

Comparación cinemática y de esfuerzo de un diseño de prótesis total de cadera contra uno convencional

Melvyn Álvarez Vera,^A Severio Affatato,^B
Geo Rolando Contreras Hernández^A, Arturo Juárez Hernández,^A
Marco Antonio Loudovic Hernández Rodríguez^{A*}

^A FIME-UANL

^B Laboratorio di Tecnologia Medica, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italy.
malhdz@gmail.com

RESUMEN

En este trabajo se presenta la evaluación y comparación de un nuevo diseño de prótesis de superficie de cadera en términos de cinemática y esfuerzos de contacto contra la prótesis de superficie de cadera convencional. Para realizar dicha evaluación y comparación, ambos diseños fueron virtualmente implantados en un modelo de diseño cadavérico asistido por computadora. Se empleó software comercial para simular los movimientos de flexión, abducción y rotación interna a 90° de flexión para determinar el pinzamiento entre el cuello femoral y el acetábulo. Por otro lado, el efecto de carga en borde como consecuencia de varias inclinaciones y microseparaciones del componente acetabular fue analizado utilizando Método de los Elementos Finitos en ambos diseños. Además, este efecto fue validado en el simulador de articulación de cadera FIME II. Los resultados del nuevo diseño exhibieron un significativo incremento en el movimiento antes del pinzamiento de $12.8^\circ \pm 1.3^\circ$ para la flexión, $7.8^\circ \pm 1.9^\circ$ para la abducción y $13.1^\circ \pm 3.2^\circ$ para la rotación interna. Asimismo, el nuevo diseño mostró reducción en el esfuerzo de contacto y desgaste de tipo franja durante la fase de asentamiento causado por el efecto de microseparación.

PALABRAS CLAVE

Diseño acetabular MARMEL, implante de cadera de superficie, rango de movimiento, daño por pinzamiento, método de elementos finitos, contacto de borde.

ABSTRACT

This paper presents the assessment and comparison of a new hip resurfacing prosthesis design in terms of kinematics and contact stress in contrast with that of the conventional hip resurfacing prosthesis. To perform such assessment and comparison, both designs were virtually implanted in a cadaveric computer-aided design model. Commercial software was employed to simulate the movements of flexion, abduction and internal rotation at 90° of flexion to determine the impingement between the femoral neck and the acetabulum. On the other hand, the edge load effect as consequence of various inclinations and microseparations of the acetabular component was analyzed in both designs by means of Finite Element Analysis. In addition, this effect was validated in the FIME II hip joint



simulator. The results of the new design exhibited a significant increase in movement before impingement of $12.8^\circ \pm 1.3^\circ$ for flexion, $7.8^\circ \pm 1.9^\circ$ for abduction and $13.1^\circ \pm 3.2^\circ$ for internal rotation. Moreover, the new design showed a reduction in contact stress and stripe wear during the running-in due to the microseparation effect.

KEYWORDS

MARMEL acetabular design, hip resurfacing implant, range of movement, impingement, finite element method, edge contact.

INTRODUCCIÓN

La artroplastia de cadera de superficie (HRA) ha sido usada ampliamente en las últimas dos décadas para pacientes jóvenes y activos como una alternativa al reemplazo total de cadera (THR). Esto se debe a ventajas importantes como son: conservación de masa ósea femoral proximal, optimización de la transferencia de esfuerzo hacia el fémur proximal dado el amplio diámetro de la articulación y el ofrecer mayor estabilidad.¹⁻⁵ Sin embargo, actualmente el éxito de la HRA depende de la selección adecuada de paciente, de la curva de aprendizaje del cirujano, y de la correcta técnica quirúrgica.⁶⁻¹⁰

A pesar de dichas ventajas, se ha reportado una reducción significativa en el rango teórico de movilidad (ROM) de la HRA con respecto de la THR,¹¹ no obstante hay controversia debido a los resultados contradictorios entre ROM teórico y clínico de la THR y la HRA.¹²⁻¹⁴

