

Nuevos Enfoques en la Cirugía de Remoción del Cemento Acrílico

Dr. JOSE NAVAS S., Jefe Unidad de Ortopedia, Hospital San Ignacio, Universidad Javeriana, Bogotá. Dr. ADOLFO LLINAS V., Instructor de Ortopedia, Hospital San Ignacio, Bogotá.

RESUMEN

Se hace una revisión bibliográfica sobre las propiedades mecánicas del metilmetacrilato, haciendo énfasis especial en algunas características de trascendencia para su manejo en la práctica clínica. Se analizan entre otras: dureza, tolerancia a la fatiga, compresión y tensión, propiedades de flujo, centrifugado y fraguado.

Se presenta además, un modelo experimental en donde se expone el cemento a temperaturas extremas y vibración. Se analizan los resultados y se plantean soluciones futuras.

Palabras claves: Revisión, polimetilmetacrilato, nitrógeno líquido.

INTRODUCCION

En la actualidad, la cirugía de revisión de reemplazos articulares presenta dificultades técnicas considerables. Si bien el compromiso óseo pre-operatorio es generalmente significativo, con frecuencia se produce lesión adicional iatrogénica durante el procedimiento.

Este estudio busca entender el comportamiento mecánico del cemento acrílico y con base en ello poder desarrollar métodos más eficientes para su remoción.

JUSTIFICACION CIENTIFICA

La primera referencia existente en la literatura sobre la introducción del cemento acrílico a la Cirugía Ortopédica se le atribuye a Harmon en 1943¹. Haboush en 1953 usó por primera vez en una artroplastia de la cadera un anillo de cemento para mejorar el sentamiento de la prótesis sobre el cuello

femoral. Los hermanos Jean y Robert Judet en 1954 preconizaron el reemplazo parcial de la cabeza femoral usando una prótesis de polimetilmetacrilato. Sin embargo, fueron Charnley (1961), McKee y Watson-Farrar (1965) quienes definieron su uso y le dieron el sentido que es válido en la actualidad^{1, 17, 18}.

La introducción del polimetilmetacrilato (PMM) como espaciador en la cirugía de reemplazos articulares es uno de los avances más significativos en la historia de las artroplastias. Sin embargo este factor agregó a la ya larga lista de variables técnicas de los reemplazos articulares, otra más para considerar y entender. Si bien su manejo durante la cirugía primaria está completamente estandarizado, su comportamiento biológico y mecánico no ha sido comprendido. Los cambios óseos que suceden por la implantación de una prótesis cementada han sido agrupados alrededor del término, "enfermedad del cemento", en la cual, después de una larga cadena

de eventos, el resultado final es una articulación dolorosa por aflojamiento de la prótesis.

El proceso de aflojamiento de una prótesis es un fenómeno complejo en el cual participan muchos factores. Estos incluyen el diseño del implante, selección del paciente (obesidad, ocupación, grado de actividad) una mala técnica operatoria o de cementado, deterioro del cemento, desgaste del implante y progresión de la enfermedad de base. Independientemente del origen del aflojamiento éste se puede clasificar dentro de cuatro modelos de falla descritos por Gruen, McNiece y Amstutz. 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. El tipo 2 ocurre cuando la prótesis pierde soporte distal y pivotea sobre su parte media adoptando una posición en varo. El tipo 3 cuando se pierde la mayoría del soporte y en este caso el pivoteo ocurre sobre el calcar. En el tipo 4, un efecto de "cantilever" produce ruptura por fatiga del componente femoral^{45, 59}. Con cualquiera de los mecanismos citados, la respuesta biológica consiste en necrosis focal y reabsorción masiva, aumentando así la sintomatología (Figura 1).

Modelos de Falla del Tallo Femoral

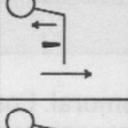
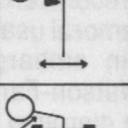
I	la	Pistoneo: Tallo-Cemento	
	lb	Pistoneo: Tallo-Hueso	
II		Pivote Central	
III		Pivote Calcar	
IV		Flexión por Cantilever	

Figura 1

La cirugía de revisión por aflojamiento aséptico de los componentes es cada día más frecuente; en centros especializados representa alrededor del 15% del total de artroplastias. Está asociada a una morbilidad alta y presenta dificultades técnicas considerables^{1, 35, 48, 49, 59, 100}. Salvati y Cols. reportan un 14.6% de perforaciones femorales y un 1.8% de infecciones. El índice de aflojamiento es de 7.5% a los tres años post-operatorios. Felluchi, en estudios similares, reporta 19% de revisiones (segunda vez) a los cinco años⁹⁷.

Los prolongados tiempos operatorios de ese tipo de cirugías son un reflejo de que las técnicas utilizadas no son ideales. Actualmente los instrumentales disponibles son imprecisos y están diseñados para que la remoción del cemento ocurra por impacto. Su uso está asociado a un alto índice de complicaciones ya que en la mayoría de los casos el aflojamiento está asociado a reabsorción ósea. De esta manera, las posibilidades de producir una fractura femoral o una ventana accidental en el hueso son altas (Wilson).

El desarrollo de nuevos diseños de materiales y prótesis en los últimos cuarenta años ha sido significativo. Sin embargo pocos cambios han ocurrido en lo que a las técnicas de remoción de cemento se refiere.

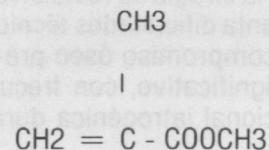
MARCO DE REFERENCIA

La primera fase de este trabajo fue dedicada a estudiar aspectos de la naturaleza del cemento, que explican su comportamiento en la práctica clínica. Este paso modificó las hipótesis planteadas inicialmente y por lo tanto consideramos importante incluir en el texto, algunas de las características del material que consideramos de interés.

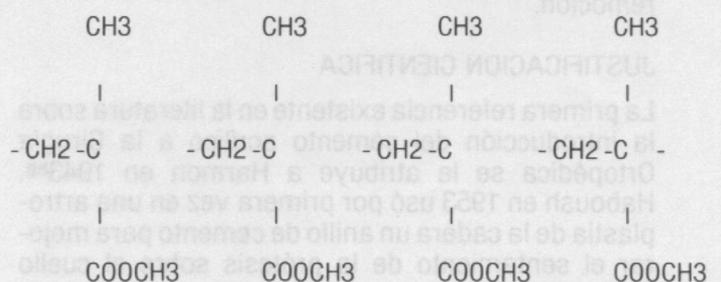
Características estructurales de los plásticos

Los plásticos están formados por macromoléculas llamadas también polímeros. Estas constan de cadenas que contienen millones de átomos agrupados en forma lineal por uniones covalentes. La unidad básica de estas macromoléculas se conocen como MERO y es la replicación lineal de ellas las que forman los polímeros.

Metilmetacrilato es el monómero del cual se forma el polimetilmetacrilato. Su estructura unitaria es:



Es un líquido volátil que al ser expuesto a la luz o a iniciadores químicos da lugar a su polímero, el polimetilmetacrilato.



Moléculas como éstas se caracterizan por no tener simetría tridimensional; tienen grandes longitudes unidimensionales y esta es una de las características que le proporciona un módulo de elasticidad alto.

Comportamiento térmico

La expansión que se produce al exponer un plástico al calor, proviene del aumento de la amplitud de la vibración atómica del material. Si se mantiene la muestra dentro de pequeñas variaciones de temperatura, los cambios volumétricos son despreciables. Si en cambio, la temperatura aumenta significativamente, los cambios dimensionales son considerables ya que el aumento de la oscilación molecular crea un nuevo espacio. El coeficiente de expansión lineal C_l (léase alfa sub l) mide los cambios de un material en una dimensión. El coeficiente de expansión volumétrico C_v (léase alfa sub v), lo hace en las tres dimensiones; de manera que:

$$C_v = 3C_l$$

Cuando un plástico es llevado a su estado líquido por derretimiento (T_g), existe movimiento continuo de sus moléculas, a medida que se enfría, la agitación térmica disminuye, las moléculas se reorganizan de manera que el espacio entre ellas es menor y el volumen del material disminuye; cuando la temperatura pasa el punto de congelación, la disminución del volumen continúa. Algunos plásticos, por ejemplo, el PMM, pueden ser llevados a rangos de temperatura considerados como de superenfriamiento, sin que se cristalicen. En este momento, la vibración de sus átomos es mínima y la pendiente de pérdida de volumen en relación a la temperatura es mucho menos empinada; las características mecánicas del material se modifican, su módulo de elasticidad disminuye y éste se torna frágil; a este punto de la pendiente se le conoce como el punto de vidrio o temperatura de transición a estado vídrio (T_v). Cuando la velocidad de enfriamiento es lenta, el volumen final del PMM es menor, ya que la reorganización de las moléculas es más eficiente (Figura 2).

