

Artículo de historia

Polietileno

Primera parte

Diego Cardona,* Carlos J Lavernia,** José C Alcerro*

Orthopaedic Institute at Mercy Hospital

Introducción

La cirugía de reemplazo articular, específicamente de cadera y rodilla, ha demostrado un alto porcentaje de éxito proporcionando gran mejora a la calidad de vida, muy por encima de otros procedimientos quirúrgicos y médicos como la revascularización coronaria, la diálisis renal y los trasplantes de órganos al mismo tiempo, siendo un procedimiento altamente costo-efectivo.^{1,2}

Avances recientes y técnicas quirúrgicas modernas han permitido que la tasa de revisión de la artroplastía primaria de cadera sea por debajo del 5% a 10 años, alcanzando una sobrevida global superior al 85% a 25 años cuando las condiciones para su colocación son ideales.³⁻⁷ Los principales factores relacionados con el diseño del implante y su integración al hueso han mejorado en los últimos 10 años, logrando que ello ya no represente un porcentaje importante como causa de revisión.⁸ Sin embargo, el polietileno utilizado como superficie articular para los insertos continúa siendo el talón de Aquiles de los implantes de cadera y rodilla, especialmente en pacientes menores de 50 años. Se ha demostrado que el desgaste seguido de la osteólisis y el consecuente aflojamiento aséptico son responsables de más del 70% de las revisiones de prótesis de cadera, demostrado en diversos estudios como aquellos estudios pilotos que utilizó el Registro Nacional Sueco.⁹⁻¹³ Este factor está siendo reconocido igualmente y con mayor frecuencia, en los reemplazos de rodilla.^{14,15}

Pese a todo, el polietileno continúa siendo el material de elección en los insertos de la cirugía de reemplazo total de cadera y rodilla.^{5,13,16-20} Desde su introducción en la década de los 60 por el Dr. John Charnley, no se ha descrito nin-

gún material alternativo que haya demostrado características similares, siendo éste un material que revolucionó de manera definitiva el pronóstico y resultado de las cirugías de reemplazo articular.²¹ En la última década se ha visto una verdadera explosión de materiales e investigaciones con tendencias a disminuir el desgaste y mejorar su desempeño clínico.

Ningún avance en los materiales utilizados en una prótesis o en el diseño puede sobreponer una colocación defectuosa de la misma.⁵ Después de la técnica quirúrgica, la elección adecuada del tipo de implante a utilizar es clave.

Teniendo en cuenta lo anterior, es de vital importancia para el cirujano ortopedista un conocimiento profundo y adecuado de las características de los materiales para poder garantizar el resultado adecuado de sus cirugías.

Esta serie de artículos hace una revisión histórica de todos los aspectos clínicamente relevantes relacionados al polietileno. En esta primera parte iniciamos con el recuento de datos históricos que se remontan a su descubrimiento y desarrollo. Analizamos los aspectos técnicos de su fabricación, clasificación y los diferentes métodos de producción. En el subsiguiente apartado prestaremos atención a los detalles de la composición química, características mecánicas, tribología, verificación del desgaste, disponibilidad y finalmente a los últimos avances y tendencias en este campo.

Definición

El polietileno es un plástico perteneciente a la familia de los *termoplásticos*. Actualmente se cuenta con cuatro subgrupos de materiales industriales de mayor uso: polietileno, polipropileno, poliestireno y el polivinilcloro.²² El polietileno es un polímero de cadena repetitiva de etileno (CH₂)_n. Es una molécula compuesta únicamente de átomos de carbono e hidrógeno que se caracteriza por tener propiedades químicas y mecánicas sobresalientes, destacándose su lubricidad, resistencia al impacto y abrasión, y por ser químicamente inerte²³ (Figura 1).

El polietileno utilizado en ortopedia representa sólo el 0.1% del total producido en el mundo y pertenece a los llamados *homopolímeros lineales*, por ser esencialmente puro. Es decir, contienen una sola molécula repetitiva en lugar de

* Arthritis Surgery and Research Foundation Inc. Miami, FL.