Otro problema reportado en la HRA ha sido la anomalía de la relación cabeza-cuello femorales. Se ha reportado que una relación reducida de cabeza-cuello es un factor que resulta en: pinzamiento, ROM reducido, mayor probabilidad de dislocación y patrones de desgaste anormales.¹⁵ Aparte de estas complicaciones, el pinzamiento del cuello femoral sobre el borde del componente acetabular de la HRA debido al mal posicionamiento de la copa ha sido relacionado con la fractura del cuello femoral,¹⁶ y notable desgaste de tipo franja sobre la cabeza femoral por impacto con el borde de la copa causado por la microseparación en la fase de contacto del talón en el ciclo normal de marcha.¹⁷⁻¹⁹ Este tipo de desgaste, llamado por varios autores como “desgaste de franja”,^{20,21} ha sido encontrado utilizando el

simulador de cadera FIME II con modo de prueba de microseparación.^{22,23} Además, estos hallazgos han coincidido con componentes revisados debido a la presencia de pseudotumores que han sido observados cerca del borde del implante, coincidiendo con el desgaste de franja producido por carga en el borde del implante.^{20,21,24}

Para profundizar más en esta materia, en este artículo ha sido evaluado el comportamiento cinemático y el esfuerzo de contacto de un nuevo diseño académico de HRA llamado MARMEL. Asimismo, se discutió su posible efecto sobre la carga en borde y el mecanismo de desgaste de franja.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se propone un nuevo diseño de prótesis de HRA llamada MARMEL con el propósito de conseguir un mejor ROM antes de producirse el pinzamiento en el cuello femoral y el borde del componente acetabular. Por otro lado, se incorpora un radio del borde en la copa para disminuir el esfuerzo de contacto producido por el efecto de microseparación.

Para evaluar y comparar el comportamiento cinemático de esta nueva propuesta, los diseños HRA convencional y MARMEL fueron implantados virtualmente en el mismo modelo de diseño cadavérico asistido por computadora (CAD). Posteriormente se llevó a cabo una simulación cinemática utilizando software comercial para calcular el comportamiento del ROM en ambos diseños. Además, se realizó una simulación tridimensional de elementos finitos para estudiar el efecto de carga en borde como consecuencia de diferentes inclinaciones del componente acetabular.

Diseño de prótesis MARMEL

Las características de diseño de los componentes femoral y acetabular de la HRA convencional se muestran en la figuras 1a y 1b. En la figura 1c y 1d se muestran los componentes femoral y acetabular de diseño MARMEL.

Las principales diferencias del MARMEL con respecto del diseño de la HRA convencional son un corte de 45° del material y 1 mm en el radio de la

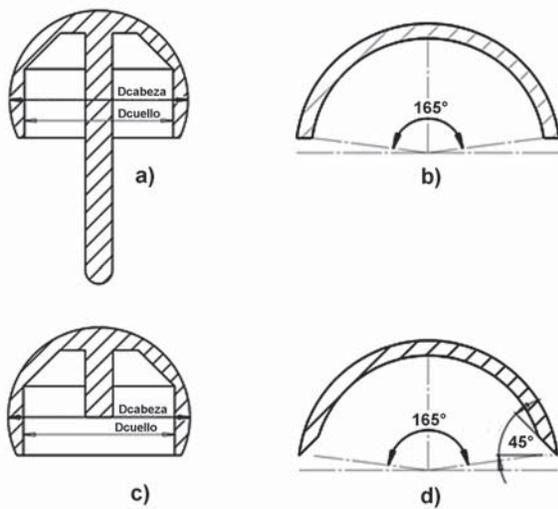


Fig. 1. Análisis de las características de los diseños de los implantes de superficie de cadera. a) Componente femoral de HRA convencional, b) acetábulo de HRA convencional, c) componente femoral del diseño MARMEL y d) acetábulo del diseño MARMEL.

parte interna del borde acetabular, que se muestran en la figura 1d. Esta modificación en la geometría fue diseñada para mejorar el ROM antes de que ocurra el pinzamiento y mejorar la distribución de esfuerzos de contacto. El ángulo de cobertura del componente acetabular MARMEL es de 165°. El componente femoral puede ser adaptado para tamaños de 38 a 54 mm, resultando en una relación cabeza-cuello mayor que 1.2 para todos los casos. El diámetro exterior del componente acetabular es 6 mm mayor que su diámetro interior, teniendo así un espesor de pared de 3 mm.

