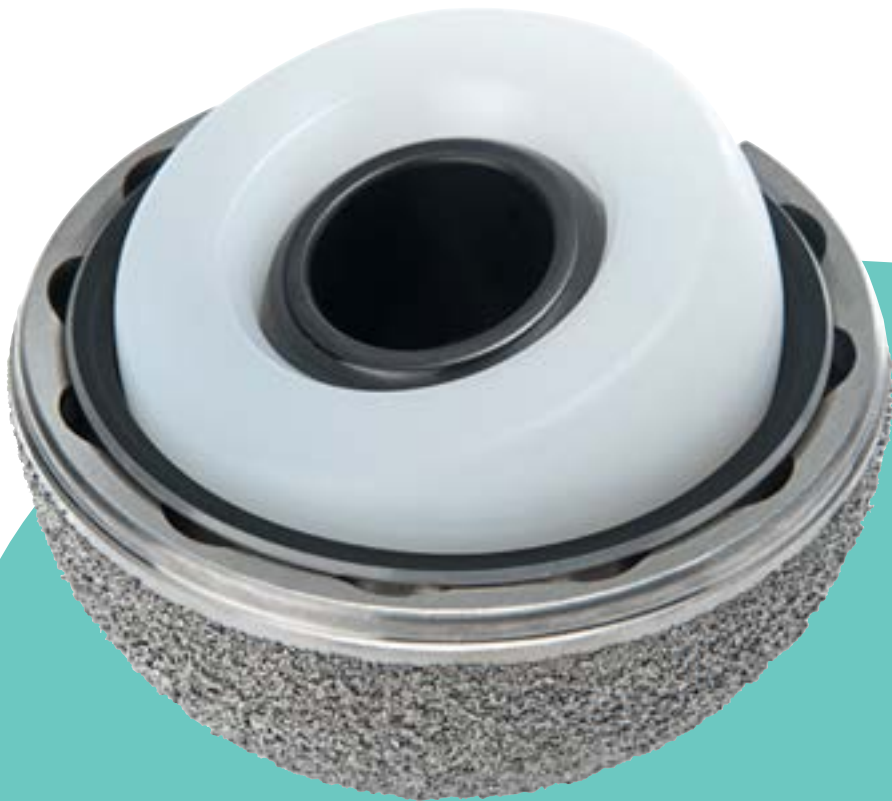


Smith+Nephew

OR30[◇]

Doble movilidad con
tecnología de OXINIUM[◇] DH

Justificación del diseño



Una opción avanzada con tecnología demostrada

OR30[◇] de doble movilidad es un diseño modular que ofrece las ventajas del par de fricción de polietileno altamente entrecruzado y OXINIUM[◇] clínicamente probado junto con un nuevo material de par de fricción patentado, OXINIUM DH. Esta combinación ofrece los beneficios de la doble movilidad y también ofrece excelentes ventajas de material y diseño que solo Smith+Nephew puede ofrecer.^{1,2}



Doble movilidad: una filosofía repleta de historia

El profesor Gilles Bousquet, de Francia, introdujo el concepto de doble movilidad, un diseño de cotilo monolítico (figura 1), en el mercado en 1974. A lo largo de sus cuatro décadas de uso, la doble movilidad ha pasado del uso regional a un sistema de pares de fricción globalmente aceptado, con antecedentes de un sólido funcionamiento clínico.³⁻⁵

Cuatro componentes de la construcción de doble movilidad (a) cotilo acetabular monolítico, (b) inserto de polietileno, (c) cabeza femoral, (d) vástago femoral

Primera articulación

La primera articulación (A) la cabeza femoral de diámetro pequeño se articula dentro del inserto de polietileno. (A)

Segunda articulación

La segunda articulación (B) el vástago entra en contacto con el inserto y produce la articulación del inserto dentro del cotilo. (B)

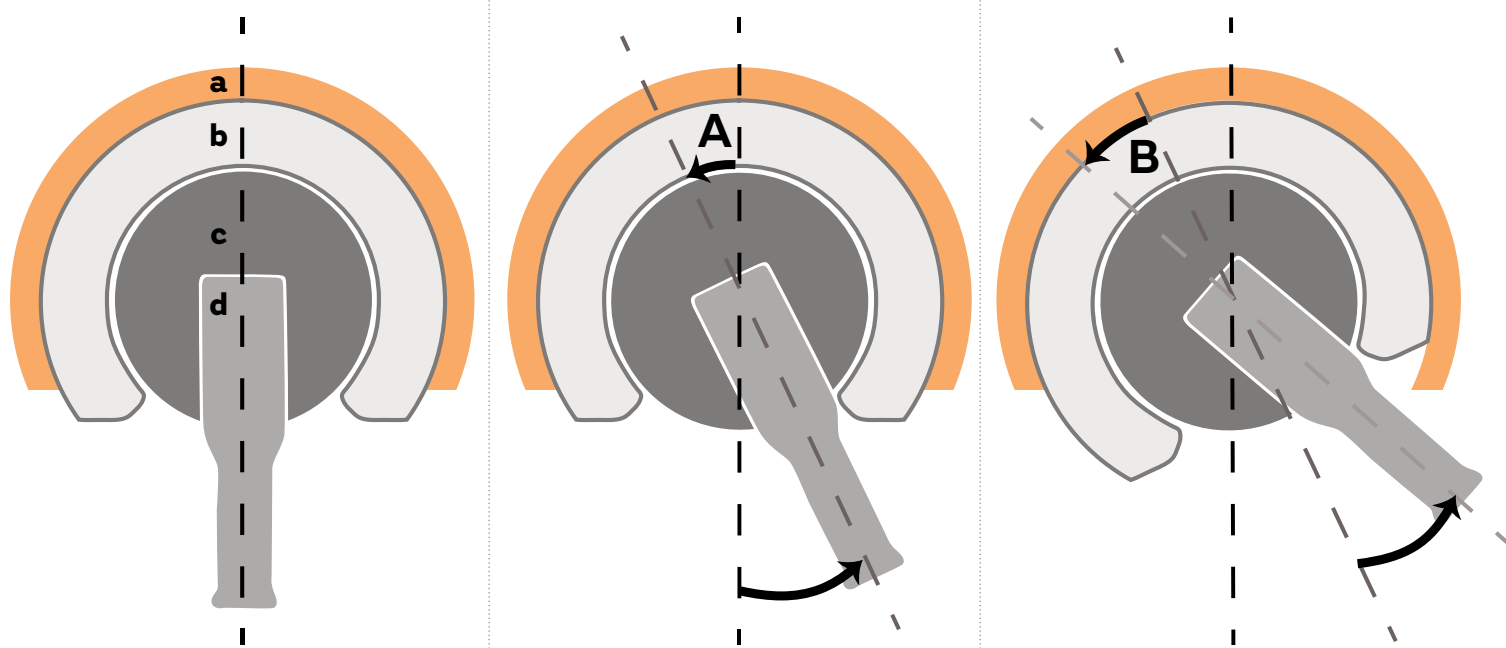


Figura 1: Diseño de la construcción de doble movilidad

Introducción de un diseño modular

Se introdujo en el mercado un concepto modular de doble movilidad para abordar los inconvenientes específicos del diseño de cotilo monolítico. El primero es el deseo de orificios para tornillos dentro del cotilo, para permitir una fijación adicional. El segundo es un introductor rígido para facilitar el control de la orientación tras el montaje inicial en el acetábulo.⁶