** Orthopaedic Institute at Mercy Hospital, Miami, FL.

Dirección para correspondencia:

Carlos J. Lavernia, MD

Orthopaedic Institute at Mercy 3659 S. Miami Ave Ste 4008 Miami, FL 33133 Phone: (305) 285-5085 Fax: (305) 285-5084

CLavernia@mercymiami.org, linuscali@gmail.com,

JAlcerro@mercymiami.org

ser una mezcla de moléculas parecidas como lo son compuestos utilizados en otras aplicaciones industriales.^{15,23} La estructura simple va aumentando en complejidad a medida que el peso molecular llega a niveles considerados macromoleculares. Para el caso, el polietileno de ultra alto peso molecular (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene* o *UHMWPE* por sus siglas en inglés), contiene un mínimo de 200,000 moléculas de etileno (o sea 400,000 moléculas de carbono).²²

Otra clasificación divide al polietileno en lineal o enramado, según posea o carezca de estructuras secundarias («ramas») que se proyectan desde su cadena principal¹⁵ (Figura 2a, 2b).

La tendencia a ser o no enramado es determinada por los procedimientos utilizados en su fabricación, logrando alterar de manera definitiva las características químicas y físicas finales del producto. Esto se traduce clínicamente en una mayor o menor longevidad de los implantes ortopédicos. Tomando esto como premisa, Fehring y colaboradores¹⁴ expusieron en su publicación la enorme importancia de considerar el proceso de fabricación de los insertos de polietileno así como cualquier modificación realizada a los mismos en el proceso de esterilización.

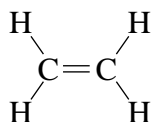


Figura 1. Etileno.

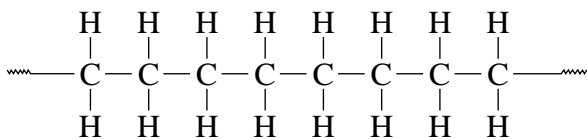


Figura 2a. Polímero lineal.

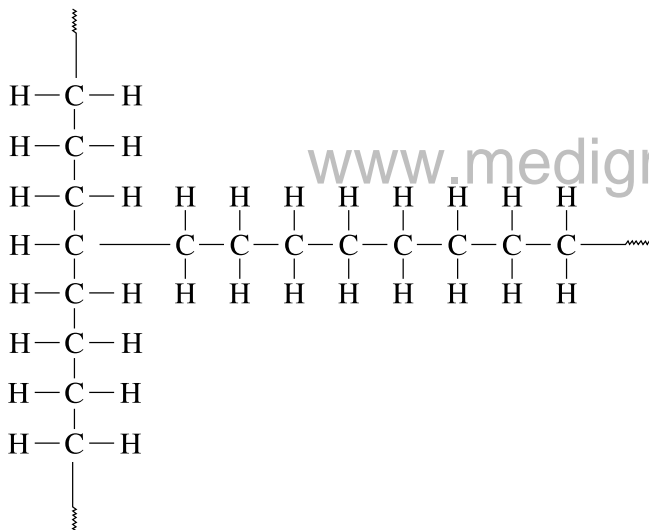


Figura 2b. Polímero ramificado.

Historia

El desarrollo del polietileno fue gracias a la labor de varios científicos europeos. Los polímeros fueron descritos por vez primera en la década de los años 20 por el químico alemán Herman Staudinger, a quien se le otorgó el premio Nobel por su descubrimiento en 1953.^{22,23} Otras publicaciones atribuyen su descubrimiento y fabricación al científico Hans Von Pechman quien en colaboración con Eugen Baumberger y Frederick Tschirner adquirieron y caracterizaron el polímero accidentalmente en 1898 mientras trabajaban en la elaboración de otro compuesto. No fue hasta 1933 que los científicos británicos Eric Fawcett y Reginald Gibson iniciaron la fabricación de manera industrial en ICI Chemicals en Inglaterra.²³ En 1953, Ruhrchemie A.G. (posteriormente Hoechst), empresa localizada al norte de Alemania, comercializó la producción del polietileno. Dos años más tarde con la ayuda de científicos del Instituto Max Plank, Fawcett y Gibson realizaron lo mismo con el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Ruhrchemie A.G. (ahora conocida como Ticona) ha producido desde entonces el polvo de UHMWPE requerido para la producción de los compuestos sólidos de donde se obtienen los insertos de implantes ortopédicos.