Isomerismo

Pequeños cambios en la estructura de un plástico, dan lugar a isómeros que comparten la misma composición química, pero no sus características mecánicas. Como la unidad básica del PMM no es simétrica en su disposición espacial, la rotación de estas unidades da lugar a la formación de estereoisómeros. El PMM tiene estereoisómeros isotácticos, sindiotácticos y atácticos. El isómero atáctico es mucho más frágil que el polímero patrón y sus isómeros y por esta razón fue motivo de estudio en este trabajo.

Comportamiento del PMM durante el enfriamiento.

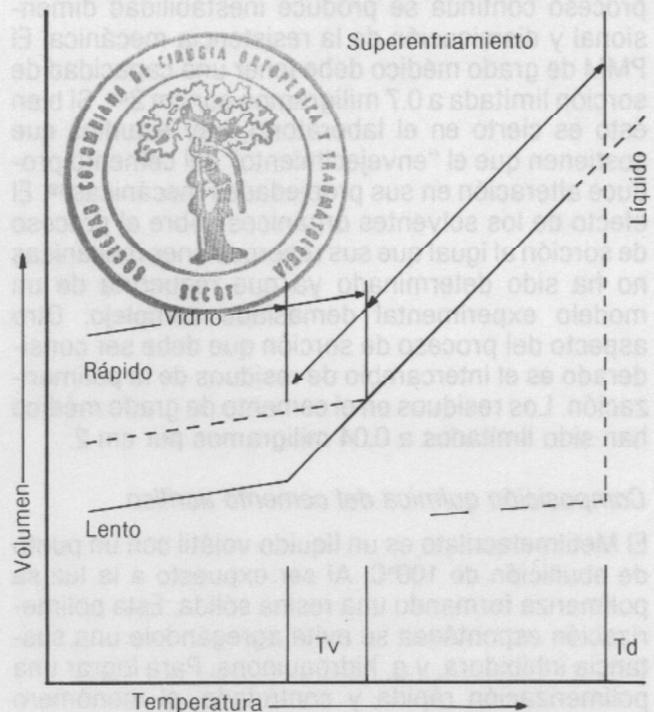


Figura 2.

Falla mecánica

Los indicadores de falla generan parámetros que permiten comparar los materiales entre sí. Los primeros en presentarse son ablandamiento y deslizamiento (creep). Sin embargo, los indicadores últimos de falla en los plásticos son: fractura, fatiga y ruptura. Sin embargo, en la práctica clínica la validez de estos indicadores es limitada. Existe una relación más directa entre la dimensión y forma que se le da al material y la geometría de la carga que se le aplica. Por ejemplo, una bolsa corriente de polipropileno tolera un esfuerzo grande por superficie de área cuando en inflada a presión; al mismo tiempo puede ser cortada fácilmente con un objeto afilado. De igual manera, la geometría de la capa de cemento puede dar lugar a una distribución irregular de esfuerzos¹⁰⁷.

Degradación

Existen diversos patrones de deterioro de los plásticos, pero no todos son aplicables a un modelo biológico. Se conoce como fenómeno de hinchamiento el proceso por el cual micromoléculas de un solvente invaden la matriz de un plástico evitando que exista un contacto de polímero a polímero. El resultado es la ruptura de uniones intermoleculares que de hecho son débiles⁸³.

La parte inicial del proceso de sorción de líquidos, mejora el comportamiento mecánico ya que

aumenta el módulo de elasticidad. Sin embargo, si el proceso continúa se produce inestabilidad dimensional y disminución de la resistencia mecánica. El PMM de grado médico debe tener una capacidad de sorción limitada a 0.7 miligramos por cm²⁴⁵. Si bien esto es cierto en el laboratorio, hay estudios que sostienen que el "envejecimiento" del cemento produce alteración en sus propiedades mecánicas⁵⁹. El efecto de los solventes orgánicos sobre el proceso de sorción al igual que sus repercusiones mecánicas no ha sido determinado ya que requeriría de un modelo experimental demasiado complejo. Otro aspecto del proceso de sorción que debe ser considerado es el intercambio de residuos de la polimerización. Los residuos en el cemento de grado médico han sido limitados a 0.04 miligramos por cm².

Composición química del cemento acrílico

El Metilmetacrilato es un líquido volátil con un punto de ebullición de 100°C. Al ser expuesto a la luz se polimeriza formando una resina sólida. Esta polimerización espontánea se evita agregándole una sustancia inhibidora, v.g. hidroquinona. Para lograr una polimerización rápida y controlada, el monómero necesita peróxido de bencilo. Aún así, la polimerización no se inicia inmediatamente a menos que se caliente o se agregue un activador químico como la dimetil-p-toluidina.

El polvo, contiene polimetilmetacrilato que ha pasado por un molino hasta que adquiere el aspecto microscópico de pequeñas esferas. Estas contienen peróxido residual, de manera que al mezclarse con el monómero y en presencia de un amina terciaria (dimetil-p-toluidina) se produce una disolución parcial; de esta forma se torna en una masa suave que permite un manejo fácil del cemento.

Dependiendo del fabricante, el cemento viene acompañado de sulfato de bario y su uso puede ser opcional; generalmente corresponde al 10% del volumen total del polvo.

Técnicas del cementado

Los esfuerzos destinados a mejorar las técnicas de la cementación tienen por objeto disminuir la desviación estándar de la resistencia de las muestras del material.

Crowninshield, Dobbs y Chaplin han demostrado que el margen de seguridad que ofrece el cemento es estrecho; y que si se crean elevadores de stress en la muestra, el acrílico falla. Por esta razón, las técnicas del cementado son fundamentales para obtener el mayor rendimiento del material⁷.

Centrifugado

Durante la preparación del cemento se producen

inclusiones de partículas de aire dentro del PMM. Este fenómeno se encuentra influenciado por múltiples variables; una de ellas es la tendencia a batir el cemento de manera rápida e intensa con el objeto de disminuir el monómero residual y conseguir una mejor polimerización. Sin embargo, cuando se bate a más de 1 Hz, la porosidad de la muestra aumenta en forma significativa. Como el fraguado ocurre simultáneamente con la temperatura máxima, las burbujas de aire alcanzan un mayor volumen y de esta manera también lo será su porosidad definitiva. Lo mismo ocurre cuando existen otros factores que aumentan la temperatura del cemento, por ejemplo, cuando se utilizan interfases más gruesas de lo recomendado o cuando la temperatura de la sala está por encima de 24°C.

Burke y Cols, publicaron en 1984 un estudio destinado a establecer los cambios mecánicos que producía el centrifugar el cemento. Encontraron una diferencia estadísticamente significativa en las pruebas de fatiga estática. Más importante aún, la resistencia de las muestras centrifugadas durante las pruebas dinámicas era del doble de la de los controles. Una de las características de las probetas no centrifugadas era la gran dispersión de la cifras de absorción de energía en las pruebas de impacto; la dispersión de las cifras de resistencia de las centrifugadas fue menor, disminuyendo así el número de especímenes frágiles. Las características mecánicas del cemento al igual que el módulo de elasticidad, la temperatura máxima y el tiempo de fraguado no se modificaron en el estudio. Lograron una mejoría de la resistencia tensil final media del 54%, con una resistencia a la fatiga de 136%. Recomiendan utilizar monómero a 0°C y centrifugar el cemento durante treinta segundos, a 4,000 R.P.M.

Rimnac y Cols sostienen que la porosidad no es el más importante de los factores siempre y cuando se mantenga "un refinamiento razonable en el tamaño de los poros". Piensan que las imperfecciones que se crean en la interfase son los mayores concentradores de los esfuerzos y que independiente de la localización de los poros su efecto mecánico es despreciable. En su estudio no encuentran diferencias significativas entre los dos modelos. Burke y Cols publicaron un segundo estudio respondiendo al anterior y repiten el modelo mecánico criticando su concepción. Concluyen que "los resultados establecen contundentemente que la reducción de la porosidad del cemento óseo aumenta significativamente su resistencia a la fatiga aún en la presencia de hueso trabecular y de muescas netas en la superficie de a muestra".