Parámetros del modelo

El tamaño de cabeza femoral [Dcabeza] seleccionado para este estudio fue de 46 mm debido a que es un tamaño comúnmente utilizado.²⁵ El diámetro del cuello [Dcuello] fue de 38.3 mm, resultando en una relación anatómica de diámetro cabeza-cuello de 1.227, el cual es un valor mayor que el recomendado por otros investigadores.^{11,15,26} Los componentes femoral y acetabular del MARMEL y de la HRA convencional fueron virtualmente implantados en el mismo modelo cadavérico CAD para evitar diferencias por geometrías particulares de fémur y huesos pélvicos, y otras por edad y sexo de acuerdo a otros trabajos.^{12,27,28,29,30}

Simulación cinemática

En acuerdo con otros autores,^{31,32} dos sistemas anatómicos, uno para la pelvis y otro para el fémur, fueron utilizados para definir la orientación neutral de la cadera. El plano pélvico anterior que representa el sistema de coordenada pélvico fue construido por los puntos: espina iliaca anterior superior (ASIS) y el punto medio de los tubérculos púbicos (PT). El eje femoral (FA) corre a través de la cadera y del centro de la rodilla (KC) con la línea intercondilar pasando paralelamente al plano pélvico anterior. La figura 2 ilustra lo descrito.

El componente femoral de superficie de cadera (cabeza de 46 mm) fue virtualmente implantado en la posición apropiada acorde a las características de orientación mencionadas anteriormente, manteniendo el centro físico de la articulación de la cadera a 0° de anteversión y ángulo cervicodiafisario a 135°. El componente acetabular fue colocado en siete posiciones de anteversión (-15°, -10°, -5°, 0°, 5°, 10° y 15°) y tres de inclinación (40°, 45° y 50°). Estas 21 combinaciones de posiciones de implante fueron examinadas en los diseños MARMEL y HRA convencional hasta que ocurriera pinzamiento en la prótesis o el hueso; el ROM máximo fue determinado por el indicador de colisión

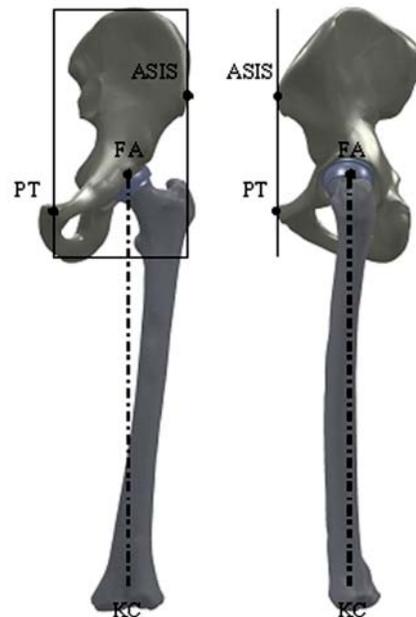


Fig. 2. Orientación neutral del sistema de coordenadas de referencia. Espina iliaca anterior superior (ASIS), Tubérculos púbicos (PT), Centro de la rodilla (KC) y Eje femoral (FA).

del software. En este análisis no fue considerada la interposición de tejidos blandos.

Se examinaron los movimientos de flexión, abducción y rotación interna de las posiciones de implante a 90° de flexión de acuerdo a otros autores.^{33,34,35} El centro de rotación fue idéntico en ambos diseños. La posición neutral de inicio para flexión y abducción fue de 0° de flexión, 0° de abducción, y 0° de rotación. Para obtener rotación interna a 90° de flexión, el primer movimiento fue 90° de flexión y el segundo fue la rotación interna. En la figura 3 se muestra el modelo CAD pélvico con el componente acetabular posicionado a 45° de inclinación y 0° de anteversión. La figura 3a muestra la posición de inicio, la figura 3b muestra

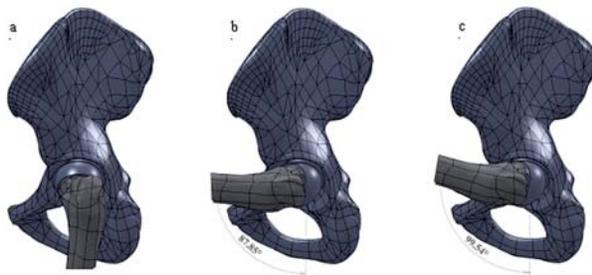


Fig. 3. Vista lateral del modelo CAD. a) Posición de inicio, b) flexión máxima con HRA convencional y c) flexión máxima con el diseño MARMEL.

la flexión máxima del componente acetabular de la HRA convencional y la figura 3c muestra la misma del componente acetabular de MARMEL.