La utilización del polietileno de ultra alto peso molecular en ortopedia se inicia en la década de los años 50 con el trabajo de John Charnley en Wrightington, Inglaterra y su posterior trabajo con la Artroplastía de Baja Fricción. De igual manera, una de las primeras utilizaciones clínicas del polietileno en ortopedia (de menor peso molecular que el UHMWPE) aparece con Bateman quien desarrolló la prótesis bipolar, en forma de una copa metálica grande, la cual articulaba con el acetábulo y una cabeza femoral pequeña que articulaba con una superficie de polietileno dentro de la copa metálica.^{24,25}

Charnley escogió inicialmente al politetrafluoroetileno (PTFE) identificado incorrectamente como Teflón en la literatura ortopédica (marca registrada de DuPont), como material base de sus primeros reemplazos de cadera. En realidad, Charnley utilizó Fluon G1 y Fluon G2, productos de politetrafluoroetileno de la Imperial Chemical Industries de Inglaterra.²⁶ El diseño inicial fue similar a lo que ahora se conoce como artroplastía de reemplazo de superficie y la técnica fue no cementada.²⁶ Sin embargo, luego de tan sólo dos años de seguimiento, se detectó una tasa inaceptable de aflojamiento de estos implantes, atribuida a la baja resistencia al flujo frío (*creep*) y a una pobre resistencia al desgaste.²³ Charnley optó por alterar el diseño, utilizando un vástago tipo Moore y una cabeza de 42 milímetros y posteriormente redujo la cabeza a 22.225 milímetros. Igualmente popularizó el uso de polimetilmetacrilato (PMMA), utilizado por vez primera por Haboush en 1953, para la fijación del implante al hueso.^{21,26} El PTFE continuó mostrando signos de desgaste prematuro evidentes radiográficamente y que posteriormente fue encontrado en los especímenes extraídos en las revisiones. Charnley investigó acerca de otros

polímeros alternos y fue su asistente Harry Craven quien decidió experimentar un nuevo material llamado polietileno de ultra alto peso molecular, el cual había sido traído por un vendedor de plásticos.²¹

La primera prótesis total utilizando este material se colocó en 1962 y desde entonces constituye el material de elección de las superficies articulares en la cirugía de reemplazo articular.^{21,23,25} Su producción en serie por la fábrica Chas F Thackray de Leeds, Inglaterra inició en 1968 gracias a una máquina diseñada por Craven. Se inicia en este momento de igual manera la utilización de una dosis de 2.5 mRad de rayos gamma para la esterilización de los implantes en aire.²³

Durante los siguientes 20 años, se intenta la introducción de nuevas superficies articulares alternas, destacándose el poliacetal en la prótesis de Christiansen, el poliéster, el Poly II y el Hylamer. Ninguno de estos materiales ha tenido un desempeño que se acerque al del UHMWPE. La utilización clínica del poliacetal, el poliéster y el Poly II fue permitida considerando que las pruebas utilizadas para determinar su resistencia antes de ser lanzados al mercado no detectaron adecuadamente fallas en el uso de estos materiales.^{11,25} El poliacetal, comercializado como Delrin, mostró un rendimiento sobresaliente en los primeros 5 años luego de colocado. Se alcanzó a utilizar cerca de 20,000 implantes entre 1970 y 1986 cuyos reportes mostraron tasas de revisión 7 veces superiores a las obtenidas con las prótesis de Charnley y se discontinuó poco tiempo después. Similar destino corrieron los implantes que utilizaron poliéster en la forma de Dacron y Nylon, siendo brevemente populares a comienzos de la década de los 70 y rápidamente fueron retirados una vez se constató su apresurado desgaste. De estos materiales únicamente el poliacetal sobrevive, utilizado en implantes de color como insertos de prueba durante las cirugías de artroplastia de cadera y rodilla.²⁶

Con el fin de disminuir el impacto del flujo frío (*creep*) y consecuentemente el desgaste del UHMWPE, se lanzó el Poly II a finales de los años 70, el cual consistía de una mezcla de polietileno y fibras de carbono. La adición de fibras de carbono aumentó el vencimiento a la compresión (*compression yield*), el vencimiento a la flexión (*flexural yield*), las propiedades tensiles y la resistencia al flujo frío. Pese a ello, diferentes estudios detectaron fallas clínicas tempranas que se atribuyeron a su menor resistencia a la fatiga, en adición, su fabricación era problemática haciendo que fuera discontinuado del mercado 7 años después de su introducción.^{11,25,26}

El Hylamer surgió de un proyecto conjunto de Depuy y Dupont a finales de la década de los 80. Por medio de complejos procedimientos químicos en los cuales se calentaba el polietileno a altas presiones, se obtuvo un material con mayor porcentaje de cristalinidad, con propiedades marcadamente diferentes a las del polietileno de ultra alta densidad tradicional.