Sangrado

El control del sangrado del canal medular femoral ofrece dificultades técnicas. El uso de gasas impreg-

nadas con agua oxigenada o el lavado profuso del canal con adrenalina disuelta en solución salina frecuentemente son insuficientes. Heyse, Moore y Ling publicaron una correlación del volumen del sangrado del canal medular y su presión correspondiente (Tabla 1).

Impresión clínica del sangrado	Número de pacientes	Presión de sangrado (cm del sol. salina)
Imperceptible	2	0 — 1
Leve	9	0 — 6
Moderado	6	8 — 20
Abundante	6	14 — 29
Profuso	2	28 — 36

Tabla 1. Manometría con solución salina después de haber taponado el canal medular durante el sangrado de la cavidad. (Tomado de Benjamín, Gie, Ling y Volz, 1987).

La formación de cemento en láminas con capas de sangre reduce significativamente (14%) su resistencia a los esfuerzos torsionales. Para definir si se producía además una alternación en la interfase, Benjamín y Col. diseñaron un modelo experimental que simulaba un canal femoral con sangrado activo. Encontraron que el sangrado produce grandes defectos en la capa de cemento que pueden actuar como concentradores de esfuerzos. El problema técnico es mayor con el cemento de baja viscosidad en estado líquido. Recomiendan mantener una presión constante sobre el cemento hasta que su polimerización sea completa. Solo en este momento debe ser introducido el vástago. Al usar cemento de densidad corriente el problema es menor y aún así sugieren una introducción tardía del mismo.

Adición del bario

En la mayoría de las fórmulas el contenido de sulfato de bario se encuentra alrededor del 10% del volumen del polvo. La utilización del bario altera significativamente todas las pruebas mecánicas del cemento.

Una de las características del cemento es que genera fisuras en su interior al ser cargado con magnitudes muy por debajo de su tolerancia máxima; es decir, que esfuerzos de baja magnitud que no pueden producir fallas detectables clínicamente crean pequeñas fisuras que crecen lentamente. Cuando se agregan partículas de bario, éstas crean pequeñas lagunas en el material, que favorecen la propagación de las fisuras⁹⁷; sus características mecánicas se deterioran en un 10% alterando principalmente las siguientes pruebas: resistencia tensil, resistencia transversa y módulo de ruptura.

Adición de antibióticos

El fenómeno mecánico que se crea con la adición de

antibióticos es similar al que crean los acúmulos de sangre en la matriz del cemento. La disminución de la resistencia mecánica por esta situación es de aproximadamente el 10% pero puede ser fácilmente reducida con una técnica de preparación adecuada de la masa de cemento¹⁰³. El fenómeno facilitador de la propagación de las fisuras no se observa en este caso, ya que el tamaño de las partículas es menor y por lo tanto no se crean lagunas.

Fraguado

El proceso de polimerización del metilmetacrilato depende de múltiples factores controlables por los fabricantes. La proporción de líquido o sólido al igual que la cantidad de iniciadores y activadores modifican varias de sus características. En Cirugía Ortopédica, la proporción de líquido debe mantenerse en el mínimo suficiente para humedecer el polvo. Al aumentar el volumen del líquido, la velocidad de la polimerización es menor, la temperatura máxima aumenta al igual que la porosidad del material y el porcentaje de monómero residual.

La temperatura basal del cemento también tiene influencia en la velocidad del fraguado. Si se cambia la temperatura de 20°C a 15°C, se obtiene una prolongación de dos minutos en el tiempo de fraguado⁹⁰ (Figura 3).

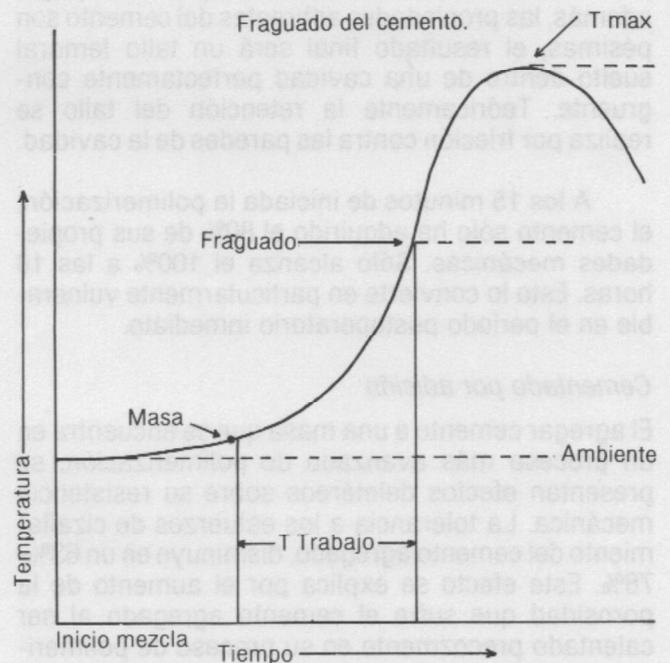


Figura 3.

La polimerización del metilmetacrilato es una reacción exotérmica que sobrepasa los 100°C. Esta temperatura está sujeta al volumen de la masa en que se mida. La capa de cemento en un reemplazo articular raramente excede los cinco milímetros. Muchos autores piensan que la temperatura que se alcanza en la interface durante la polimerización, es

suficiente para producir necrosis ósea; ésta es una de las explicaciones que se ha dado al origen de la "línea radiolúcida"^{5, 29, 81}. Más recientemente, Reckling y Col. demostraron, usando un modelo experimental In Vivo (humanos), que la temperatura de la interface nunca excede los 56° centígrados (temperatura de desnaturalización de las proteínas). Encontraron que la temperatura del cemento aumentaba entre 3 y 17° por encima de la de base. En ninguno de los casos alcanzó una temperatura mayor de 48°C⁹².

Uno de los aspectos más interesantes del proceso de fraguado es la pérdida de volumen que experimenta el cemento después de adquirir su dureza inicial. Durante el proceso de mezcla, se produce una pérdida de volumen del 21%. Posteriormente a la adquisición de su forma definitiva y en el curso de las 18 horas siguientes pierde un 5% adicional del volumen.

Charnley había descrito inicialmente que el cemento acrílico aumentaba de volumen durante su polimerización. Aunque él usaba PMM, la composición del material era diferente. En los períodos iniciales usó cemento con pigmento que flotaba durante su polimerización⁴⁶. Si consideramos que el cemento adquiere su dureza inicial en el momento en que la temperatura es máxima, que el tallo femoral en ese momento se encuentra expandido por calor y que además, las propiedades adherentes del cemento son pésimas, el resultado final será un tallo femoral suelto dentro de una cavidad perfectamente congruente. Teóricamente la retención del tallo se realiza por fricción contra las paredes de la cavidad.

A los 15 minutos de iniciada la polimerización, el cemento sólo ha adquirido el 80% de sus propiedades mecánicas. Sólo alcanza el 100% a las 18 horas. Esto lo convierte en particularmente vulnerable en el período postoperatorio inmediato.

Cementado por adición

El agregar cemento a una masa que se encuentra en un proceso más avanzado de polimerización, se presentan efectos deletéreos sobre su resistencia mecánica. La tolerancia a los esfuerzos de cizallamiento del cemento agregado, disminuye en un 63%-78%. Este efecto se explica por el aumento de la porosidad que sufre el cemento agregado al ser calentado precozmente en su proceso de polimerización. Cuando este fenómeno sucede en presencia de otras sustancias, v. g.: sangre, la pérdida de resistencia es mayor.

Presurización

La viscosidad del cemento convencional es alta si se tiene en cuenta el tamaño de las irregularidades óseas dentro de las que debe introducirse. Disminuir la viscosidad del material al igual que aumentar la

presión con que se introduce, mejora las características del anclaje⁶³. Rey y Cols. probaron en un modelo experimental canino que existía una relación directa entre presión y penetrancia del cemento. Lo introdujeron a 20, 40 y 60 lbs/pulg² y obtuvieron penetrancias de 1.4, 2.4 y 2.8 mm respectivamente. Lavernia y Col. encontraron que una interfase creada a 100 lb/pulg² era de 20-40% más fuerte y rígida que una convencional.