Se ha demostrado que las construcciones de doble movilidad modernas reducen la luxación y la revisión como resultado de luxación en los casos de artroplastia de cadera tanto primaria como de revisión.^{5,9} Sin embargo, la pérdida de la articulación entre la cabeza femoral interior (disociación intraprotésica o DIP), el aumento de iones metálicos y los problemas intraoperatorios siguen siendo cuestiones susceptibles de mejora de una tecnología prometedora.⁸⁻¹³

Un diseño de doble movilidad de nueva generación

Smith+Nephew deseaba ofrecer una opción avanzada de doble movilidad que incorporara los conocimientos adquiridos durante la historia de la doble movilidad, tecnologías de éxito clínico y la tecnología OXINIUM[®] DH. OXINIUM DH se desarrolló entre 2006 y 2020 para utilizarse como material de par de fricción avanzado en la artroplastia total de cadera. Las pruebas rigurosas incluyeron dos ensayos clínicos y más de noventa ensayos preclínicos individuales, que dieron lugar a más de 20 resúmenes y artículos en revistas con comité editorial. El resultado final es un dispositivo diseñado para aumentar la estabilidad, incorporar elementos de diseño con una trayectoria clínica probada y simplificar la experiencia quirúrgica.^{3,4,13}

Diseñado pensando en la estabilidad

El principio básico de la doble movilidad es la estabilidad. Todos los componentes de la construcción OR30[◇] están diseñados para abordar esta necesidad clave y minimizar los riesgos asociados a los problemas específicos de la doble movilidad, como la disociación intraprotésica (DIP).

Excentricidad: alineación de polietileno con autocentrado

Utilizada con éxito en aplicaciones bipolares durante décadas, la construcción de doble movilidad OR30 utiliza un diseño de polietileno excéntrico. Este diseño medializa el inserto de polietileno a la cara del cotilo al tiempo que lateraliza el inserto (figura 2). La investigación ha demostrado que un diseño excéntrico crea un mecanismo de autocentrado para el inserto de polietileno, donde puede realinearse a sí mismo a una posición antivaro, reduciendo la tensión sobre el borde retentivo (figura 3).¹³

Diseño del sistema

En la bibliografía se ha demostrado que los diseños con autocentrado o excéntricos:

- Reducen el riesgo de DIP^{13,14}
- Logran una mayor resistencia a la torsión contra la luxación¹⁴

Si el movimiento de un inserto de doble movilidad es limitado por la fricción o por un exceso de crecimiento de tejido blando, el efecto de la excentricidad se reduce, y puede aumentar el riesgo de pinzamiento y desgaste deficiente.¹³⁻¹⁵

La superficie cerámica de OXINIUM[◇] DH es hidrófila y reduce la fricción en la articulación exterior en comparación con el cobalto-cromo (CoCrMo).¹⁶ Esto desempeñará un papel en la capacidad del inserto excéntrico para funcionar según lo previsto.



El principio básico de la doble movilidad es la estabilidad.



Figura 2: Diseño excéntrico de doble movilidad



Figura 3: Diseño excéntrico en movimiento

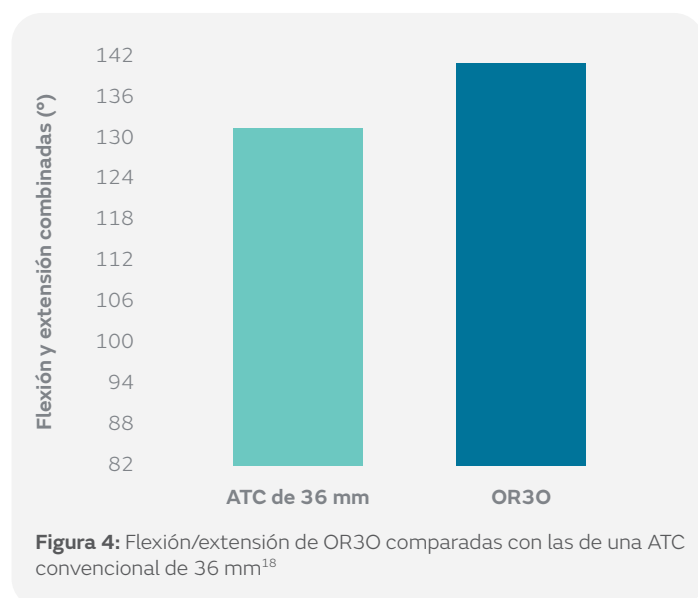
Doble movilidad: estabilidad

Los estudios *in vitro* indican que la estabilidad de una articulación de cadera reconstruida se ve influida tanto por el rango de movimiento hasta el pinzamiento como por la traslación posterior del par de fricción femoral desde el cotilo acetabular.^{14,17} El equilibrio buscado por el diseño de OR30[®] retrasa el pinzamiento del componente al tiempo que se tiene en cuenta la distancia de salto traslacional resultante, o la distancia que el centro del componente femoral puede recorrer antes de correr el riesgo de luxación.

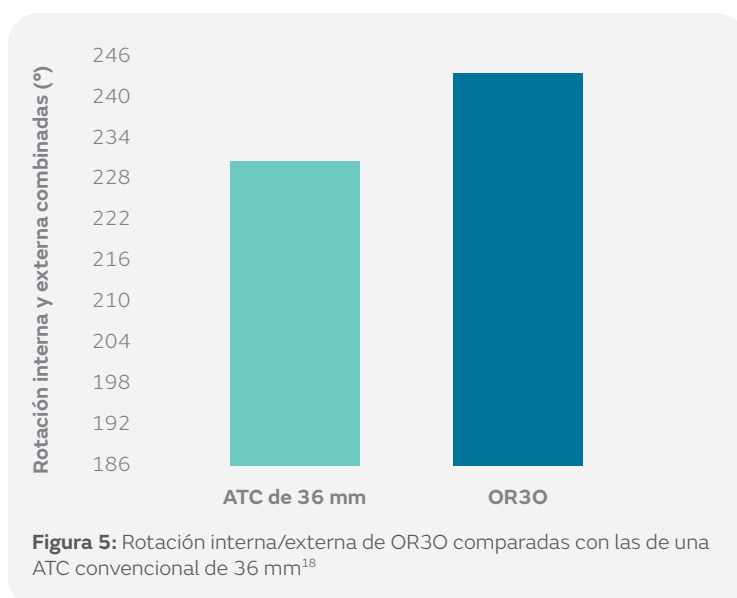
Rango de movimiento

El rango de movimiento sin pinzamiento determina hasta dónde puede articularse el componente femoral antes de que se produzca el contacto entre el cuello femoral y el tejido blando o el implante. A continuación, el vástago femoral se convierte en una palanca para forzar la salida de la cabeza femoral del cotilo acetabular. Como se muestra en las figuras 4 y 5, el diseño de OR30 mejora el rango de movimiento tanto en la flexión/extensión combinadas como en la rotación interna/externa.