De estos procedimientos químicos surgen dos compuestos, el Hylamer y el Hylamer M. Su comercialización en la

forma de copas acetabulares conocidas como ACS inicia en 1989, pero al corto tiempo DePuy recibe comunicaciones de fallas catastróficas del implante que utilizaba este material. Pese a que las fallas fueron atribuidas a errores en el diseño más que al Hylamer, DePuy decide retirarlas del mercado. Esta empresa introdujo en 1990 el sistema Duraloc que tiene la opción de utilizar Hylamer o UHMWPE como material en el inserto acetabular y del cual se han colocado más de 100,000 componentes. Su desempeño ha sido variable; artículos han reportado una menor tasa de desgaste que el UHMWPE y los resultados en otros ha sido a la inversa.^{23,26,27} Varias publicaciones recientes muestran tasas de desgaste mayores a las aceptadas y fallas catastróficas de implantes donde emplearon la utilización del Hylamer.^{5,28-32}

En los últimos años la mejoría de las características físicas y químicas del polietileno ha sido el fin último de los investigadores. Se han logrado avances sustanciales en cuanto a disminución del desgaste, la prevención de la osteólisis y el aflojamiento aséptico. El surgimiento de las nuevas formas de polietileno de ultra alto peso molecular con alto grado de entrecruzamiento de sus cadenas ramificadas (*Highly Cross-Linked UHMWPE*) y los métodos modernos de producción y empaque han logrado aumentar la resistencia a niveles comparables a otros materiales de mayor dureza como la cerámica y el metal. Estos novedosos avances serán descritos en las siguientes secciones de este artículo.

Clasificación y métodos de producción del polietileno

Clasificación

En la actualidad existen varias empresas proveedoras de resina base para el polietileno de ultra alto peso molecular de grado medio, pero sólo uno que es utilizado en aplicaciones ortopédicas; la multinacional Ticona (Hoechst Celanese, Houston, Texas y Oberhausen, Alemania entre otros) cuya producción es de aproximadamente 800 toneladas de este material al año. El polvo proviene de la polimerización del gas etileno. El procedimiento utilizado lleva el nombre de Ziegler e incluye un catalizador a base de cloruro de titanio más un compuesto de alkyl de aluminio, lo que explica el trazado que tales elementos producen al analizar la composición de estos insertos.^{15,18,23,26} Las temperaturas a las cuales esto se realiza oscilan entre los 66 y 80 grados centígrados acompañado de presiones entre los 4 y 6 bar. Bajo estas condiciones se maximiza el peso molecular que produce cadenas largas y poco ramificadas.

Antes de 1995 se utilizaron tres tipos de resinas: 412 GUR, 415 GUR (provenientes de Hoechst) y la 1900 (proveniente de Basell-Himont antes conocida como Montel, Wilmington, Delaware). Las resinas de Ticona aparecen igualmente referenciadas como 1020 GUR y 1050 GUR. En esta nomenclatura, el primer número indica el sitio de producción (4 si es producida en Estados Unidos, 1 en Alemania). El segundo número indica si contiene o no estearato de calcio, añadido anteriormente para lubricar e inhibir la

corrosión en las plantas convertidoras de UHMWPE y para disminuir el color amarillento de los implantes (0 si no se ha añadido, 1 si ha sido añadido).⁵ El tercer número indica el peso molecular (2 si va de 2 a 4 millones; 5 si es mayor a 4 millones). El último número es siempre 0, se reserva para futuras nuevas resinas o modificaciones a las mismas.²⁶ En 1998 se decidió consolidar la nomenclatura y desde entonces todas las resinas, incluidas las producidas en Estados Unidos, se conocen por números que comienzan con 1 y terminan en 0, resultando al final únicamente 4 tipos principales, 1020, 1050, 1120 y 1150 en concordancia con lo anteriormente descrito. La relevancia clínica de la presencia de estearato de calcio no ha sido dilucidada, ya que no hay pruebas que indiquen que afecta de forma alguna el desempeño. Todas las prótesis utilizadas por Charnley contienen este producto, lo que indica que su presencia no altera la durabilidad del implante.²⁶ Ticona, sin embargo, discontinuó la producción de GUR 1120 y GUR 1150 a partir del 2002.²³ Basell suspendió la producción de su resina 1900 y vendió su tecnología a la compañía brasilera Polialden, productora de UHMWPE.²³ Las compañías han proporcionado diversos nombres a los distintos tipos de resina utilizados desde el inicio de su producción. En la *tabla 1* se resumen los nombres de algunos de los productos de UHMWPE, las resinas base y su fabricante.

