.8	589.4
11	1125.0	967.5	337.5	787.5	562.5	675.0	703.5	613.8	458.7	694.0	692.5
12	430.0	720.8	890.8	804.0	527.0	904.7	674.0	852.5	1138.0	480.0	742.2
13	350.2	640.8	450.0	549.9	487.3	389.7	669.8	569.4	513.8	408.8	503.0
14	156.3	608.4	527.4	333.8	492.8	690.6	486.2	460.8	492.8	327.3	457.6

Promedio Grupo I: 692.2
 Promedio Grupo II: 513.0
 Promedio Grupo III: 332.4
 Promedio Grupo IV: 417.8

Grupo I: Nº 1, 3, 4, 11, 12
 Grupo II: Nº 5, 6, 9, 10, 13
 Grupo III: Nº 2, 8
 Grupo IV: Nº 7, 14

DISCUSION

La mayoría de resultados clínicos a corto plazo de artroplastias totales de cadera han sido exitosos. Muchos problemas surgen a medida que la vida de los implantes se extiende a la segunda o tercera década. En el afán de disminuir el aflojamiento a largo plazo, las técnicas modernas de cementación como una forma de mejorar la interfase cemento-hueso son materia de especial interés en la actualidad.

Harris, Oh, Miller y Ling, popularizaron el concepto de mejorar la interfase cemento hueso presurizando el cemento de baja viscosidad, con lo cual se mejora la interdigitación inmediata del cemento en el hueso esponjoso y reduce la incidencia de aflojamiento.

Los diferentes estudios que demuestran la efectividad de las nuevas técnicas de cementación, hacen referencia a mayor sobrevida y disminución del aflojamiento clínico y radiológico.

Muchos otros, analizan la eficacia de la disminución de la porosidad en mejorar la fijación y la resistencia del cemento. Chao, realiza pruebas de carga mecánica, en un modelo de prótesis-cemento-poliuretano (similar al usado en el presente estudio), demostrando menor porosidad y mayor resistencia a la fractura en cemento centrifugado sin diferencia significativa en la resistencia a la fatiga (AAOS, Washington 1992).

De los estudios que han analizado la intrusión cemento-hueso con estas nuevas técnicas de cementación, el estudio de Oh y Harris, compara in-vitro dos grupos de cementaciones, con tapón y sin tapón, encontrando que la colocación del tapón determina:

1. Aumento de la presión durante la inserción del cemento y de la prótesis.
2. Limitación de la extensión distal del cemento, con ausencia de defectos de llenado de acuerdo a valoración radiológica.
3. Mayor dificultad en retirar el cemento del hueso.
4. Mejor interdigitación con más íntimo contacto cemento-hueso, definida por la observación de proyecciones más numerosas y finas en la superficie del molde de cemento, una vez disuelto el hueso con ácido nítrico.

Sin embargo la observación de la distribución de la cementación es indirecta a través de estudios radiográficos y no realiza mediciones microscópicas de la intrusión cemento-hueso.

Los resultados obtenidos en el estudio, demuestran que en el grupo I, se logró la mejor intrusión del cemento en el hueso, sin defectos de llenamiento y una adecuada distribución. Es así como podemos recomendar esta técnica de cementación, colocando

el tapón endomedular femoral distal, utilizando la pistola de cementado y dos dosis de cemento de baja viscosidad, en la realización de las artroplastias cementadas de cadera.

El grupo II, mostró una distribución adecuada sin defectos de llenamiento en el 80% de las pruebas, con una intrusión del cemento en el hueso satisfactoria. En circunstancias en las que no sea posible disponer de la pistola de cementado o del cemento de baja viscosidad, recomendamos usar esta técnica de dos jeringas desechables y una dosis de cemento corriente.

Las cementaciones del Grupo III, pretendían justificar el uso de una sola dosis de cemento de baja viscosidad. Se demostró una mala distribución, llenamiento e intrusión del cemento en el hueso.