Flexión/extensión



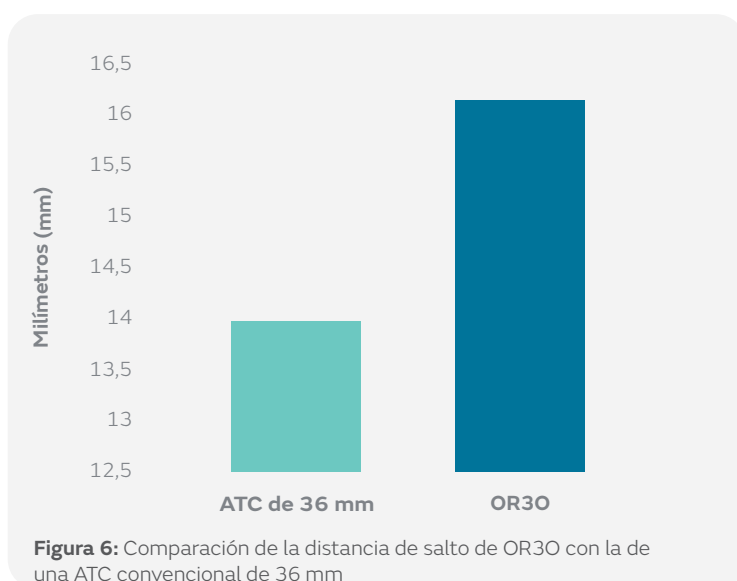
Rotación interna/externa



Distancia de salto

Suponiendo una posición del cotilo de 45° de inclinación y 15° de anteversión, el par de fricción OR30 mostró un aumento del 13 % en la distancia necesaria para que la construcción femoral se dislocara lateralmente, en comparación con una ATC convencional de 36 mm de tamaño similar (figura 6).¹⁸

Distancia de salto

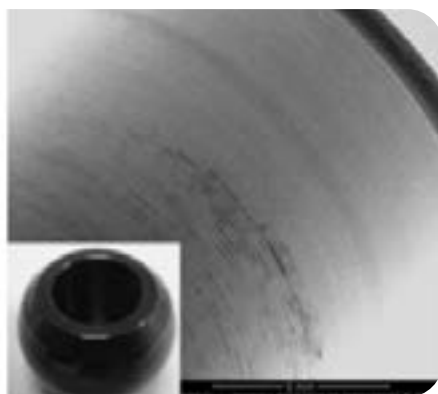
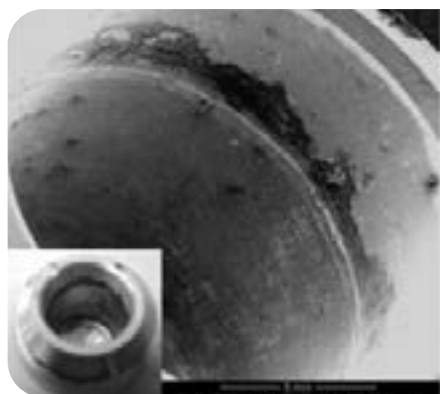


Diseñado pensando en la seguridad: prevención de la corrosión

Se ha demostrado que la tecnología OXINIUM[®] reduce la corrosión de las conicidades en la artroplastia total de cadera (ATC), minimizando la preocupación por la corrosión.¹⁹

Un artículo publicado en el HSS Journal mostró que, en una base de datos de recuperación de 22 años, las cabezas femorales de OXINIUM se asociaban a un menor daño por corrosión en comparación con las cabezas femorales de CoCrMo (figura 7).²⁰

En otro estudio publicado en el British Bone and Joint Journal, se resaltó que las cabezas femorales de OXINIUM presentaban puntuaciones medias de desgaste y corrosión significativamente menores que las cabezas femorales de CoCrMo, y se concluyó que las cabezas femorales de OXINIUM eran eficaces para reducir la corrosión del cono.²¹



Las cabezas femorales de OXINIUM se asocian a un menor daño por corrosión que las cabezas femorales de CoCrMo.

Figura 7: Imagen de ME de barrido de un cono de CoCrMo (a la izquierda) y de OXINIUM (a la derecha), ambos en el peor escenario posible.

OXINIUM/OXINIUM DH: impacto de los dispositivos de aleación de circonio en los tejidos periprotésicos

Smith+Nephew ha estudiado exhaustivamente los efectos biológicos de las aleaciones con base de circonio para respaldar el uso de la tecnología de OXINIUM DH como par de fricción acetabular.

- Una cohorte de 19 insertos de OXINIUM DH, con el mismo diseño de cono acetabular que OR30[®], se implantó hace siete años y no ha requerido revisiones. Los niveles de cobalto, cromo, titanio y níquel a los dos años en la evaluación de sangre completa y funcional proporcionaron resultados similares a los de los controles de OXINIUM/XLPE.²²
- Los residuos del desgaste de los implantes de OXINIUM, OXINIUM DH y Zr-2,5Nb eluyeron un mínimo de iones en un estudio realizado en animales.²⁴
- Un ensayo *in vitro* realizado para medir la toxicidad y la inflamación mostró que el producto del desgaste y la corrosión del OXINIUM produjo menores niveles de citotoxicidad y muerte celular en tejido periprotésico que las partículas de CoCrMo.²³
- Un estudio de bolsa de aire en murinos mostró una respuesta celular similar entre los residuos del desgaste del Zr-2,5Nb y controles de solución salina. El CoCrMo mostró una mayor respuesta celular.²⁵
- Un estudio publicado en el Journal of Biomedical Material Research estableció que «las partículas submicrométricas de Zr inducían menos toxicidad y respuesta inflamatoria que las partículas más grandes de las aleaciones de CoCrMo y de Ti».²⁶ Habitualmente, se considera que las partículas submicrométricas son más reactivas.
- Un estudio de laboratorio en el que se evaluó el efecto de los iones metálicos y las partículas sobre los linfocitos de voluntarios sanos mostró que «los materiales más químicamente estables, como la aleación de Zr oxidado, pueden producir menores tasas de hipersensibilidad de los linfocitos *in vitro* en comparación con los materiales de implante tradicionales, como las aleaciones de cromo y de titanio».²⁷

OR30[◇] de doble movilidad utiliza elementos de diseño clínicamente probados

Smith+Nephew utiliza la combinación de par de fricción de OXINIUM[◇] patentado y polietileno altamente entrecruzado (XLPE). Se ha utilizado a nivel mundial en la artroplastia total de cadera durante más de una década y tiene una serie de características diferenciadoras.