Simulación de modelo de elementos finitos

Una simulación tridimensional por el método de elementos finitos (FEM) fue llevada a cabo para determinar el efecto de carga en borde como consecuencia de distintas inclinaciones del componente acetabular de los diseños de MARMEL y la HRA convencional. Los componentes acetabulares fueron orientados en dos posiciones de inclinación (30° y 60°) con el fin de representar la peor situación de implante posible, tal y como se muestra en la figura 4.

Un total de 3,760 y 8,428 elementos de 8 nodos se utilizaron para construir la copa y la esfera. Se aplicó una carga fijada en 2,500 N en el centro del componente femoral orientado a 13° desde la

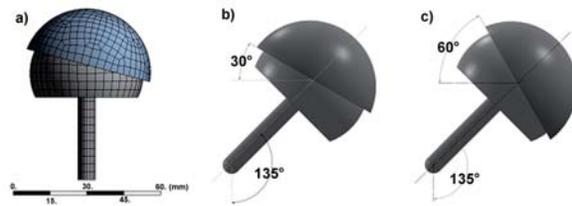


Fig. 4. a) Modelo tridimensional de elementos finitos, b) HRA posicionada con un ángulo de inclinación de 30° y c) con una inclinación de 60°.

dirección vertical, vector de contacto típico durante una caminata normal.³⁶ En este estudio se utilizaron un módulo elástico de 230 GPa y una relación de Poisson de 0.3 para los componentes de aleación Co-Cr-Mo. El huelgo diametral fue establecido a 120 μm para las simulaciones con base en diseños actualmente disponibles.^{2,37} Se modeló el efecto de microseparación para ambos diseños. Este efecto se consiguió separando perpendicularmente el componente femoral 380 μm del componente acetabular y luego recolocando el componente femoral en dirección vertical para generar un contacto en el borde acorde con otros autores.^{22,38} El modelado FEM fue resuelto utilizando el software ANSYS Workbench 13.0™.

Prueba del simulador de cadera FIME II

Dos implantes de Co-Cr-Mo fueron fabricados por el método de fundición para producir la configuración metal sobre metal de los componentes femoral y acetabular de 46 mm de diámetro tanto para el diseño MARMEL como para el de HRA convencional. Los componentes fueron maquinados y terminados siguiendo especificaciones controladas de implante. Para este propósito se midieron el huelgo diametral (Cd), la rugosidad (Ra) y la esfericidad utilizando una máquina de medición de coordenadas (CMM) y un

Table I. Dimensiones principales de los componentes cabeza y copa.

Muestra	Huelgo diametral principal Cd (μm)	Rugosidad del componente Ra (nm)	Esfericidad del componente (μm)
HRA (n=2)	90.8-102.4	17.2-18.5	1.273-2.831
MARMEL (n=2)	95.2-107.1	24.1-21.8	1.892-2.056

perfilómetro. Estos parámetros de los componentes de la articulación se muestran en la tabla I.

Se realizaron pruebas de desgaste de las muestras de articulación hasta 5×10^5 ciclos en un simulador de articulación de cadera FIME II tri-axial con microseparación.³⁹ Las muestras de implantes fueron montadas con una orientación de 60° de inclinación de las copas acetabulares por encima de las cabezas femorales. El perfil de carga utilizado fue el ciclo de marcha⁴⁰ con un máximo de 2500 N. Las cabezas femorales fueron montadas en una cámara con movimiento rotatorio en un ángulo de 23° con respecto del plano horizontal y fueron rotadas sobre un eje vertical a una frecuencia de 1.2 Hz, llegando a $\pm 23^\circ$ de flexión-extensión, $\pm 23^\circ$ de abducción-aducción y $\pm 7.5^\circ$ de rotación interna-externa. Se programó la microseparación de 0.5 mm entre la copa y la cabeza para cada ciclo. Se utilizó suero fetal bovino (INVITROGEN 10091148) como lubricante en la prueba de desgaste. El suero fue diluido a 25 por ciento usando agua desionizada.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio muestran que el ROM es directamente influenciado por la posición en que el componente acetabular es implantado. Los resultados están de acuerdo con los hallados por otros autores.^{15,16} Las figuras 5-8 muestran una visión general del ROM máximo de flexión, abducción y rotación externa e interna a 90° de flexión. La simulación cinemática para cada combinación de movimiento y para todas las posiciones del implante fue examinada hasta que ocurriera el pinzamiento entre el componente o en el hueso tanto para el diseño MARMEL como el de HRA convencional.