La cementación manual o digital tradicional de Charnley, (grupo IV), tampoco puede recomendarse a pesar de mostrar mejores resultados que las cementaciones del grupo III.

Se concluye que el estudio realizado demuestra, en un modelo prótesis-cemento-poliuretano, que con el uso de técnicas modernas de cementación, se logra:

1. Mejor intrusión del cemento en el hueso demostrada microscópicamente.

2. Mejor distribución del cemento en el canal medular, sin defectos de llenamiento.

Es indispensable aplicar todos y cada uno de los principios modernos de cementación para lograr el efecto deseado. Es así como la utilización de una sola dosis de baja viscosidad (Grupo III), determinó los peores resultados a pesar de ser la única diferencia con relación al Grupo I, con los mejores resultados.

No es objetivo del estudio evaluar otros factores que igualmente determinan una adecuada técnica de cementación como el lavado y la limpieza del canal medular, los diseños de las prótesis, la liberación de detritos, la porosidad del cemento, etcétera, importantes igualmente para mejorar la sobrevida a largo plazo de las prótesis cementadas.

CONCLUSIONES

1. Las artroplastias totales de cadera cementadas, han demostrado, resultados funcionales y sobrevida no igualadas por ningún otro tipo de artroplastia.

2. El aflojamiento de los componentes en los reemplazos articulares es multifactorial. La calidad de la fijación inicial es el factor más importantes que determina el resultado a corto y largo plazo.

3. La generación de detritos debido al desgaste de las superficies articulares inducen la resorción ósea progresiva que altera la fijación de los componentes.

4. Las modernas técnicas de cementación producen una mayor interdigitación del cemento en el hueso, mejorando la fijación de los componentes que determina una menor incidencia de aflojamiento clínico y radiológico a largo plazo.

5. Este estudio experimental, demuestra microscópicamente mayor interdigitación del cemento en el hueso, mejor distribución y llenamiento del canal cuando se siguen los principios de las técnicas modernas de cementación.

6. La técnica moderna de cementación se caracteriza por la aplicación de los siguientes principios:

A. *Rimado adecuado* del canal medular sin remoción excesiva del hueso esponjoso requerido para la interdigitación del cemento.

B. *Tapón endomedular* colocado distalmente a 2 cms de la punta de la prótesis femoral.

C. *Limpieza del canal medular*, mediante lavado pulsátil, cepillado, secado y hemostasia con peróxido de hidrógeno al 10%, que amplíe las porosidades óseas, y elimine sangre y grasa.

D. *Cemento de baja viscosidad*, en cantidad suficiente para llenar el canal medular adecuadamente. (2 dosis).

E. *Distribución retrógrada del cemento* de distal a proximal con pistola.

F. *Presurización proximal* digital o con el instrumento adecuado.

G. *Introducción de la prótesis*, cuando haya una adecuada viscosidad del cemento evitando la extrusión del cemento a nivel del calcar.

7. Se debe complementar el presente estudio con la evaluación de los resultados a largo plazo de las artroplastias totales de cadera en nuestras instituciones en dos grupos comparativos de acuerdo con la técnica de cementación.

