

CAPÍTULO 23 - EL CEMENTO EN LAS PRÓTESIS ARTICULARES CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES

Autores: Jonathan Rubén Caballero Martel y Julio Alberto Nuez García

Coordinador: Juan Pedro Rodríguez Álvarez

Complejo Hospitalario Universitario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

1.- INTRODUCCIÓN

El cemento óseo o el polimetilmetacrilato (PMMA) se ha usado en la fijación protésica desde los años cincuenta del pasado siglo. El primer cemento óseo usado en ortopedia corresponde al cirujano Dr. John Charnley en 1958 en una prótesis total de cadera. A partir de entonces su uso se ha consolidado y extendido no solo a otros implantes articulares, sino a relleno de cavidades o incluso el suplemento a la fijación de fracturas patológicas y hueso osteoporótico. La evolución del cemento desde aquella época a la actualidad ha sido el siguiente:

- **Primera generación:** PMMA de alta viscosidad, mezcla manual y no presurización.
- **Segunda generación:** PMMA de baja viscosidad, mezcla manual y presurización con pistola.
- **Tercera generación:** PMMA de baja viscosidad, la mezcla con centrifugación en vacío presurización con pistola.
- **Cuarta generación:** igual que la tercera generación pero añadiendo centradores en vástago y espaciadores de cotilo.

El avance en el estudio de la cementación y sus mejoras, ha ayudado a evitar errores en su uso y a aumentar el anclaje estable y duradero de las prótesis cementadas. Sin embargo los principales problemas del cemento son su difícil extracción y recambio.

2.- COMPOSICIÓN DEL CEMENTO

El principal compuesto del cemento es el polimetilmetacrilato (PMMA). Se compone de dos partes: una en polvo y otra líquida en una proporción 2/1.

La parte en polvo está compuesta por un 87% de PMMA, un 10% de agente radioopaco (sulfato de bario o dióxido de zirconio) y un 2-5% de peróxido de benzoilo. El segundo componente líquido se compone de un 97% de metilmetacrilato, un agente oxidante (éster metílico de hidroquinona, topanol o hidroquinina) y una amina terciaria que actúa de catalizador acelerador de la polimerización (3% de DMP-toluidina).

Antes de su uso, se mezclan los dos componentes y se baten hasta formar una pasta. El líquido monómero disuelve parcialmente la superficie del polvo; al mismo tiempo, comienza a polimerizarse y se une a los granos de polvo, incluyéndolos en una matriz progresivamente. Al progresar la polimerización del monómero, la consistencia del cemento se hace cada vez más dura hasta que se solidifica y endurece (Figura 1).



Figura 1. Componentes para la mezcla (monomero líquido, polímero-polvo y pistola de cementación con sistema de vacío).

3.- TÉCNICA DE CEMENTACIÓN Y SUS PROPIEDADES MECÁNICAS

Las técnicas manuales de mezcla del cemento no son uniformes, produciendo frecuentemente una elevada porosidad de este material (con los efectos negativos que ello conlleva). El grado de porosidad puede reducirse mediante la centrifugación y la mezcla al vacío (1). Con la mezcla al vacío se consigue llevar las burbujas a la superficie donde se rompen y son retiradas por el vacío parcial. El amasado se mantiene aproximadamente 90 segundos tras la humidificación completa del polvo de cemento. En ese momento el cemento se encuentra relativamente libre de poros. La centrifugación también disminuye la porosidad, aumentando su vida media frente a la fatiga aún cuando su superficie presente irregularidades.

El cemento debe ser de baja viscosidad para que cuando se aplique a baja presión rellene la cavidad medular con mayor eficacia. Debe buscarse un lecho de cemento homogéneo y así conseguir la máxima resistencia. Para ello se utilizan centralizadores para los vástagos femorales en las prótesis de cadera por ejemplo. El cemento es el estabilizador y transportador primario de la presión; la estabilización requiere un prensado óptimo del cemento de las distintas estructuras.

No deben existir fisuras entre el cemento y el hueso. La reconstrucción de la circulación sanguínea medular se produce lenta y tardíamente, con formación de una cavidad medular secundaria. Todas las formas de perforación del espacio medular destinadas a hacer sitio a la prótesis son

una contraindicación para el cementado a presión, ya que la importante alteración circulatoria de la cortical conduce frecuentemente a una necrosis ósea fatal, con hundimiento de las estructuras protésicas e inestabilidad (2). El lecho del implante debe mantenerse libre de sangre y la médula ósea residual mediante irrigación y cepillado, la cavidad medular debe ser aspirada previamente y sellada. La mezcla con sangre reduce la resistencia.

El grosor óptimo es de unos 2-4 milímetros (mm). Con un grosor inferior a 2 mm existe riesgo de rotura de la capa de cemento (2) (aunque en algunas series francesas parece no cumplirse este fenómeno (3) (paradoja francesa de los vástagos cementados)). Por otra parte, los componentes protésicos metálicos deben tener bordes lisos, pues los rugosos aumentan el riesgo de rotura de la capa de PMMA.