Métodos de producción

El UHMWPE es producido en polvo. Para lograr llevarlo a estado sólido, varios procesos de conversión deben cumplirse. Existen tres métodos descritos para obtenerlo.^{15,23,26} El primero, desarrollado en Alemania por Ruhrchemie llamado «Moldeamiento por Compresión Directa» (*Direct Compression Molding-DCM*). Este proceso consiste en comprimir el polvo directamente a un molde que contiene la forma de la prótesis o inserto. El molde se calienta a temperaturas de 190-200 grados centígrados (375-390 Fahrenheit) y se somete a presiones de 100 a 200 bar (1,000-1,500 psi) para consolidar el polietileno y darle la forma definitiva. Las ventajas que posee es que forma una superficie completamente

lisa, libre de marcas que pudiese haber dejado la maquinaria utilizada para el corte y el moldeamiento. Con el uso de este método, se pueden fabricar en un solo paso complicadas formas geométricas como las curvas encontradas en ciertos implantes. Posee como desventajas la lentitud en la fabricación del componente (y por ende un mayor costo), el control de calidad laborioso que envuelve y las variaciones en las características del producto final debido a fluctuaciones en las condiciones de compresión. Este sistema ha sido empleado en la fabricación de insertos tibiales como el Insall-Burstein I, Miller-Galante I y el ACG. De igual manera las prótesis tipo Charnley de Zimmer y las Poly II fueron fabricadas utilizando este sistema.²⁶ Con este método se producen láminas de UHMWPE que obtienen medidas de 1 x 2 hasta 2 x 4 metros de ancho por 30-80 mm de profundidad.²³ Todo el proceso puede tomar hasta 24 horas ya que implica pasos lentos y graduales bajo aislamiento de calentamiento y enfriamiento del material. Las únicas dos compañías que proveen este tipo de material médico actualmente son Poli Hi Solidar (Fort Wayne, Indiana y Vreden, Alemania) y Perplas Medical en Inglaterra.

El segundo método «Extrusión por Impacto» (*Ram Extrusion*) fue desarrollado en los Estados Unidos en la década de los 70. Consiste en comprimir el polvo de UHMWPE en un cilindro que se calienta para luego ser sometido a alta presión y así adquirir una barra cilíndrica de UHMWPE. Esta barra de UHMWPE es cortada en secciones de 3.3 metros. A partir de estos cilindros los implantes ortopédicos son luego moldeados o maquinados (*machined*) con la utilización de maquinaria especializada. En la actualidad ésta es la forma de polietileno industrial de mayor uso en la obtención de materiales ortopédicos. El proceso requiere igualmente de un sistema de aislamiento y produce barras de diferentes tamaños con un rango entre 20-80 mm. La velocidad de producción es de varios milímetros por minuto, pudiendo lograr una producción masiva de implantes (*Figura 3*).

Un tercer método de conversión es la «Compresión Isostática en Caliente» (*Hot Isostatic Pressing*) que utiliza Biomet de Warsaw, Indiana, Estados Unidos. El método consiste en obtener una barra de polietileno por medio de compresión isostática

Tabla 1.

Nombre	Resina base	Fabricante	Forma
Chirulen	412 GUR	Hoechst	Lámina
Rhc 1000	412 GUR	Hoechst	Lámina
Enduron	415 GUR	Depuy ¹	Barra
Arcom	1900	Biomet	Producto terminado ²
Duramer	415 GUR	Wright Medical	Producto terminado
Hylamer	415 GUR	Depuy/Dupont	Producto terminado
Hylamer M	415 GUR	Depuy/Dupont	Producto terminado
Longevity	GUR 1050	Zimmer	Producto terminado
Prolong	GUR 1020	Zimmer	Producto terminado
Durasul	GUR 1050	Zimmer (Sulzer)	Producto terminado