Interfase cemento hueso

La aparición de una línea radiolúcida entre el cemento y el hueso después de un reemplazo total de la cadera es uno de los fenómenos más estudiados en la Ortopedia y simultáneamente uno de los menos entendidos. Es el hallazgo radiológico más frecuentemente relacionado con el aflojamiento de una prótesis, pero su presencia no necesariamente lo significa; sólo cobra importancia cuando su diámetro es mayor de 2 mm Goldring encontró que el 50% de sus pacientes con reemplazos articulares de la cadera presentaban líneas radiolúcidas a los 10 años de seguimiento. Estos pacientes se encontraban en buen estado y no tenían signos adicionales de aflojamiento⁴².

Aunque es claro que existe un origen mecánico en el fracaso de algunas artroplastias, esto no es cierto en todos los casos. Golgring y Col. encontraron que la membrana que ocupa la interfase hueso-cemento no es simplemente tejido fibroso. Tiene una clara diferenciación histológica con tres capas celulares bien definidas. La más superficial, similar a un tejido sinovial tiene dos hileras de células que se encuentran en contacto íntimo con el cemento. La intermedia contiene histiocitos, macrófagos y algunas células gigantes. La capa profunda es tejido fibroso típico y se confunde con el hueso subyacente. Además de este claro patrón histológico, este tejido es capaz de producir cantidades significativas de prostaglandina E2 alfa y colagenasa. Más recientemente, Gowen y Col. encontraron que sus monocitos y macrófagos producen un factor parecido a la interleukina 1; esta usencia tiene relación con la fisiopatología de la artritis reumatoide y la enfermedad periodontal⁴³. La prostaglandina E2 alfa, la colagenasa y la interleukina 1 son capaces de producir resorción ósea y de esta manera podían tener un papel importante en el proceso de aflojamiento de las prótesis. Al existir una interfase metabólicamente activa, se plantea la posibilidad de establecer un control farmacológico sobre ella.

Comportamiento del cemento ante la agresión física

La mayoría de los esfuerzos destinados a facilitar la tarea de remoción del cemento han sido encaminados a mejorar el diseño de cinceles y botadores que permitan aplicar el impacto en una forma más segura. Son pocas las referencias en la literatura a

nuestro alcance donde se reportan experiencias con una orientación distinta a la de "cincel y martillo".

En 1985, Choy y Col. publicaron su experiencia de la desintegración del cemento con el uso de rayos laser (Nd:YAG). Durante la exposición al laser, la temperatura del material sobrepasa la de fusión del material y por lo tanto, es de doble valor para nosotros. En este experimento los autores desarrollaron un endoscopio que a través de su fibra óptica conducía los rayos hasta el fondo del canal medular. El cemento experimentaba dos comportamientos; la zona afectada directamente por los rayos se evaporaba en el proceso. Las zonas vecinas se ablandaban y eran removidas usando una cureta corriente. Los gases liberados por el trauma térmico fueron analizados usando espectrofotometría de masa (Tabla 2).

Constituyentes	Concentración volúmenes %
Metilmetacrilato	0.22
Metano	8.8
Acetileno	8.7
C3 hidrocarburos insaturados	8.9
C4 hidrocarburos insaturados	0.45
Benceno	0.035
Dióxido de carbono	9.1
Monóxido de carbono	33.3
Hidrógeno	30.6

Tabla 2. Análisis por espectrometría de masa de los gases liberados por la desintegración del polimetilmetacrilato con rayos láser generados por Nd:YAG (Tomado de Choy, Kaminow, Kaplan, Case y Zichel, 1985).

Los gases liberados por la combustión del cemento acrílico no sólo tienen características tóxicas y carcinogénicas sino que también pueden ser inflamables. Sin embargo, con la tecnología actual, probablemente estos efectos deletéreos pueden llegar a ser controlados.

Weubsteub y Col. utilizaron un modelo experimental para estudiar el comportamiento del cemento frente a la vibración por ultrasonido. Utilizaron un litotriptor extracorpóreo de ondas de choque para introducir energía a la interfase con la esperanza de romper el cemento. Aunque no obtuvieron un resultado mecánico evidente a simple vista, sí lograron una reducción de la resistencia de la interfase a los esfuerzos de cizallamiento. Los autores no analizaron en el estudio la repercusión que este fenómeno tiene en el comportamiento del cemento durante la revisión In Vivo.

Efecto del nitrógeno líquido sobre el hueso

Miller y Marcove son los pioneros de la criocirugía en el tejido óseo. En 1969 reportaron sus experiencias

usando nitrógeno líquido en el tratamiento de tumores benignos y malignos. Describen una disminución de la recurrencia local del tumor por necrosis adicional de las paredes de la cavidad de donde habían resecado la lesión original.

Malawer y Col diseñaron un modelo experimental para estudiar la reacción del hueso al trauma con nitrógeno líquido (180°C). Usaron ciclos de enfriamiento súbito y calentamiento lento que duraban cinco minutos. Registraron temperaturas en el hueso de -20°C a -100°C. El patrón de necrosis y reparación que obtuvieron, difiere del de otros tipos de agresiones físicas al tejido óseo. Existía gran cantidad de calcificación amorfa y formación de cartílago. Ocho semanas después del trauma inicial, aún no había actividad osteoblástica reparadora. Encontraron que una trombosis de la microcirculación ósea generaba un Po2 bajo en la cavidad que había sido criocauterizada. Las células madres en proceso de diferenciación interpretaban este mensaje como indicativo de formación de cartílago, ya que remeda las condiciones de una articulación. Por esta razón se producían grandes cantidades de cartílago.

Los mecanismos propuestos para explicar la magnitud de necrosis que genera el nitrógeno líquido son: deshidratación, inbalance electrolítico, desnaturalización de las proteínas celulares, formación de cristales intracelulares y lesión de la membrana. La necrosis se establece cuando la temperatura se encuentra entre 20°C-60°C⁷⁹.

OBJETIVOS

Objetivo esencial

Desarrollar un procedimiento que permita remover el polimetacrilato del canal medular femoral en forma atraumática para el hueso.

Objetivo específico

Estudiar el comportamiento del polimetacrilato cuando es expuesto a temperaturas externas y vibración.

MATERIAL Y METODOS

Todas las pruebas realizadas se llevaron a cabo en modelos experimentales. Para este fin utilizamos el laboratorio de poliuretanos de Dow Química de Colombia y la central de esterilización de salas de cirugía del Hospital de San Ignacio.

Se realizaron tres experiencias independientes en las cuales se expuso el cemento a enfriamiento y calentamiento extremos y a vibración con ultrasonido. Analizaremos cada una de las pruebas independientemente.

ENFRIAMIENTO

Cambios volumétricos

Basados en el concepto del coeficiente de expansión volumétrica del polimetilmetacrilato, el paso inicial fue medir sus cambios durante el enfriamiento. El objeto de este paso era determinar la magnitud de la contracción del material usando un superenfriamiento con nitrógeno líquido. Si lográbamos crear una contracción brusca del polímero se produciría una propagación de múltiples fisuras que debilitarían su resistencia a los impactos. Idealmente la falla creada produciría una alteración mecánica detectable a simple vista y de esta manera el cemento prácticamente caería dentro del canal medular.

Usamos para esta prueba, muestras en forma de tubo de ensayo y láminas de polímero de 2 mm. Estas últimas demostraron no ser prácticas ya que las capas delgadas de cemento acrílico se ondulan después del fraguado del material. Estas irregularidades de la superficie no permiten una medición precisa.

Las probetas eran sumergidas súbitamente en nitrógeno líquido y mantenidas así hasta que la volatilización del nitrógeno cesaba (si se introduce un objeto dentro de nitrógeno líquido, este se volatiliza hasta que la temperatura del objeto alcanza la suya misma). Posteriormente se retiraban las muestras y se medía su cambio de diámetro con un monio Mitutoyo (R) que discriminaba hasta 0.001 pulg. Este diámetro era comparado con el basal de la probeta y con el recuperado después de que experimentaba calentamiento hasta la temperatura ambiente.