Rendimiento ante el desgaste

El uso de OXINIUM con XLPE para la artroplastia total de cadera se ha probado en laboratorio y ha mostrado que proporciona un rendimiento en cuanto a desgaste superior al del CoCrMo sobre polietileno altamente entrecruzado, durante un máximo de 45 millones de ciclos (figura 8).²⁸ Otro estudio mostró que un inserto de XLPE OR30 de 54 mm presentaba un desgaste similar al de un par de fricción de OXINIUM/XLPE de 36 mm tras 5 millones de ciclos.²⁹

Comparación del desgaste volumétrico acumulado

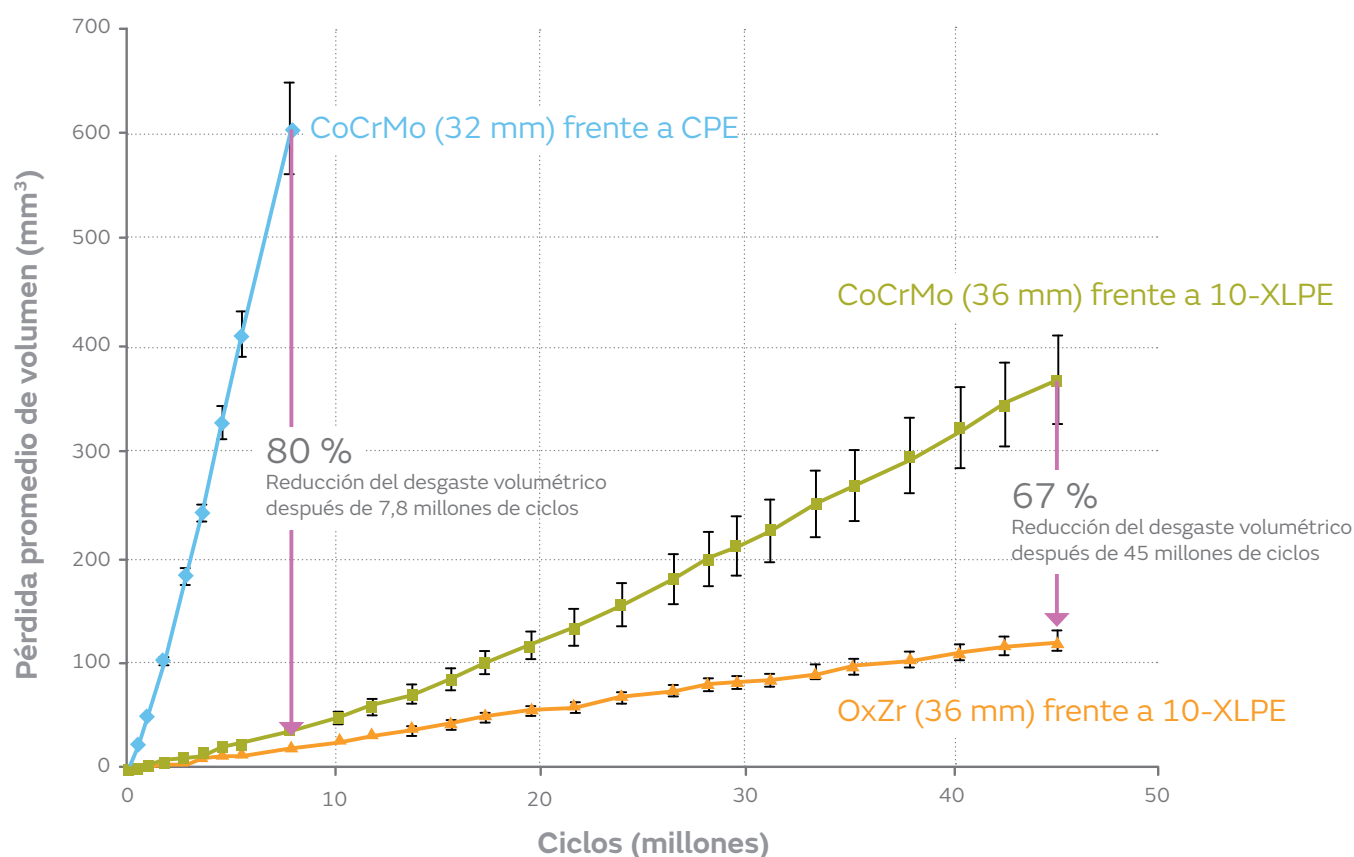


Figura 8: Comparación del desgaste volumétrico acumulado del CoC/CPE (azul), el CoCrMo/XLPE (verde) y el OxZr (naranja). Las barras de error representan gráficamente la desviación estándar en las mediciones gravimétricas de la pérdida de volumen en todas las muestras.

Descargo de responsabilidad

No se ha demostrado que los resultados de los ensayos de simulación *in vitro* puedan predecir cuantitativamente el funcionamiento frente al desgaste clínico.

Humectabilidad y fricción: reducción del potencial de desgaste en la articulación

OXINIUM[®] es una superficie más humectable que el CoCrMo, lo que mejora la lubricación. Una prueba de goteo de la superficie mostró que OXINIUM era un 30 % más humectable que el CoCrMo (figura 9). La aleación OXINIUM también ha demostrado reducir la fricción y el polietileno (figura 10).¹⁶

Resultados de la prueba de humectabilidad del circonio oxidado (OxZr) frente al CoCrMo

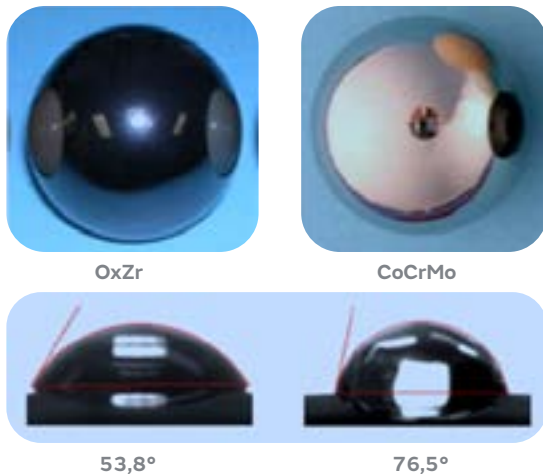


Figura 9: La superficie de OxZr era más humectable que el CoCrMo.

Resultados de la prueba de fricción del cromo cobalto frente al circonio oxidado OXINIUM

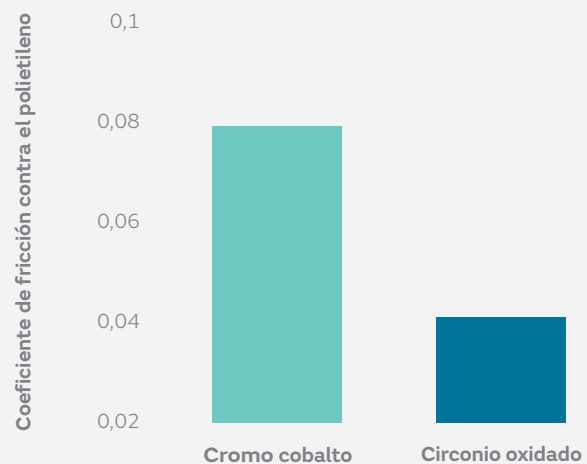


Figura 10: El circonio oxidado mostró un coeficiente de fricción contra el polietileno inferior al del cromo cobalto.

Los registros de todo el mundo han destacado que el OXINIUM presenta el mejor funcionamiento de su categoría.