1. DePuy, Biomet, o Zimmer no producen base, son marcas registradas para la resina comprada por ellos

2. Indica que solamente está disponible el producto terminado y no la resina base

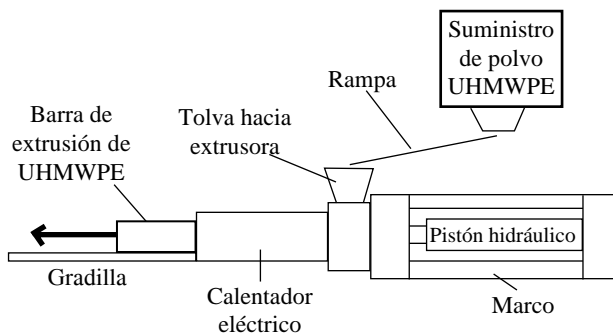


Figura 3. Extrusión por impacto.

en frío la cual es colocada en un horno de compresión isostática en caliente que posee condiciones de baja oxigenación y evita la degradación del polietileno. El material resultante es esencialmente isostático, a partir del cual se moldean los implantes utilizando maquinaria especializada.

La relevancia del método de fabricación es cada día más importante, especialmente a la luz del creciente número de implantes a ser colocados y de la necesidad de una mayor sobrevida de los mismos. Diversos estudios han demostrado cómo mínimas alteraciones en los métodos y materiales utilizados para la fabricación de los implantes pueden conducir a dramáticas consecuencias.¹⁴ Fehring y colaboradores demostraron que el variar el proveedor de resina base y modificar uno de los procesos de terminación de los insertos tibiales en las prótesis PFC (Johnson y Johnson Professional Incorporated, después fabricada por DePuy, empresa de Johnson y Johnson en Warsaw, Indiana Estados Unidos) había afectado la sobrevida de los implantes. Estos implantes se colocaron sin variaciones de diseño entre 1985 y 1996. Los autores empezaron a notar una tasa de revisión por encima de la esperada en pacientes con menor tiempo de implantación, comparada con la de aquellos que llevaban mayor tiempo con el implante. Este hallazgo, contrario a lo que normalmente ocurre, los impulsó a investigar otros factores distintos al tiempo de implantación. Decidieron comparar dos grupos de pacientes: el primero operado antes del aumento de las revisiones; el segundo, operado después. La tasa de revisión secundaria a desgaste del polietileno había subido de un 2.8% en el grupo con mayor tiempo de implantación a un 6.5% en el grupo con menor tiempo. Dos diferencias entre los períodos explicaron finalmente los hallazgos: se encontró una modificación de la técnica de pulido de los implantes una vez cortados y moldeados a su forma final y la sustitución del proveedor de resina base. Los implantes colocados luego de estas modificaciones demostraron una clara disminución en su resistencia al desgaste y una tasa mayor de revisión. Ambos cambios se llevaron a cabo sin el conocimiento de los cirujanos. Artículos con similares resultados han logrado que los ortopedistas presten mayor atención a la procedencia y a los materiales utilizados en los implantes que están siendo colocados, cuyo beneficio final se extiende al paciente.¹⁵

Adicionalmente, en los últimos años se ha incorporado el procedimiento de calentamiento por debajo de la temperatura de fusión (*annealing*) o por encima de la temperatura de derretimiento, para modificar las propiedades físicas y mecánicas de los nuevos polietilenos como se explicará en otro apartado de este documento.¹³