Prueba de impacto

El objeto de esta prueba era determinar qué tipo de alteraciones en la fragilidad experimentaba el cemento al ser enfriado súbitamente. Para esto utilizamos inicialmente cemento preparado en forma convencional y moldes que producían una pipeta de un tamaño definitivo de 0.5×2.75 pulgadas. Como las propiedades de flujo del cemento en estado de masa son malas, la introducción del cemento en los moldes era irregular y por lo tanto fue necesario modificar la proporción de monómero a polímero. Utilizamos una combinación de 1.5 partes a 2. Este cambio en la proporción de la mezcla producía un aumento en la temperatura del fraguado y por lo tanto, el tamaño de las burbujas de aire era mayor. La distribución de la porosidad era irregular y de esta manera actuaba como concentradora de esfuerzos en algunas de las muestras. Para controlar este fenómeno fue necesario centrifugar el cemento a 2000 RPM durante dos minutos; así se consiguió un material más uniforme, disminuyendo la dispersión de las cifras de falla de las pipetas.

Las pruebas de impacto (ISO) se realizaron en una máquina estandarizada tipo Izco-Charry, Impact Tester TMI N° 43-1 (R). El impacto que generaba el péndulo que empleamos era de 11 pies/segundo. La temperatura del laboratorio era de 23°C; la humedad relativa no fue cuantificada.

Para ampliar el rango de temperatura de la prueba, usamos pipetas a 50°C, 37°C, 23°C y a la temperatura de estabilización del nitrógeno líquido. Además produjimos enfriamiento súbito en muestras con temperatura de base de 50°C.

Prueba de "vaciado directo"

Utilizamos cuatro fémures frescos de ternero para simular la porción femoral de un reemplazo total de la cadera. Las dimensiones de las corticales al igual que las del canal medular guardan una relación estrecha con las del fémur del humano. Se prepararon los moldes de la forma como se realiza rutinariamente en cirugía y se procedió a cementar un vástago tipo Charnley de 102 mm standard angosto. Después de quince minutos se retiró el tallo femoral, usando el procedimiento de impacto directo. El tallo se extrajo de tres maneras diferentes; a temperatura ambiente, enfriando la cabeza de la prótesis en nitrógeno líquido y calentándola con una fuente que genera 400°C. Esto último se realizó durante cinco minutos.

Posteriormente se introdujo nitrógeno líquido por la técnica de "vaciado directo" dentro del canal medular. El enfriamiento se prolongó por cinco minutos sin períodos de enfriamiento intermedio. Por último se procedió a remover el cemento con el instrumental empleado en la cirugía de revisión convencional.

Prueba del extractor

En este ensayo, preparó el canal medular del modelo de la manera antes descrita. Se retiró el tallo femoral por el método del impacto directo y posteriormente se procedió a introducir dentro de la capa de cemento el extractor, que había sido precalentado a 400°C. Por este fin se utilizó el tornillo de un clavo placa condileo de Richards de 123 mm montado en un extractor de Kuntscher. Se enfrió el tornillo de Richards durante 10 minutos y posteriormente se le aplicó carga a la interfase de cemento utilizando el extractor de Kuntscher (el nitrógeno líquido se virtió en el interior hueco del tornillo de Richards).

Calentamiento

Utilizamos dos fuentes para calentar las muestras de cemento; una de ellas de 100/140 vatios con una extensión de cobre para colocar dentro del canal medular. Aunque no se

cuantificó la temperatura de la extensión, esta era llevada "al rojo" por la fuente. Usamos además una cureta llevada a la temperatura de ebullición del agua al baño María. En ambos casos el calor era aplicado a la capa del cemento por contacto directo del instrumento sobre la interfase.

Vibración

La fuente de vibración que empleamos fue el elemento piezocerámico de un sonotrodo Wolff, diseñado para litotripsis percutánea en Urología. Se aplicaron frecuencias de 20-24 Mg. en forma directa a un anillo de cemento de 5 mm de espesor. Esta prueba se realizó fuera del canal medular.

RESULTADOS

Enfriamiento

Cambios volumétricos

Los cambios de diámetro encontrados en las pruebas de enfriamiento súbito con nitrógeno líquido fueron del orden de 0.001 de pulgada en las pipetas de 0.5 x 2.75 pulgadas. (Tabla 3).

Temperatura ambiente	Temperatura N. líquido
0.441	0.438
0.423	0.422

Tabla 3. Cifras en milésimas de pulgadas.

Las probetas, al igual que las laminillas de 2 mm de espesor mostraron fisuras en su superficie después del enfriamiento súbito.

Prueba de impacto

Después de haber estandarizado el sistema de fabricación de las probetas, la dispersión de los valores de falla en la prueba de impacto fue mínima. La tabla 4 muestra los resultados de las pruebas de impacto según temperatura.

Energía consumida durante el impacto a diferentes temperaturas

23°C	37°C	50°C	50° + N.L.	N. L.
4.0	4.5	5.0	3.4	3.0
4.1	4.3	5.0	2.6	2.4

Tabla 4. Unidades en libras/piés (lectura directa de la escala).

Prueba de vaciado directo

La fuerza empleada para retirar el vástago femoral en las diferentes circunstancias descritas no fue medida de una forma objetiva. Macroscópicamente no se observaron fallas en la superficie del cemento acrílico. El hueso modificó su temperatura pero no sufrió congelación. Tampoco se observaron fallas en la superficie ósea.

Prueba del extractor

Pasados diez minutos de enfriamiento, súbitamente se produjo una falla de la capa de cemento y del hueso. Se formó una fisura oblicua que comprometía 2/3 partes del total de la profundidad del cemento en el canal femoral. Al aplicarle carga a la interfase con el extractor de Kuntscher se produjo una fractura completa de la diáfisis femoral. En este caso observamos congelamiento del hueso en sus 2/3 partes proximales.

Calentamiento

Durante la prueba de calentamiento con la extensión que se encontraba "al rojo" obtuvimos volatilización del bloque de cemento, con liberación de humo de color amarillo-verdoso. La remoción del cemento en estas circunstancias fue eficiente. El hueso que entraba en contacto con la extensión, cambiaba de coloración, sugiriendo que se creaba una lesión térmica. Cuando se utilizaba la cureta calentada al baño María, no ocurría volatilización o cambios en el aspecto del hueso. El cemento fluía alrededor del instrumento formando gruesas "virutas". Sin embargo, se producía un rápido enfriamiento de la cureta que convertía en impráctico el procedimiento.

No observamos cambios en la resistencia mecánica del cemento, sometido a vibración a los impactos aplicados con el instrumental de revisión de reemplazos articulares.

DISCUSION

El cemento acrílico es un material típicamente frágil que a temperatura ambiente se encuentra en estado vidrioso. El superenfriamiento con nitrógeno líquido buscaba obtener una disminución súbita de su volumen de manera que se tornara aún más frágil. Sin embargo, los cambios en diámetro que sufrieron las probetas estuvieron alrededor de 0.001 de pulgada. De igual manera las pruebas de impacto demostraron que su resistencia mecánica no variaba significativamente con los cambios de temperatura descritos.

Nuestro modelo experimental trabaja con una capa de cemento que nunca ha sido cargada y esta es una de sus limitaciones. Las características

mecánicas del cemento que se encuentra In Vivo, "envejecido" no son iguales. El cemento que se encuentra en la cirugía de revisión ha sufrido millones de ciclos de esfuerzos complejos y además su matriz ha sido hidratada por los solventes orgánicos. Estos dos factores, especialmente el segundo, pueden afectar los resultados de este tipo de pruebas. El riesgo de producir una fractura femoral intraoperatoria In Vivo evitó que se comprobara la anterior hipótesis.

Aunque el esfuerzo requerido para extraer los vástagos del canal femoral no fue medido objetivamente, creemos que la energía consumida en la extracción del cemento que había sido enfriado previamente fue menor. Esto es explicable por la gran contracción que sufre el acero con el superenfriamiento, de manera que se crea una interfase en el espacio virtual existente entre tallo y cemento. La fricción de los dos materiales disminuye y la energía consumida es menor.