Registro australiano³¹

2019 Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry

- 95 % a los 15 años
- Riesgo de revisión un 29 % inferior al del CoCr a partir de los 3 meses



Registro holandés³²

Registro de artroplastias de Holanda

- 96,5 % a los 9 años con polietileno convencional (PE) y polietileno altamente entrecruzado (HXLPE)
- Riesgo de revisión un 17 % inferior al del metal/HXLPE
- Riesgo de revisión un 6 % inferior al de la cerámica/HXLPE



Registro italiano³³

Registro de Implantes Protésicos Ortopédicos

- 98,2 % a los 10 años



OXINIUM[◇] DH: un material de par de fricción avanzado de nueva generación para la artroplastia de cadera

El sistema de doble movilidad OR30[◇] es el primer sistema de Smith+Nephew que utiliza la avanzada tecnología de par de fricción más reciente: OXINIUM DH. Basado en el dilatado historial de nuestra aleación patentada OXINIUM, OXINIUM DH conserva todas las ventajas de nuestro anterior material, pero es realmente una solución de OXINIUM específica para la cadera.

Utilizando los mismos procesos de fabricación patentados, los implantes OXINIUM y OXINIUM DH se someten a una transformación de la superficie de la aleación Zr-2,5Nb a una superficie de par de fricción de circonio monoclinico de fase estable. Sin embargo, el proceso de difusión del OXINIUM DH lleva a la profundidad de endurecimiento de unas 7 micras a unas 25 micras, un aumento de 3-4 veces respecto al OXINIUM tradicional.³⁴ Esto produce una resistencia a los daños similar a la de las aleaciones de CoCrMo.^{16,35}

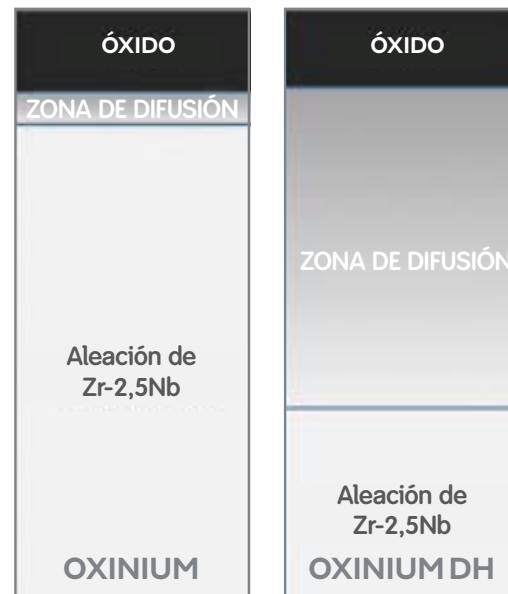
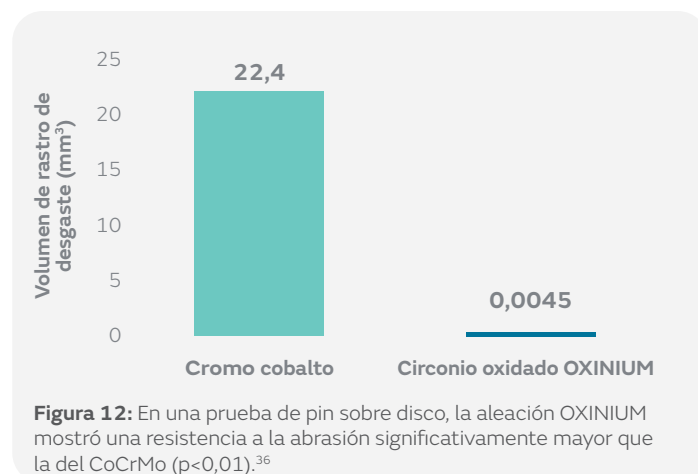


Figura 11: Composición de OXINIUM y OXINIUM DH

OXINIUM DH: resistencia a los daños

El OXINIUM DH ha demostrado una resistencia a los daños mejor o similar a la del CoCrMo en estudios de daños por abrasión y luxación.

Resistencia a los daños por abrasión: Eliminación de material



Resistencia a los daños por luxación: Registros del perfil de la superficie

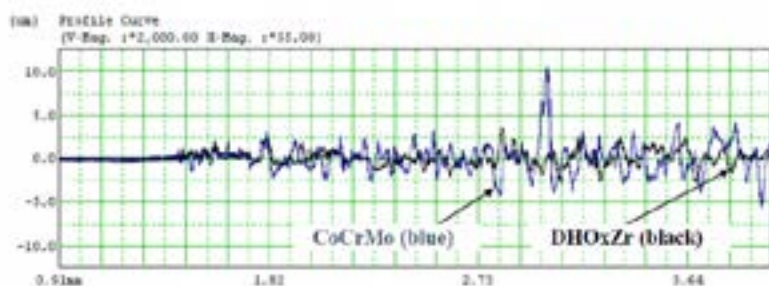


Figura 13: Registros representativos del perfil de la superficie dentro del rastro de desgaste en discos de 20 ciclos de carga de 136 kg (300 libras). OXINIUM DH (DHOxZr) y el CoCrMo muestran una resistencia similar a los daños.³⁵

Diseñado pensando en la simplificación

La eficiencia es una parte importante de cualquier intervención quirúrgica. OR30[◇] de doble movilidad está diseñado con características que ayudan a simplificar el procedimiento de doble movilidad, mediante la facilidad de inserción, retirada o selección del cotilo acetabular.