BIBLIOGRAFIA

1. Amstutz, H.C., Yao, J., Dorey, F.J., Nugent, J.P.: Survival Analysis of T-28 Hip Arthroplasty with Clinical Implications. *Orth. Clin of North. Am.* Vol. 19 N° 3, 1988.
2. Amstutz, H.C., Campbell, P., Kossovsky, N., Clarke, C. Mechanism and Clinical Significance of Wear Debris Induced Osteolysis. *Clin. Orthop.* 276: 7, 1992.
3. Bannister, G.: Mechanical Failure in the Femoral Component in Total Hip Replacement. *Orth. Clin of North. Am.* Vol. 19 N° 3, 1988.
4. Barrack, R.L., Mulroy, R.D., Harris, W.H.: Improved Cementing Techniques and Femoral Component Loosening in Young Patients with Hip Arthroplasty. A 12 Year Radiographic Review. *J. Bone and Joint Surg* 74B: 385, 1992.
5. Bullough, P.G., Dicarolo, E.F., Hansraj, K.K., Neves, M.C.: Pathologic Studies of Total Joint Replacement. *Orth. Clin of North Am.* Vol. 19 N° 3, 1988.
6. Callaghan, J.J. Total Hip Arthroplasty. Clinical Perspective. *Clin. Orthop.* 276: 33, 1992.
7. Chao, E.Y.S., Chin, H.C., Stauffer, R.N.: Effect of Centrifugation on Cement Porosity and Mechanical Strength in a Simulated Total Hip Replacement Model. AAOS 59th Annual Meeting, The Hip Society. Washington, D.C., February 1992.
8. Charnley, J.: *Artroplastia de Baja Fricción en la cadera.* Salvat Editores, Barcelona, España, 1981.
9. Davies, J.P.: Intraoperative Cement Intrusion Pressures During Total Hip Arthroplasty. AAOS 59th Annual Meeting, Washington, D.C., February 1992.
10. Dorr, L.D.: Current Techniques for Fixation of Total Hip Replacement from the Editor. *TIO* 3, September 1991.
11. Eftekhar, N.S., Nercessian, O.: Incidence and Mechanism of Failure of Cemented Acetabular Component in Total Hip Arthroplasty. *Orth Clin of North Am* Vol. 19 N° 3, 1988.
12. Eftekhar, N.: Do We Need to Vacuum or Centrifuge Cement? No, if the Cement is Properly Used. AAOS 59th Annual Meeting, The Hip Society. Washington, D.C., February 1992.
13. Fowler, J.L., Gie, G.A., Lee, A.J.C., Ling, R.S.M. Experience with the Exeter Total Hip Replacement Since 1970. *Orth. Clin of North. Am* Vol. 19 N° 3, 1985.
14. Harris, W.H., Davies, J.P.: Modern Use of Modern Cement for Total Hip Replacement. *Orth. Clin of North Am* Vol. 19 N° 19 N° 3, 1988.
15. Harris, W.H.: Do We Need a Collar and Precoat? Definitely Yes. AAOS 59th Annual Meeting, The Hip Society. Washington, D.C., February 1992.
16. Harris, W.H., Barrack, R.L., Mulroy, R.D.: Effect of Improved Cementing Techniques of Femoral Component Loosening in Total Hip Replacements in Patients 50 years of Age or Less. AAOS 59th Annual Meeting, Washington, D.C., February 1992.
17. Harris, W.H., Davies, J.P.: Why Cement is Weak and How It Can Be Strengthened. AAOS Instr. Course. Lect. XL: 141, 1991.
27. Lombardy, A.V., Mallory, T.H., Vaughn, B.K.: Performance of Cemented Femoral Components as a Function of Their Metallic Composition. AAOS 59th Annual Meeting, Washington, D.C., February 1992.
28. McCoy, T.H., Salvati, E., Ranawat, C.S., Wilson, P.: A fifteen-Year Follow up Study of One Hundred Charnley Low-Friction Arthroplasties *Orth Clin of North. Am* Vol. 19 N° 3, 1988.
29. Miller, J., Krause, W.R., Krug, W.H., Kelabay, L.C.: Low Viscosity Cement. *Clin. Orthop.* 276: 4, 1992.
30. Noble, P.C., Tullos, H.S., Landon, G.H.: The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice. AAOS Instr. Course. Lect. XL. 145, 1991.
31. Oh, I., Harris, W.H.: A cement Fixation System for Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.* 164: 221, 1982.
32. Oh, I., Carlson, C.C., Tomford, W.W., Harris, W.H.: Improved Fixation of the Femoral Component after Total Hip Replacement Using a Metnacrilate Intramedullary Plug *J. Bone and Joint Surg.* 60A: 608, 1978.
33. Poss, R., Brick, G.W., Wright, R.J., Roberts, D.W., Siedge, C.B.: The Effects of Modern Cementing Techniques on the Longevity of Total Hip Arthroplasty. *Orth. Clin of North. Am* Vol. 19 N° 3, 1988.
34. Ranawat, C.S., Rawlins, B.A., Harju, V.T.: Effect of Modern Cement Technique on Acetabular Fixation Total Hip Arthroplasty: A Retrospective Study in Matched Pairs. *Orth. Clin of North. Am* Vol. 19 N° 3, 1988.
35. Ranawat, C.S., Maynard, M.J., Hansraj, K.K., Naneria, V.: Charnley Total Hip Replacement Done with Improved Cement Technique: 5-12 Year Follow-up in Low Risk Patients. AAOS 59th Annual Meeting, Washington, D.C., February 1992.
36. Ranawat, C.S., Maynard, M.J.: Modern Technique of Cemented Total Hip Arthroplasty. *TIO*: 3, September 1991.
37. Reynolds, D., Freeman, M.: *Osteoarthritis in the Young Adult Hip. Options for Surgical Management.* Churchill Livingstone, 1989.