El fenómeno de fractura que se presentó en la prueba del extractor de cemento es complejo; durante la introducción del tornillo de Richards que se encontraba precalentado, se produjo un rápido enfriamiento del mismo. Cuando este se acercaba al final de la capa de cemento dentro del canal medular las aristas de su rosca cada vez penetraban menos en la capa de cemento. Por lo tanto, cada vez se introducía mayor fuerza de expansión dentro del anillo de cemento. Cuando el modelo fue enfriado súbitamente, el cambio de volumen se sumó a un cambio de forma del material y por lo tanto se fracturó. Es posible, que el coeficiente de expansión volumétrica del acero se sume a los ya existentes del cemento y hueso, magnificando también así el cambio de volumen del material.

Las pruebas de calentamiento sugirieron que la remoción del cemento se realizó en los extremos del rango de temperatura en que éste recupera sus propiedades de flujo. En el momento de la entrega de este trabajo, se encuentra en construcción una fuente de calor de temperatura variable que nos permita repetir esta experiencia. Buscamos encontrar una temperatura media en la cual el cemento

recupere sus propiedades de flujo que el trauma térmico sea mínimo. De esta manera, la liberación de gases tóxicos se minimizaría o mejor aún, dejaría de existir del todo.

Weinstein y Col encontraron que la impedancia acústica del hueso cortical era tres veces mayor que la del metilmetacrilato; este margen nos permitió pensar que la frecuencia a la cual entra en resonancia el cemento no es lesiva para el hueso cortical. Nuestra experiencia inicial no muestra alteraciones en el cemento como consecuencia de vibración. Sin embargo, actualmente estamos repitiendo el modelo experimental con un vibrador industrial. Esperamos encontrar una frecuencia que genere energía suficiente para superar el coeficiente de adherencia de las moléculas del cemento.

CONCLUSIONES

A pesar de la fragilidad propia del metilmetacrilato, las condiciones que se dan en una cirugía de revisión hacen que su remoción represente un problema técnico considerable. En nuestro estudio encontramos que todas las alternativas estudiadas representan además de beneficios, riesgos que también deben ser considerados. Actualmente estamos estudiando aspectos diferentes de las pruebas de calor y vibración con la esperanza de encontrar en ellas una solución adecuada al problema.

SUMMARY

An overall revision of the literature concerning mechanical properties of polymethylmethacrylate was done, with special consideration given to those of practical importance in clinical practice. Characteristic analyzed include toughness, fatigue strength, compression and tension loads, centrifugation, flow and setting properties.

The cement's behavior upon exposure to extreme temperatures and vibration was evaluated in a laboratory model. Results are analyzed and future solutions are discussed.

KEY WORDS: revision, polymethylmethacrylate, liquid nitrogen.

BIBLIOGRAFIA

1. Amstutz, H. C., Lurie, L., and Bullough. P.; Skeletal Fixation with Polymethylmethacrylate a Report of 23 Canine Total Hip Replacements. Clin. Orthop. 84:163, 1972.
2. Amstutz, H. C.; Arthroplasty of the Hip. The Search for Durable Component Fixation.
3. Beckenabugh, R. D., and Illstrup, D. M.: Total Hip Arthroplasty: a Review of Three Hundred and Thirty Cases with Long Follow-up. J. Bone Joint Surg., 60A:306, 1978.
4. Benjamín, J. B., Gie, G. A., Lee, A. J. C., Ling, R. S. M., and Volz, R. G.: Cementing Techniques and the Effect of Bleeding. J. Bone Joint Surg., 69B:620, 1987.
5. Berman, A., Reid, S., Yanicko, D., Sih, G. and Zimmerman, M.: Thermally Induced Bone Necrosis in

- Rabbits. Relation to Implant Failure in Humans. Clin. Orthop. 186:284, 1984.
6. Black, J., Greenwald, S. and Phil, O.: Structural Weakening of Layered Acrylic Bone Cement. Clin. Orthop., 171:94, 1982.
 7. 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., 66A:2365, 1984.
 8. Cabanela, M.: III Curso de Postgrado Cirugía Ortopédica y Traumatología. Bogotá, agosto de 1988.
 9. Cadena, E.: III Curso de Postgrado Cirugía Ortopédica y Traumatología. Bogotá, agosto de 1988.
 10. Chambers, T. J.: The Cellular Basis of Bone Rescription. Clin. Orthop., 151, 283, 1980.
 11. Charnley, J.: J. Antroplasty of the Hip. A. New Operation. Lancet, 1:1129, 1961.
 12. Charnley, J.: Tissue Reactions to Tetrafluoroethylene (Letter), Lancet, 2: 1379, 1963.
 13. Charnley, J.: The Bonding of Prostheses to Bone by Cement. J. Bone Joint Surg. 46B:518-529, 1964.
 14. Charnley, J., and Crawford, W. J.: Histology of Bone in Contact with Self-Curing Acrylic Bone Cement. J. Bone Joint Surg., 50B:228, 1968.
 15. Charnley, J.: The Reaction of Bone to Self-Curing Acrylic Cement. J. Bone Joint Surg. 52B:340, 1970.
 16. Charnley, J.: The Reaction of Bone to Self-Curing Acrylic Cement. J. Bone Joint Surg. 52B:340, 1970.
 17. Charnley, J.: Total Hip Replacement by Low Friction Arthroplasty. Clin. Orthop., 72:7, 1970.
 18. Charnley, J.: The Long Term Results of Low-Friction Arthroplasty of the Hip Performed as a Primary Intervention. J. Bone Joint Surg., 54B:61, 1972.
 19. Charnley, J., and Cupic, Z.: The Nine and Ten Year Result of the Low-Friction Arthroplasty of the Hip. Clin. Orthop., 95:9, 1973.
 20. Charnley, J.: Fracture of Femoral Prostheses in Total Hip Replacement. Clin. Orthop., 111:105, 1975.
 21. Charnley, J.: Low Friction Arthroplasty of the Hip. Theory and Practice. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1979.
 22. Charnley, J.: Type 1 Orthopaedic Bone Cement Information Booklet. CMW Laboratories.
 23. Charosky, C. B., Bullough, P. G., and Wilson, D. P., Jr.: Total Hip Replacement Failures. Histological Evaluation. J. Bone Joint Surg., 55A:49-58, 1973.
 24. Chrus, A., Bourne, R., Finsaly, J., Rorabeck, C. and Andraea, P., Tibial Components Cement Strains: In Vivo Measurements and the Effect of Various Design Configurations. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
 25. Choy, D., Kaminow, I., Kaplan, M., Case, R. and Zickel, R.: Experimental Nd:YAG Laser Desintegration of Methylmethacrylate. Clin. Orthop., pg. 287-288, 1986.
 26. Coventry, F. R., Gunn, D. R., Hughes, J. D., and Martin, W. E.: The Relative Safety of Polymethylmethacrylate. J. Bone Joint Surg., 57A:57, 1975.
 27. Coventry, M. B., Beckenbaught, R. D., and Nolan, D. R.: Experience with two Thousand Charnley Total Hip Arthroplasties. J. Bone Joint Surg., 54A:1357, 1972.
 28. Dall, D., Miles, A. and Juby, D.: Accelerate Polymerization of Acrylic Bone Cement Using Prehated Implants. Clin. Orthop., 211:184, 1986.
 29. Dall, D., Miles, A. and Juby, G.: Accelerated Polymerization of Acrylic Bone Cement Using Preheated Implants. Clin. Orthop., 211:148, 1986.
 30. Danckwardt-Lilliestrom, G., Lorenzi, L., and Olerud, S.: Intracortical Circulation After Intramedullary Reaming with reduction of Pressure in the Medullary Cavity: A Micro-Angiographic Study on the Rabbit Tibia. J. Bone Surg. 52A:1390, 1970.
 31. Davey, J. R., O'Connor, D. O., Burke, D. W. and Harris, W.H.: Femoral Component Offset: Its Effect on Strain in the Cement, Bone and Prosthesis. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
 32. Davies, J. P., O'Connor, D. O., Burke, D. W. and Harris, W. H.: Does Centrifugation Improve the Fatigue Life of Bone Cement When Injected Into Trabecular Bone. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
 33. Davies, J. P., O'Connor, D. O., Burke, D. W. and Harris, W. H.: Comparison of Centrifuged and Vacuum Mixed Simplex P. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
 34. Davies, J. P., O'Connor, D. O., and Harris, W. H.: Fatigue Strength of Cement-Metal Interfaces: Comparison of Porous, Coated and Smooth Specimens. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
 35. Dennis, D., Dingman, C., Meglan, D., O'Leary, J., Mallory, T. and Berme, N.: Femoral cement Removal in Revision Total Hip Arthroplasty. A Biomechanical Analysis. Clin. Orthop., 220:142, 1987.
 36. Eftekhari, N. S.: Charnley "Low-Friction Torque" Arthroplasty. A Study of Long Term-Results. Clin. Orthop., 81:93, 1971.