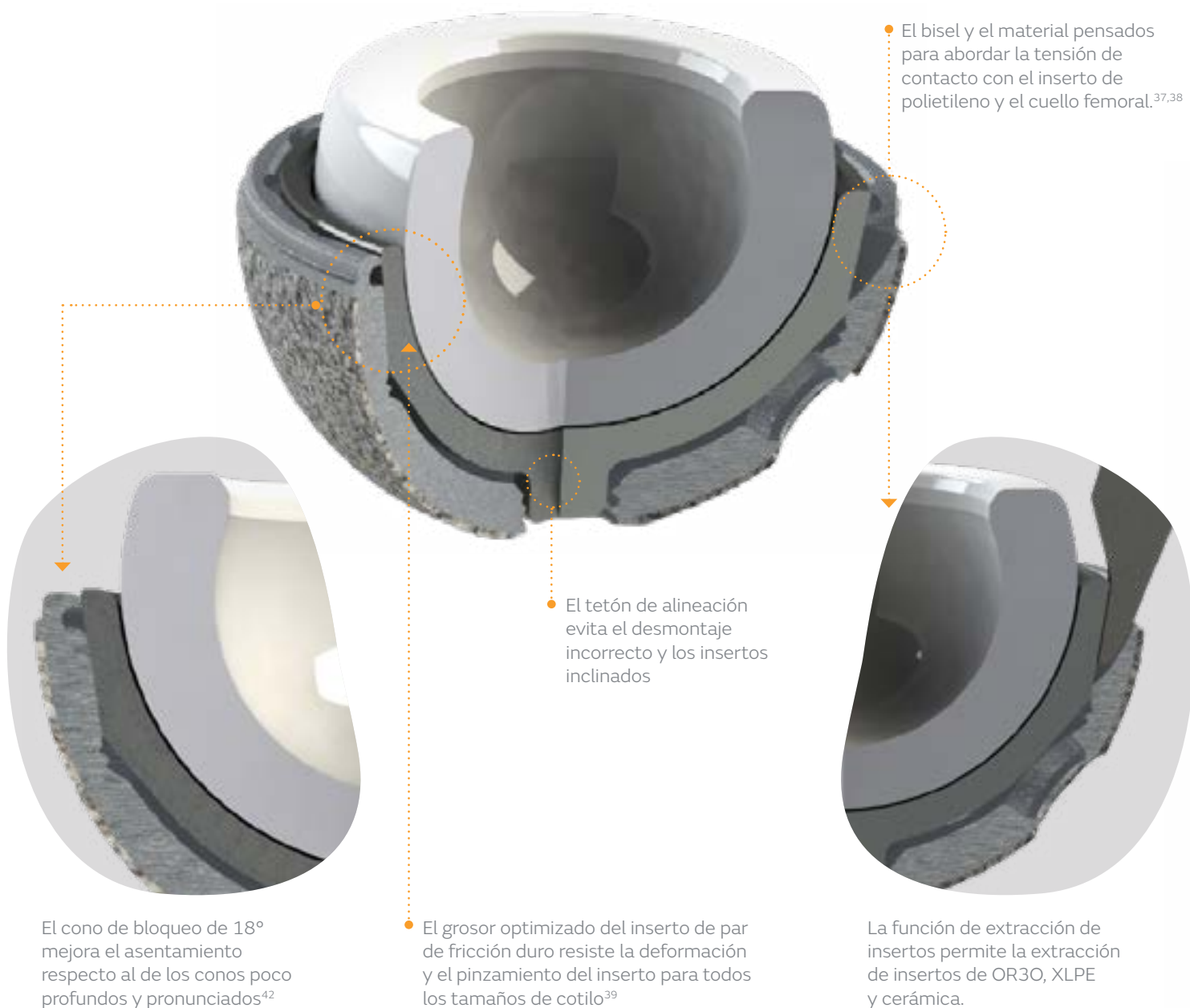


Figura 16: Características del diseño de OR30

Diseño de cono de bloqueo probado

El cono de bloqueo de 18° de los insertos OR30[◇] utiliza el mismo mecanismo de bloqueo que los insertos cerámicos R3[◇] de éxito clínico que llevan en el mercado desde 2007.^{40,41}

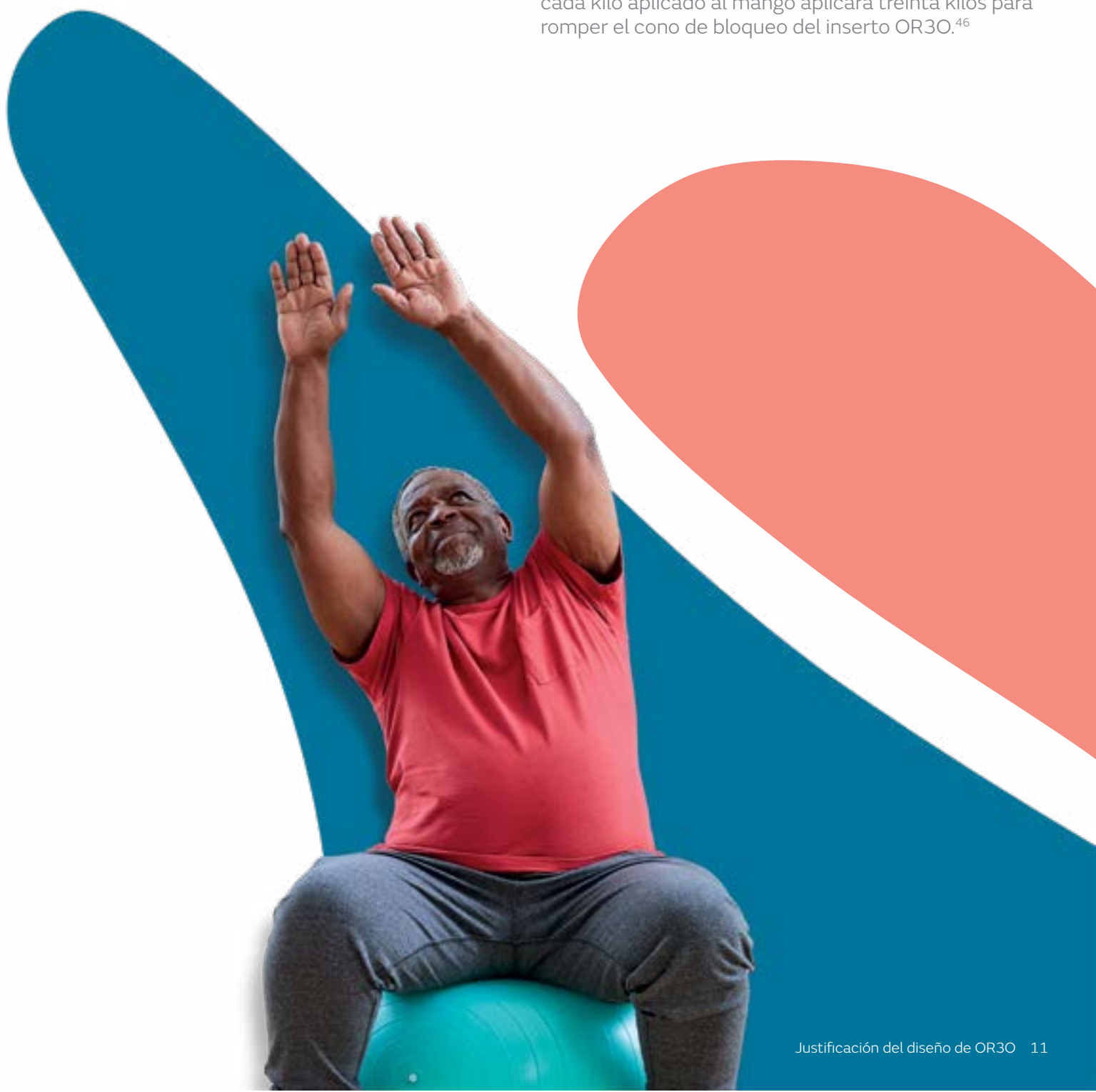
La bibliografía ha demostrado que una conicidad de 18° se inserta más fácilmente en un cotilo acetabular con par de fricción múltiple que un ángulo de cono más agudo y se correlaciona con menos problemas de asentamiento.⁴² Junto con el tetón de alineación, el inserto OR30 está diseñado para evitar la inserción fuera de eje del inserto.