38. Rimmac, C.M., Wilson, P.D., Fuchs, M.D., Wright, T.M.: Acetabular Cup Wear in Total Hip Arthroplasty. *Orth. Clin of North. Am* Vol. 19 N^o 3, 1988.
39. Salvati, E.: Long Term results of Cemented Joint Replacement: Is Cement Obsolete? Preface, Guest Editor. *Orth. Clin of North. Am* Vol. 19 N^o 3, 1988.
40. Salvati, E.A., Betts, F., Brien, W., Garvin, K.L., M. Buly, R.: A Comparison of Stainless Steel, Cobalt-Chrome, and Tutanium Alloy Metal Leveis in well Fixed and Failed Cemented Total Hip Replacement. AAOS 59th Annual Meeting. The Hip Society. Washington, D.C., February 1992. Published in *Clin, Orthop.* 276: 66, 1992.
41. Salvati, E.A., Burnstein, A.H.: Hip and Knee implant Fixation and Wear. Editorial Comment. *Clin Orthop* 276:2, 1992.
42. Salvati, E.A., Huo, M.H., Buly, R.L.: Cemented Total Hip Replacement: Long Term Results and Future Outlook. AAOS Instr. Course. Lect. XL: 121, 1991.
43. Spector, M., Shortkroff, S., Siedge, C.B., Thornhill, T.S.: Advances in Our Understanding of the implant-Bone Interface: Factors Affecting Formation and Degeneration. AAOS Instr. Course. Lect. XL: 101, 1991.
44. Welch, R.B., McGann, A., Picetti, G.D.: Charnley Low Friction Arthroplasty: A Fifteen to Seventeen Year Follow-up Study. *Orth. Clin of North Am* Vol. 19 N^o 3, 1988.
45. Wixson, R.L.: Do We Need to Vacuum and Cebntrifuge Cement? Definitely Yes. AAOS 59th Annual Meeting, The Hip Society. Washington, D.C. February 1992.
46. Wright, T.M., Li, Stephen.: Polyethylene: Mechanisms of Wear & Enhanced Forms. AAOS 59th Annual Meeting, The Hip Society. Washington, D.C., February 1992.
47. Wroblewaki, B.M.: Wear and Loosening of the Socket in the Charnley Low Friction Arthroplasty. *Orth. Clin of North. Am* Vol. 19 N^o 3, 1988.
48. Wroblewski, M., Siney, P.: Charnley Low Friction Arthroplasty: Study of Results in Young Patients. AAOS 59th Annual Meeting. The Hip Society Washington, D.C., February 1992.
49. Wroblewski, B.M.: Wear of the High Density Polyethylene Sockets. The Long Term Problem. AAOS 59th Annual Meeting. The Hip Society, Washington, D.C., February 1992.