Las asociaciones con antibióticos producen una mínima alteración con los añadidos en fábrica pero alta con los añadidos en quirófano. Los más usados son la gentamicina y la tobramicina, existiendo también cementos comercializados con otros antibióticos como la clindamicina, la vancomicina y la colistina. Siendo la gentamicina la mejor opción en cuanto a la duración y concentración (4).

Una vez iniciado el proceso no puede detenerse, desarrollándose en tres fases: fase de mezcla, fase de trabajo y fase de endurecimiento. La temperatura ambiente no altera el tiempo de mezcla, pero su aumento acorta los tiempos de trabajo y endurecimiento (cuanto más caliente más rápido se endurece). Debemos hacer uso de las instrucciones de cada cemento que se nos proporcione pues incluso en cementos de la misma casa comercial existen distintos tiempos de trabajo / endurecimiento.

Interfases del cemento:

- La unión se produce por interdigitación mecánica, no por adhesividad.
- **Resistencia hueso-cemento:** por área de superficie y grado de penetración en hueso (hasta 5 mm). Se consigue mejorar por la introducción de cemento de baja viscosidad, limpieza cuidadosa y por la presurización.

Tabla 1. Como mejorar las propiedades del cemento

Mejoras en las propiedades mecánicas del cemento
Batido lento y sólo 90 segundos (maximiza la resistencia a la compresión)
Mezclar en vacío (disminuye la porosidad y microrroturas)
Utilizar cemento de baja viscosidad más dispositivo de inyección
Presurizar (aumenta la interdigitación)
Limpiar el lecho óseo de sangre y restos: anestesia hipotensora, lavado con adrenalina, lavado a presión, succión, etc.
Utilizar prótesis sin bordes ni esquinas cortantes

El cemento se encuentra en continuo estudio de cara a mejorar sus propiedades biomecánicas, su resistencia a la fractura y desgaste así como su uso con el fin de evitar o tratar procesos infecciosos, sin que disminuya su fuerza y resistencia. Entre ellos se encuentran en estudio (5):

- **Gentamicina:** reduce el porcentaje de infecciones postoperatorias.

- **Vitamina E:** mejora la citocompatibilidad del cemento y reduce el pico de temperatura, minimiza la necrosis tisular.
- **MMA:AA:AMA (copolimero polimetilmetacrilato-acrilico acidoalimetacrilato):** aumenta la dureza versus control.
- **NanoMagnesio oxido (nanoMgO) y NanoBario Sulfato (nanoBaSO4):** Mejora la adhesión osteoblástica. En nanoMgO (12,8 nm) minimiza la necrosis tisular y el nanoBaSO4 (100nm) mejora la fuerza mecánica.
- **Nanopartículas Chitosan:** estudios in vitro muestran actividad bactericida significativa contra S. Aureus y S. Epidermidis sin aumentar la citotoxicidad ni disminuir la fuerza vs control con PMMA.
- **Nanopartículas de plata (AgNP al 1%):** fuerte actividad antibacteriana continua (contra A. Baumannii, P. Aeruginosa, P. Mirabilis y S. Aureus) pero con reducción de la fuerza mecánica. Nanosilver (5-50nm) tiene actividad antibacteriana contra S. Epidermidis, MRSE y MRSA sin efecto significativo en citotoxicidad vs control.

3.1. Complicaciones del cemento (6)

Las características biológicas y mecánicas del cemento dan lugar a una serie de consecuencias. El producto final está formado por un material que se coloca en un tejido vivo donde interaccionan (7). Las complicaciones locales y sistémicas se observan en la Tabla 2.

Tabla 2. Efectos adversos de la cementación

Tabla 2. Efectos adversos de la cementación	
Locales	Aumento de la temperatura hasta 133°C sin repercusión clínica
	Citotoxicidad del líquido (sin repercusión clínica)
	Separación (debonding) y fracturas del cemento
Sistémicos	Hipoensión arterial (citotoxicidad del músculo o miocardio)
	Microembolia pulmonar múltiple
	Reacciones alérgicas (8)

3.2. Objetivos del cemento

La cementación es el procedimiento más usado para la fijación de las prótesis totales de cadera y rodilla. Reparte y transmite las cargas de una forma más homogénea, aumenta la superficie de contacto entre el hueso y el material protésico, evita las concentraciones de tensiones, permite rellenar los intersticios óseos y compensa los defectos e imperfecciones en la técnica quirúrgica. Tiene una altas tasas de supervivencia, bajas tasas de recambio, aflojamiento aséptico, osteolisis y dolor en el muslo por lo que constituye el “patrón oro” en las prótesis totales de cadera aunque cada vez es más común el uso de prótesis no cementadas. En cuanto a las prótesis de rodilla también continúa siendo el “patrón oro” el cementado de ambos componentes, pero sobre todo la cementación horizontal con la cementación del componente tibial.