Expulsión posfatiga

Todos los insertos acetabulares metálicos o cerámicos están sujetos a cargas por fatiga durante el desarrollo normal. El módulo inferior de los insertos acetabulares de OXINIUM[◇] DH es beneficioso en este sentido, ya que coincide mejor con el módulo de los cotilos acetabulares modulares de titanio R3 y REDAPT[◇] que con el de los de CoCrMo.⁴³⁻⁴⁵

Facilidad de extracción del inserto

Los sistemas de cotilo modular R3 y REDAPT incorporan una función de extracción de insertos y un instrumento que proporciona una ventaja mecánica de hasta 43:1. Si se implementa correctamente, cada kilo aplicado al mango aplicará treinta kilos para romper el cono de bloqueo del inserto OR30.⁴⁶



OR30[◇] de doble movilidad: de primaria a de revisión

Indicada para utilizarse tanto con el sistema acetabular R3 como con el cotilo modular REDAPT[◇], la construcción de OR30 de doble movilidad puede satisfacer las necesidades del paciente en todo el proceso asistencial.



La construcción de OR30 de doble movilidad puede satisfacer las necesidades del paciente en todo el proceso asistencial

Sistema acetabular R3[◇]

Comercializado desde hace más de diez años y con más de un millón de implantes de cotilo acetabular vendidos, el sistema acetabular R3 ofrece a los cirujanos la combinación perfecta de tradición clínica y diseño moderno. El sistema acetabular R3, combinado con la línea de vástagos de cadera de Smith+Nephew, proporciona un sistema avanzado de artroplastia de cadera con:

- Clasificación ODEP de 10A^{*47}
- Amplia gama de opciones avanzadas de pares de fricción
- Un recubrimiento poroso avanzado diseñado para lograr una excelente estabilidad primaria⁴⁸
- Instrumental flexible



Sistema acetabular REDAPT[◇]

Nuestro innovador enfoque del diseño de nuestros productos se muestra claramente en el sistema acetabular REDAPT. Hay varias características que distinguen al sistema, como:

- Titanio poroso avanzado CONCELOC[◇]: Una superficie de par de fricción avanzada de Ti-6Al-4V aditiva o fabricada en 3D con una porosidad de hasta el 80 %⁴⁹
- Diseñado para ofrecer un patrón optimizado de orificios para tornillos
- Tornillos de bloqueo de ángulo variable que crean una construcción más estable que las que utilizan tornillos no bloqueados⁵⁰
- Diseñado para tener una superficie de alta fricción desde «protuberancias» dispuestas topográficamente en todas las superficies de contacto con el hueso



[illegible]

[illegible]

Smith & Nephew, Inc.
1450 Brooks Road
Memphis, Tennessee 38116
USA
www.smith-nephew.com

Smith & Nephew S.A.U
Av. Baix Llobregat, 30
08970 Esplugues de Llobregat
Barcelona
Telf: + 34 933 737 301
Fax: + 34 933 737 453
www.smith-nephew.es

®Marca comercial de Smith+Nephew.
©2020 Smith & Nephew, Inc.
Reservados todos los derechos.
Todas las marcas comerciales han sido reconocidas.
21772-es V1 05/20