Bibliografía

1. Lavernia CJ, Guzman JF, Gachupin-Garcia A: Cost effectiveness and quality of life in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1997; (345): 134-9.
2. Jones CA, Voaklander DC, Johnston DW, Suarez-Almazor ME: Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. *J Rheumatol* 2000; 27(7): 1745-52.
3. Huo MH, Osier CJ: Is cement still a fixation option for total hip arthroplasty? *J Arthroplasty* 2008; 23(7 Suppl): 51-4.
4. Marx RG, Jones EC, Atwan NC, Closkey RF, Salvati EA, Sculco TP: Measuring improvement following total hip and knee arthroplasty using patient-based measures of outcome. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87(9): 1999-2005.
5. Heisel C, Silva M, Schmalzried TP: Bearing surface options for total hip replacement in young patients. *Instr Course Lect* 2004; 53: 49-65.
6. Sayeed SA, Trousdale RT, Barnes SA, Kaufman KR, Pagnano MW: Joint arthroplasty within 10 years after primary Charnley total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2009; 38(8): E141-3.
7. Ulrich SD, Seyler TM, Bennett D, et al: Total hip arthroplasties: what are the reasons for revision? *Int Orthop* 2008; 32(5): 597-604.
8. Sledge C: Adult reconstructive surgery. *Yearbook of Orthopedics*. 1992: 87-9.
9. Santavirta S, Bohler M, Harris WH, et al: Alternative materials to improve total hip replacement tribology. *Acta Orthop Scand* 2003; 74(4): 380-8.
10. Wang ML, Sharkey PF, Tuan RS: Particle bioreactivity and wear-mediated osteolysis. *J Arthroplasty* 2004; 19(8): 1028-38.
11. Harris WH: Cross-linked polyethylene: why the enthusiasm? *Instr Course Lect* 2001; 50: 181-4.
12. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P: The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A Suppl 2: 2-20.
13. Harris WH, Muratoglu OK: A review of current cross-linked polyethylenes used in total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005; (430): 46-52.
14. Fehring TK, Murphy JA, Hayes TD, Roberts DW, Pomeroy DL, Griffin WL: Factors influencing wear and osteolysis in press-fit condylar modular total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2004; (428): 40-50.
15. Ayers DC: Maximizing ultra high molecular weight polyethylene performance in total knee replacement. *Instr Course Lect* 2001; 50: 421-9.
16. Digas G, Karrholm J, Thanner J, Malchau H, Herberts P: The Otto Aufranc Award. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: randomized evaluation of penetration rate in cemented and uncemented sockets using radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2004; (429): 6-16.
17. Harris WH: Highly cross-linked, electron-beam-irradiated, melted polyethylene: some pros. *Clin Orthop Relat Res* 2004; (429): 63-67.
18. Ries MD: Enhanced polyethylene implants: have we been there before? *Instr Course Lect* 2005; 54: 189-92.
19. Jasty M, Rubash HE, Muratoglu O: Highly cross-linked polyethylene: the debate is over-in the affirmative. *J Arthroplasty* 2005; 20(4 Suppl 2): 55-8.
20. Ries MD: Highly cross-linked polyethylene: the debate is over-in opposition. *J Arthroplasty* 2005; 20(4 Suppl 2): 59-62.
21. Low Friction Arthroplasty. London, England; 1982.
22. Hall C: Polymer Materials. 1 ed. London and Basingstoke: The Macmillan Press LTD; 1981.

23. Kurtz SM: The UHMWPE Handbook: Ultra high molecular weight polyethylene in total joint replacement. San Diego California: Elsevier Academic Press; 2004.
24. Raia FJ, Chapman CB, Herrera MF, Schweppe MW, Michelsen CB, Rosenwasser MP: Unipolar or bipolar hemiarthroplasty for femoral neck fractures in the elderly? *Clin Orthop Relat Res* 2003; (414): 259-65.
25. Peltier L, Callaghan JJ: A History of Hip Surgery; chapter 1 in "The Adult Hip". Vol 1. Philadelphia: Lippincott Raven Publishers; 2001.
26. Li S, Callaghan JJ: Polyethylene; chapter 7 in "The Adult Hip". Vol 2. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1998.
27. Chmell MJ, Poss R, Thomas WH, Sledge CB: Early failure of Hylamer acetabular inserts due to eccentric wear. *J Arthroplasty* 1996; 11(3): 351-3.
28. Cohen J: Catastrophic failure of the Elite Plus total hip replacement, with a Hylamer acetabulum and Zirconia ceramic femoral head. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86(1): 148.
29. Sychterz CJ, Orishimo KF, Engh CA: Sterilization and polyethylene wear: clinical studies to support laboratory data. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A(5): 1017-22.
30. Sychterz CJ, Young AM, Orishimo K, Engh CA: The relationship between shelf life and *in vivo* wear for polyethylene acetabular liners. *J Arthroplasty* 2005; 20(2): 168-73.
31. Iwase T, Warashina H, Yamauchi K, Sugiura S, Hasegawa Y: Early head penetration into cemented Hylamer Ogee socket. *J Arthroplasty* 2003; 18(7): 920-4.
32. Min BW, Song KS, Kang CH, Won YY, Koo KH: Polyethylene liner failure in second-generation Harris-Galante acetabular components. *J Arthroplasty* 2005; 20(6): 717-22.

www.medigraphic.org.mx