37. Eftekhar, N. S.: Long Term Results of Cemented Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 225:207, 1987.
38. Flick, A., Herbert, J., Goodell, J. and Kristiansen T.: Noncommercial Fabrication of Antibiotic-Impregnated Polymethylmethacrylate Beads. *Clin. Orthop.*, 223:282, 1987.
39. Fornasier, V. L., and Cameron, H. U.: The femoral Stem/Cement Interface in Total Hip Replacement. *Clin. Orthop.*, 116:248, 1976.
40. Frankel, V. and Bustin, A.: *Orthopaedic Biomechanics*. Lea & Febiger. 1970.
41. Freeman, M. A. R., Bradley, G. W., and Reveil, P. A.: Observations Upon the Interfase Between Bone and Polymethylmethacrylate Cement. *J. Bone Joint Surg.*, 64B:489, 1982.
42. Goldring, S. R., Schiller, A. L., Eoelke, M., Rourke, C. M., O'Neill, D. A., and Harris, W. H.: The Sinovial-Like Membrane at the Bone-Cement Interfase in Loose Total Hip Replacemnts and its Proposed Role in Bone Lysis. *J. Bone Joint Surg.*, 65A:575, 1983.
43. Gowen, M., Wood, D. D., Ihrie, E. J., McGuire, M. K. B., and Russell, R. G. G.: An Inerleukin 1-Like Factor Stimulate Bone Resorption In Vitro. *Nature*, 306:378-380, 1983.
44. Griffith, M. J., Seidenstein, M. K., Williams, D., and Charnley, J.: Eight Year Results of Charnley Behavior of Cement. *Clin. Orthop.*, 137:24, 1978.
45. Gruen, T. A., McNiece, G. M., and Amstutz, H. C.: Modes of failure of Cemented Stem-Type Femoral Components: A Radiographic Analysis of Loosening. *Clin. Orthop.* 141:17, 1979.
46. Hass, S., Brauer, G. and Dickson, G.: A Characterization of Polymethylmethacrylate Bone Cement. *J. Bone Joint Surg.*, 57A:380, 1975.
47. Harrigan, T., Jasty, M., Davies, J., and Harris, W.: Interfase Failure Assessed Using Push-Out Tests: Example: The Cement Prosthesis Interfase. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
48. Harris, W. H., McCarthy, J. C., Jr., and O'Neill, D. A.: Femoral Component Loosening Using Contemporary Techniques of Femoral Cement Fixation. *J. Bone Joint Surg.*, 64A:1063, 1982.
49. 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.*, 58A:612, 1976.
50. Harrison, B. H. and Nelson, C. L.: Evolution Characteristics of Gentamicin-PMMA Beads Harvested from Human Patients. 34th Annual Meetin, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
51. Heiple, K., Shea, K., Nelson, D. and Davy, D.: Enhancement of the Shear Strength of the Bone Methylmethacrylate Interfase. 23rd Annual Orthopaedic Research Society Meeting, New Orleans, 1986.
52. Hodgkinson, J., Shelley, P. and Wroblewsky, B.: The Correlation Between the Roentgenographic Appearance and Operative Findings at the Bone-Cement Junction of the Socket in Charnley Low Friction Arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 228:105, 1988.
53. Holland, C. J., Kim, K. C., Malik, M. I., Ritter, M. A.: A Histologic Methylmethacrylate. *Clin Ortho.*, 90:262-270, 1973.
54. Homsy, C. A., Tullos, H. S., Anderson, M. S., Diferrante, M. N., and King, J. W.: Some Physiological Aspects of Prosthesis Stabilization with Acrylic Polymer. *Clin. Orthop.* 83:317, 1972.
55. Howie, D. W.; Vernon-Roberts, B.; Oakeshott, R., Manthey, B.: A Rat Model of Resorption of Bone at the Cement-Bone Interfase in the Presence of Polyethylene Wear Particles. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 70-A (2):257-263, 1988.
56. Jaffee, W. L., Rose, R. M., and Radin, E. L.: On The Stability of the Mechanical Properties of Self-Curing Acrylic Bone Cement. *J. Bone Joint Surg.*, 56:1711, 1974.
57. Jefferiss, C. D., Lee, A. J. C., and Ling, R. S. M.: Thermal Aspects of Self Curing Polymethylmethacrylate. *J. Bone Joint Surg.* 57 B:511, 1975.
58. Johanson, N., Bullough, P., Wilson P., Salvati, E. and Ranawat, C.: The Microscopic Anatomy of Bone-Cement Interface in Failed Total Hip Arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 218:123, 1987.
59. Jones, L. and Hungerford, D.: Cement Disease. *Clin. Orthop.*, 225:192, 1987.
60. Jonck, L., Grobbelaar, C. and Strating, H.: Glass-Ceramic Cements: A Possible Alternative for Polymethylmethacrylate (PMMA) in Arthroplasty.
61. Kareh, J., Jasty, M., Harrigan, T., and Harris, W.: The Effect of Markedly Varying Head Offset, Cement Modules, and Stem Modulus on the Stress Transfer Around Total Hip Replacement Prostheses. 34th. Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
62. Klerk, A. J. and Bombelli, R.: Cementless Fixation of the Acetabular Component in Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 66B:447, 1984.
63. Krause, W., Krug, W., Eng. B. and Miller, J: Strebght of the Cement-Bone Interfase. *Clin. Orthop.*, 163:290, 1982.
64. Krause, B. L.: The Radiolucent Line: a Review. *J. Bone Joint Surg.*, 67B:675, 1985.