3.3. El cemento en las prótesis total de cadera (9)

La fijación con cemento proporciona una forma muy fiable de fijación tanto en artroplastias primarias de cadera como en las revisiones. Los estudios de supervivencia a largo plazo para las artroplastias primarias de cadera indican que cuando una prótesis femoral está bien diseñada y se

introduce con cemento, los resultados clínicos son excelentes. Los cirujanos deben ser conscientes de que los vástagos lisos y pulimentados están diseñados para unirse con el cemento. Ambos diseños presentan buenos resultados, pero la experiencia clínica, y ahora también el análisis estereogramétrico radiográfico (AER), aportan cada vez más evidencias de que un perfil proximal que resista las fuerzas de rotación posteriores puede ser el diseño óptimo. En el lado acetabular, el cemento proporciona buenos resultados clínicos a los 10 años de la inserción, especialmente en los ancianos; sin embargo, en la segunda década que sigue a la cirugía, la proporción de aflojamientos clínicos y radiológicos aumenta (9).

En las artroplastias de revisión de cadera, puede recurrirse al cemento para fijar los componentes de polietileno en un escudo acetabular preexistente y también en las reconstrucciones de mallas y diseño de escudos nuevos. Los vástagos pulimentados sin cuello cónicos y cementados son exitosos en seguimiento a largo plazo y pueden utilizarse en la mayoría de las sustituciones de rutina. En pacientes más jóvenes, en quienes la restauración de la matriz ósea sea una prioridad, el injerto por impactación con cemento de fijación brinda excelentes resultados.

A pesar de los buenos resultados de las prótesis cementadas, la fijación biológica de los componentes protésicos mediante implantes con cubierta porosa ha mejorado considerablemente en las últimas décadas (9). Se han podido determinar las características de las cubiertas porosas y de los diseños de los componentes protésicos necesarios para conseguir una fijación anatómica fiable y correcta mediante endocrecimiento óseo a las cubiertas porosas. Las sustituciones totales utilizando componentes protésicos no cementados fijados biológicamente con endocrecimiento óseo en cubiertas porosas se ha convertido actualmente en una actuación habitual, con excelentes resultados a medio-largo plazo. Siendo el desgaste del polietileno en la articulación y los desechos por desgaste asociados con la osteolisis periprotésica los principales factores limitadores de la longevidad de estos procedimientos (9).

3.4. El cemento en la prótesis de rodilla (10)

A pesar de que la fijación con PMMA sigue siendo el “patrón oro” en la sustitución total de rodilla, el desgaste del polietileno y la osteolisis constituyen su principal problema; por ello, parece que la adición de una capa de cemento a nivel del platillo tibial establecería una barrera para evitar el paso de partículas a través de los agujeros para los tornillos y ofrecer una mejor transmisión de las cargas.

4.- CONCLUSIÓN

La cementación continúa siendo hoy en día una técnica fiable y reproducible con buenos resultados a medio y largo plazo tanto para cirugía de sustitución protésica como para el uso en fracturas osteoporóticas e incluso cirugía tumoral.

La correcta forma de preparación confiere los mejores resultados clínicos en términos biomecánicos y clínicos que junto con la correcta selección de los pacientes nos proporciona el éxito en el proceso quirúrgico.

Las nuevas fórmulas mediante la adición de aditivos parece ser el futuro, mediante la adición de antibióticos en la

lucha contra la infección, nuevos compuestos para mejorar la resistencia a su rotura o despegamiento o bien para hacerlo más longevos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Zivic F, Babic M, Grujovic N, Mitrovic S, Favaro G, Caunii M. Effect of vacuum - Treatment on deformation properties of PMMA bone cement. *J Mech Behav Biomed Materk.* 2012 Jan;5(1): 129-38.
2. Schneider R. La prótesis total de cadera, un concepto biomecánico y su consecuencias. Madrid: Editorial AC 1983.
3. El Masri F, Kerboull L, Kerboull M, Courpied JP, Hamadouche M. Is the so-called “Frech paradox” a reality? *J. Bone Joint Surg Br.* 2010 Mar; 92(3): 342-8.
4. Gentamicin in bone cement. A potentially more effective prophylactic measure of infection in joint arthroplasty. Y. Chan, MD. *Bone Joint. Res.* 2013 October; 2(10): 220-226.
5. Polymethylmethacrylate bone cements and additives: a review of the literatura. Manit Arora, Edward KS Chan, Sunil Gupta, Ashish D Diwan. *World J Orthop* 2013 April 18; 4(2): 67-74.
6. Cordero Ampuero J. Biomateriales. En: Cáceres Palou E (ed). *Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y traumatología.* Madrid: Médica Panamericana 2003:42-52.
7. Koster G, Willert H, Buchhorn G. Endoscopy of the femoral canal in revisión arthroplasty of the hip. A new method for improving the operative technique and analysis of implant failure. *Arch Orthop Trauma. Surg.* 1999; 119: 245-52.
8. Schuh A, Thomas P, Reinhold R, Holzwarth U, Zeiler G, Mahler V. (Allergic reaction to components of bone cement after total knee arthroplasty). *Zentralb Chir.* 2006; 131:429-31.
9. Cadera. Callaghan. Rosenberg. Rubash. 2012. 2nd ed. Págs 165-184
10. Total Knee arthroplasty. J. Bellas, M.D. Rles, J. Victor. Ed 2005. Pags. 343-352.