Referencias

1. Parikh, A; Hill, P; Sprague, J. "Long-term Simulator Wear Performance of an Advanced Bearing Technology for THA." Poster Presented at: ORS 2013 Annual Meeting; Poster No: 1028 2. Parikh, A; Weaver, C. "Wear Testing of a New Modular Dual Mobility System." Poster Presented at: ORS 2019 Annual Meeting; Poster No: 1041 3. Boyer, B; Philippot, R; Geringer J; Farizon F. "Primary total hip arthroplasty with dual mobility socket to prevent dislocation: a 22-year follow-up of 240 hips." International Orthopaedics (SICOT) , 36, 2012, pp. 511-518 4. Bauchu, P; Bonnard, O; Cypres, A; Fiquet A; Girardin, P; Noyer, D. "The Dual -Mobility POLARCUP: First Results From a Multicenter Study." ORTHOPEDICS, 31, 2008, pp. 97-99 5. Reina, N; Pareek, A; Krych, AJ; Pagnano, MW; Berry, DJ; Abdel MP. "Dual-Mobility Constructs in Primary and Revision Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review of Comparative Studies." The Journal of Arthroplasty, 34, 2019, pp. 594-603 6. Heffernan, C; Bhimji, S; Macintyre, J; Coustance, A; Ron, M; Markel, D; Cabanela, M; Nevelos, J. "Development and Validation of a Novel Modular Dual Mobility Hip Bearing." Poster Presented at: ORS 2011; Poster No: 1165 7. Fabry, C; Langlois, J; Hamadouche, M; Bader, R. "Intra-prosthetic dislocation of dual-mobility cups after total hip arthroplasty: potential causes from a clinical and biomechanical perspective." International Orthopaedics, 40, 2016, pp. 901-906 8. Addona, JL; Gu, A; De Martino, I; Malahias, MA; Sculco, TP; Sculco PK. "High Rate of Early Intraprosthetic Dislocations of Dual Mobility Implants: A Single Surgeon Series of Primary and Revision Total Hip Replacements." The Journal of Arthroplasty, 34, 2019, pp. 2793-2798 9. Nam, D; Salih, R; Brown, KM; Nunley, RM; Barrack RL. "Metal Ion Levels in Young, Active Patients Receiving a Modular, Dual Mobility Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty, 32, 2017, pp. 1581-1585 10. Matsen Ko, LJ; Pollag, KE; Yoo, JY; Sharkey, PF. "Serum Metal Ion Levels Following Total Hip Arthroplasty With Modular Dual Mobility Components." The Journal of Arthroplasty, 31, 2016, pp. 186-189 11. Zachwieja, E; Sharkey, PF. "Severe Corrosion of a Modular Dual Mobility Acetabular Component." International Congress For Joint Reconstruction, Abstract Presented at: Rothman Institute for Orthopaedics Grand Rounds, January 29, 2020 12. Padgett, DE; Romero, J; Wach, A; Wright, TM. "Incidence of Liner Malseating in Dual Mobility Implants." Abstract Presented at, The Hip Society Summer Meeting, 2019 13. Di Laura, A; Hothi, H; Battisti, C; Cerquiglini, A; Henckel, J; Skinner, J; Hart, A. "Wear of dual-mobility cups: a review article." International Orthopaedics, 41, 2017, pp. 625-633 14. Fabry, C; Kaehler, M; Herrmann, S; Woernle, C; Bader, R. "Dynamic behavior of tripolar hip endoprostheses under physiological conditions and their effect on stability." 15. Philippot, R; Boyer, B; Farizon, F. "Intraprosthetic Dislocation: A Specific Complication of the Dual-mobility System." Clinical Orthopaedics and Related Research, 471, 2013, pp. 965-970 16. Salehi, A; Hunter, G. "Laboratory and clinical performance of oxidized zirconium alloy." Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism, 7(3), 2010, pp. 163-175 17. Brown, TD; Elkins, JM; Pedersen, DR; Callaghan, JJ. "Impingement and dislocation in total hip arthroplasty: mechanisms and consequences." The Iowa Orthopaedic Journal, 34, 2012, 1-15 18. Range of motion and jump distance memos 19. Parikh, A; Weaver, C; Pawar, V. "Electrochemical Evaluation of Zr2.5Nb, Diffusion Hardened Oxidized Zr2.5Nb, and CoCrMo." Poster Presented at: ORS 2020, Poster No.: 0528 20. Cartner, J; Aldinger, P; Li, C; Collins, D. "Characterization of Femoral Head Taper Corrosion Features Using a 22-Year Retrieval Database." The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery, 13, 2017, pp. 35-41 21. Hampton, C; Weitzler, L; Baral, E; Wright TM; Bostrom MPG. "Do oxidized zirconium heads decrease tribocorrosion in total hip arthroplasty." Bone Joint J 101-B, 2019, 386-389 22. Baker, A; Fitch, D. "Early outcomes with a novel ceramicized zirconium bearing for total hip replacement." Abstract Presented at: International Society of Orthopaedic Surgery and Traumatology World Congress, December 01, 2017, Abstract No.: 48485 23. Hallab, NJ; McAllister, K; Jacobs, JJ; Pawar, V. "Zirconium-Alloy and Zirconium-Oxide Particles Produce less Toxicity and Inflammatory Cytokines than Cobalt-Alloy and Titanium-Alloy Particle In Vitro, in Human Osteoblasts, Fibroblasts and Macrophages." Poster Presented at: ORS 2012, Poster No.: 0971 24. Tsai, S; Weaver, C; Pawar, V. "Elevation of Metal Ions in the Blood of Rabbits Receiving Orthopaedic Materials Wear Debris in the Knee Joint." Poster Presented at: ORS 2012, Poster No.: 1953 25. Tsai, S; Weaver, C; Williams, M; Parkin, S; Butcher, K; Souter, P; Milner, R; Pawar, V. "A Murine Air Pouch Model to Evaluate the Cellular Response of Diffusion Hardened Oxidized Zirconium Wear Debris." Poster Presented at: ORS 2011, Poster No.: 1085 26. Dalal, A; Pawar, V; McAllister, K; Weaver, C; Hallab, NJ. "Orthopedic implant cobalt-alloy particles produce greater toxicity and inflammatory cytokines than titanium alloy and zirconium alloy-based particles in vitro, in human osteoblasts, fibroblasts, and macrophages." Journal of Biomedical Materials Research, 100A(8), pp. 2147-2158 27. Caicedo, M; Pawar, V; Hallab N. "Oxidized Zr-alloy particles induce a lower incidence of in vitro lymphocyte metal-sensitivity responses compared to cobalt and titanium implant alloys." Poster Presented at: ORS 2014, Poster No.: 0946 28. Parikh, A; Pawar, V; Sprague, J. "Long-term Simulator Wear Performance of an Advanced Bearing Technology for THA." Poster Presented at: ORS 2013, Poster No.: 1028 29. Parikh, A; Weaver, C. "Wear testing of a new modular dual mobility system." Poster Presented at: ORS 2019, Poster No.: 1041 30. Sheth et al, Clinical Applications of Oxidized Zirconium. JOURNAL OF SURGICAL ORTHOPAEDIC ADVANCES. VOLUME 17, NUMBER 1, SPRING 2008. 31. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR). Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2019 Annual Report. Adelaide: AOA, 2019. 32. Peters RM, Van Steenberg LN, Stevens M, Rijk PC, Bulstra SK, Zijlstra WP. The effect of bearing type on the outcome of total hip arthroplasty. Acta Orthop. 2018;89:163-169. 33. Atrey A, Ancarani C, Fitch D, Bordini B. Impact of bearing couple on long-term component survivorship for primary cementless total hip replacement in a large arthroplasty registry. Poster presented at: Canadian Orthopedic Association; June 20-23, 2018; Victoria, British Columbia, Canada. 34. Pawar, V; Weaver, C; Jani, S. "Physical characterization of a new composition of oxidized zirconium - 2.5wt% niobium produced using a two step process for biomedical applications." Applied Surface Science, 257, 2011, pp.6118-6124 35. Parikh, A; Weaver, C; Pawar, V. "Evaluation of Dislocation Damage Resistance using a Novel Test Method." Poster Presented at: ORS 2017, Poster No.: 1070 36. Hunter, G; Marc, L. "Abrasive Wear of Oxidized Zr-2.5Nb, CoCrMo, and Ti-6AL-4V Against Bone Cement." Transactions of the World Biomaterials Conference. Kamuela, HI : Society for Biomaterials, 2000. 835. 37. Bingenheimer, H; Li, C. "Fatigue Test of a Cross-linked Polyethylene Dual Mobility Insert against Diffusion Hardened Oxidized Zirconium Liner." Poster Presented at: ORS 2019, Poster No.: 1036 38. Rister, D; Parikh, A. "Neck Impingement Testing of a Novel Hard on Hard Hip Bearing." Poster Presented at: 2015 Society for Biomaterials, Poster No.: 527 39. Bingenheimer, H. "Deformation and Roundness Analysis of Diffusion Hardened Oxidized Zirconium Dual Mobility Liners in R3 Acetabular Shells." Poster Presented at: ORS 2019, Poster No.: 1905 40. Davis et al. SAFETY AND EFFICACY OF CERAMIC ON CERAMIC TOTAL HIP REPLACEMENT, World Arthroplasty Congress 2018. 41. Data on file. 42. Lee, YK; Kim, KC; Jo, WL; Ha, YC; Parvizi, J; Koo, KH. "Effect of Inner Taper Angle of Acetabular Metal Shell on the Malseating and Dissociation Force of Ceramic Liner." The Journal of Arthroplasty, 32, 2017, pp. 1360-1362 43. Welch, H. "Dissociation Strength Evaluation for Multiple Push-out Testing of the OR30 Liner for the OR30 Acetabular System." Data on File: March, 2019, Orthopaedic Research Report No.: OR-19-045 44. Welch, H. "Environmental Fatigue and Post-Fatigue Push-out Testing of the OR30 Liner in the REDAPT Modular Acetabular Shell for the OR30 Acetabular System." Data on File: February, 2019, Orthopaedic Research Report No.: OR-19-025 45. Bingenheimer, H. "Environmental Fatigue and Post-Fatigue Push-out Testing of the OR30 Liner for the OR30 Acetabular System." Data on File: October, 2018, Orthopaedic Research Report No.: OR-18-105 46. Liner removal memo 47. Latest ratings can be found at www.odep.org.uk (Accessed on April 1 2020). 48. Naudie, DDR; Somerville, L; Karcz, A; Yuan, X; McCalden, RW; Holdsworth, D; Bourne, RB. "A Randomized Trial Comparing Acetabular Component Fixation of Two Porous Ingrowth Surfaces Using RSA." The Journal of Arthroplasty, 28, 2013, pp. 48-52 49. Morrison, M; Weaver, C. "Characterization of Sub-articular, Ovine Implants Fabricated With a Reticulated Porous Structure on the EOS Additive-Manufacturing System." Data on File: March, 2015, Orthopaedic Research Report No.: OR-14-091A 50. Woodard, E. "Stiffness Comparison of Locking and Non-locking Screws Utilized With the REDAPT Variable Angle Locking Feature." Data on File: August, 2015, Technical Memo No.: TM-15-043