65. Koeneman, J., Hansen, T. and Weinstein, A.: The Effect of Interfase Conditions and Implant Design on the Biomechanics of the Proximal Femur. 34th. Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
66. Lavernia, C. J., Reindel, E., Gómez, M., Compton, P., Woo, S. L. Y. and Convery, F. R.: The Effects of Sustained Pressurization on the Bone-Cement Interfase Mechanics. 34th. Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
67. Lee, A. J.C., Ling, R. S. M. and Wrighton, J. D.: Some Properties of Polymethylmethacrylate with Reference to its Use in Orthopaedic Surgery. Clin. Orthop., 95:281-287, 1973.
68. Lee, A. J. C., and Ling, R. S. M.: Further Studies of Monomer Loss by Evaporation During the Preparation of Acrylic Cement for Use in Orthopaedic Surgery. Clin. Orthop., 106:122, 1975.
69. Lemon, J. G.: Volumetric Changes During Polymerization of CMW, Palace R. and Simplex P. J., Bone Joint Surg., 65B:367, 1983.
70. Linder, L., and Romanus, M.: Acute Local Tissue Effect of Polymerizing Acrylic Bone Cement. Clin. Orthop., 115:303-312, 1976.
71. Linder, L., Harthorn, L., and Kullberg, L.: Monomer Leakage from Polymerizing Acrylic Bone Cement. Clin. Orthop., 119:242-249, 1976.
72. Linder, L.: Reaction of Bone to Acute Chemical Trauma of Acrylic Bone Cement. J. Bone Joint Surg., 59A:82, 1977.
73. Linder, L. and Hansson, H.: Ultrastructural Aspects of the Interfase Between Bone and Cement in Man. Report of Three Cases. J. Bone Joint Surg., 65B:646, 1983.
74. Lionverger, D., Walker, P. S. and Granholm, J.: Effects of Prosthetic Acetabular Replacement on Strains in the Pelvis. J. Orthop. Research, 3:372, 1985.
75. Maguire, J., Coscia, M. and Lynch M.: Foreign Body Reaction to Polymeric Debris Following Total Hip Arthroplasty. Clin. Orthop., 216:213, 1987.
76. McCoig, J., Drucker, S., Burgeson, R., Hooper, W., Gatesy, J. and Whitehill, R.: Characterization of the Cells and Extracellular Matrix in the Bone-Cement Interface Induced by Implanted Methymethacrylate. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1983.
77. Markolf, K. L., and Amstutz, H. C.: Iharacteristics of Acrylic Bone Cements. Clin. Orthop., 183:246, 1984.
79. Malawer, M., Marks, M., McChesney, Piasio, M., Gunther, S. and Schmookler, B.: The Effect of Cryosurgery and Polymethylmethacrylate, B.: The Effect of Cryosurgery and Polymethylmethacrylate in Dogs with Experimental Bone Defects Comparable to Tumor Defects. Clin. Orthop., 226:299, 1988.
80. Mears, D. C., Materials and Orthopaedic Surgery. Baltimore: Williams and Wilkins Company: 16, 69, 105, 220, 237, 253, 262, 514-516, 1976.
81. Meyer, P., Lautenschlager, E. and Moore, B.: On the Setting Properties of Acrylic Bone Cement. J. Bone Joint Surg., 55A:149, 1973.
82. Miles, A. and Dall, D.: Accelerated Polymerization of the Femoral Cement in Total Hip Replacement: A Preliminary Report. J. Bone Joint Surg., 67B:505, 1985.
83. Miller, M. L.: The Structure of Polymers. Reinhold Publishing Corporation, New York, 1966.
84. Mirra, J. M., Amstutz, H. C., Matos, M., and Gold, R.: The Patology of the Joint Tissues and their Clinical Relevance in Prosthesis Failure. Clin. Orthop., 117:221, 1976.
85. Modern Plastics Encyclopedia 1973-1974: Vol. 50, Nº 10A. New York, McGraw-Hill, Inc., 1973.
86. Niwa, S., Sawai, K. and Hattori, T.: Experimental Evaluation of the Anchoring Efficiency of Bone Cement Under Various Conditions and Improved Cementing Techniques and Instrumentations for Total Hip Replacements. Mechanical Eng., C207:81, 1984.
87. Owen, A. and Beaumont, P.: Fracture Characteristics of Acrylic Bone Cements. Mechanical Properties of Biomaterials. Hastings and Williams, 1980.
88. Owen, R., Goodfellow, J., Bullough, P.: Scientific Foundations of Orthopaedics and Traumatology. First Edition. London: William Heinemann Medical Books Ltd. 1980. Ch.: 54, 55.
89. Pople, I. and Phillips H.: Bone Cement and the Liver. J. Bone Joint Surg., 70B:364, 1988.
90. Radin, E., Simon, S., Rose, R. and Paul, I.: Biomecánica Práctica en Ortopedia. Editorial Limusa, México, 1981.
91. Radin, E. L., Rubin, C. T., Thrasher, E. L., Lanyon, L. E., Grugnola, A. M., Schiller, A. S., Paul, I. L., and Rose, R. M.: Changes in the Bone-Cement Interface After Total Hip Replacement — An In Vivo Animal Study. J. Bone Joint Surg., 64A:1188, 1982.
92. Reckling, F. W., and Dillon, W. L.: A Longitudinal Study of the Radiolucent Line at the Bone-Cement Interface Following Total Joint Replacement Procedures. J. Bone Joint Surg. 59A:355, 1977.
93. Reckling, F. W., and Dillon, W. L.: The Bone-Cement Interface Temperature During Total Joint Replacement, J. Bone Joint Surg. 59A:80, 1977.

94. Rey, R., Paiement, G., MacGann, W., Jasty, M., Harrigan, T., Burke, D. and Harris, W.: A Study of Intrusion Characteristics of Low Viscosity Cement Simplex-P and Palacos Cements in a Bovine Cancellous Bone Model. *Clin. Orthop.*, 215:272, 1987.
95. Rimnac, C., Wright, T. and McGill, D.: The Effect of Centrifugation on the Fracture Properties of Acrylic Bone Cement. *J. Bone Joint Surg.*, 68A:281, 1986.
96. Salvati, E. A., Im, V. C., and Wilson, D. W.: Radiology of Total Hip Replacements. *Clin. Orthop.* 121:74, 1976.
97. Salvati, E.: *III Curso de Postgrado Cirugía Ortopédica y Traumatología*. Bogotá, agosto de 1988.
98. Scales, J. T., Wait, M.E. and Wright, K.W.J.: Intramedullary Fixation of "Custom-Made" Mayor Endoprotheses With Special Reference to the Bone Response. *Mechanical Engineering*, Pg. 15, 1984.
99. Schatzker, J., Horne, J.G., and Summer-Smith, G.: The Effect of Movement on the Holding Power of Screws in Bone. *Clin. Orthop.*, 11:257-262, 1975.
100. Sew Hoy, A., Hedley, A., Clarke, I., Gruen, T., Amstutz, H., Coster I. and Moreland J.: The Acetabular Bone-Cement Interface in Experimental Arthroplasties in Dogs. *Clin. Orthop.*, 155:231, 1981.
101. Simplex-P Bone Cement Information Booklet. North Hill Plastics, London, 1974.
102. Skinner, H. and Murray W.: Variations on the Density of the Bone Cement After Centrifugation. *Clin. Orthop.*, 207:263, 1988.
103. Trippel, S.: Antibiotic-Impregnated Cement in Total Hip Arthroplasty. *Current Concepts Review. J. Bone Joint Surg.*, 68A:1297, 1986.
104. Tronzo, R. G., Kallos, T., and Wyche, M. Q.: Elevation of Intramedullary Pressure when Methylmethacrylate is Inserted in Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 56A:714, 1974.
105. Unthoff, H. K.: Mechanical Factors Influencing the Holding Power of Screws in Bone. *J. Bone Joint Surg.* 55B:633, 1973.
106. Unthoff, H. K., and Germain, J. P.: The Reversal of Tissue Differentiation Around Screws. *Clin. Orthop.* 123:248, 1977.
107. VanVlack, L.: *A Textbook of Materials Technology*. Addison-Wesley Publishing Company, U.S.A., 1973.
108. Walker, P. S. and Bullough, P. G.: The Effects of Friction and Wear in Artificial Joints. *Orthop. Clin. of North America*, Vol. 4 Nº 2:275, 1973.
109. Walker, P. S., Miegel, R. E., Rodger, R. F., Onchi, K., Kurosawa, H. and Granholm, J.: A Compliant Interface for Total Knee Replacement, *Mechanical Eng.*, 1984.
110. Weber, F. A., and Vharnley, J.: A Radiographical Study of Fracture of Acrylic Cement in Relation to the Stem of a Femoral Head Prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 57B:297, 1975.
111. Weightman, B., Freeman, M., Revell, P., Braden, M., Albrektsson, B. and Carlson, L.: The Mechanical Properties of Cement and Loosening of the Femoral Component of Hip Replacements. *J. Bone Joint Surg.*, 69B:558, 1987.
112. Weinans, H., Huiskes, R. and Grootenboer, H.: The Mechanical Effects of Fibrous Tissue Interposition at the Cement-Bone Interface in THA. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
113. Weinans, H., Huiskes, R. and Grootenboer, H.: Quantitative Analysis of Bone Reactions to Relative Motions at Implant-Bone Interfaces. 34th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, 1988.
114. Weinstein, A.M., Bingham, D. N., Sauer, B. W., and Lunceford, E. M.: The Effect of High Pressure Insertion and Antibiotic Inclusions upon the Mechanical Properties of Polymethylmethacrylate. *Clin. Orthop.*, 121:67, 1976.
115. Weinstein, J. N., Oster, D. M., Park, J., Park, S. and Loening, S.: The Effect of the Extracorporeal Wave Lithotripter on the Bone Cement Interface. A Preliminary Study. 34th. Annual Meeting of the Orthopaedic research Society, Atlanta, 1988.
116. Whitehill, R., Drucker, B. S., McCoig, J. A., Hooper, W. E., Gatesy, J. E., Fechner R. E. and Balian, G.: Induction and Characterization of an Interface Tissue by Implantation of Polymethylmethacrylate Cement into the Posterior Space of the Cervical spine of the Dog. *J. Bone Joint Surg.*, 70A:51-59, 1988.
117. Willert, H. G., Ludwig, J., and Semlitsch, M.: Reaction of Bone to Metacrylate after Hip Arthroplasty. A Long Term, Light Microscopic and Scanning Electron Microscopic Study. *J. Bone and Joint Surg.*, 56A:1368-1382, 1974.
118. Wilson, P.: Revision Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 225:218, 1987.
119. Zimmer Bone Cement Information Booklet. Warsaw, Indiana, 1978.