En las figuras 5a y 5b se muestran los resultados para el ROM máximo de flexión. Se observó que así como incrementaron los ángulos acetabulares de anteversión e inclinación, incrementó la flexión del ROM tanto para el diseño MARMEL como para el HRA convencional. Sin embargo, fue notable que en este movimiento el diseño MARMEL exhibió un ROM $12.8^\circ \pm 1.3^\circ$ superior con respecto al diseño de HRA convencional, como lo muestra la figura 5c.

En la figura 6 se muestra el ROM máximo de abducción a 0° de flexión y 0° de rotación. En las figuras 6a y 6b es posible observar una línea

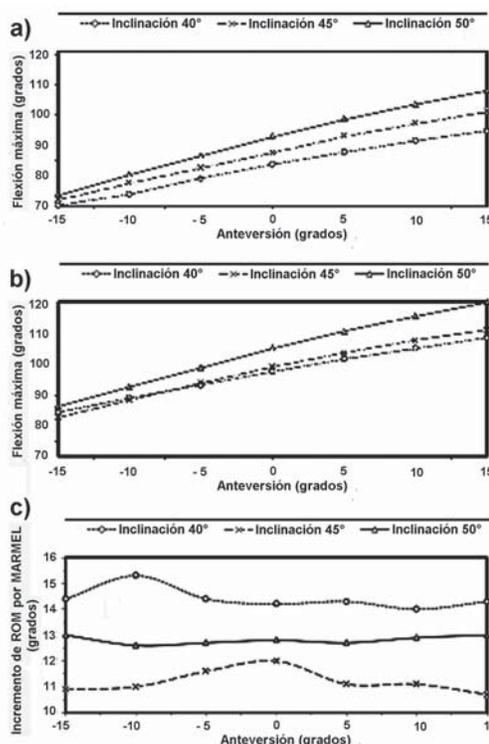


Fig. 5. Ángulos de flexión máximos. a) HRA convencional, b) diseño MARMEL y c) aumento del ROM con el diseño MARMEL.

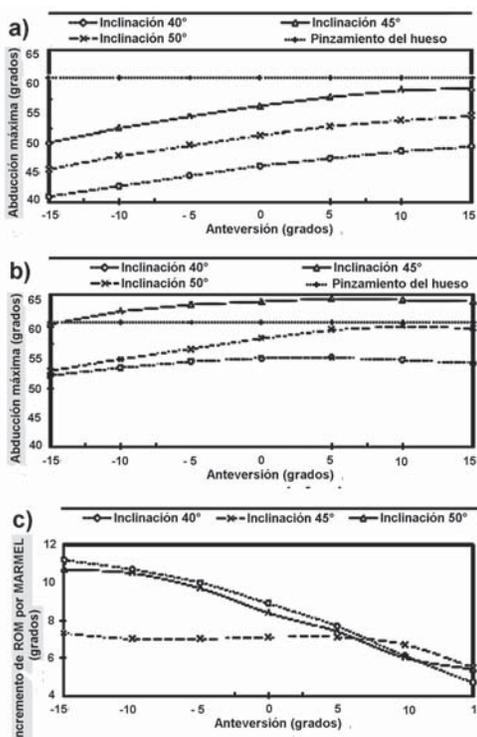


Fig. 6. Ángulos de abducción máximos. a) HRA convencional, b) diseño MARMEL y c) aumento del ROM con el diseño MARMEL.

punteada que marca el máximo ROM fisiológico antes de que se diera el pinzamiento en el hueso. Sin embargo, cuando el daño óseo ocurrió, se continuó con la simulación cinemática hasta que el pinzamiento del cuello femoral llegara al borde del componente acetabular con el fin de investigar el ROM teórico del nuevo diseño MARMEL. Con respecto al movimiento de abducción de la Figura 6c, es posible observar que el ROM incrementó $7.8^\circ \pm 1.9^\circ$ en el diseño MARMEL con respecto al de HRA convencional.

En la figura 7 se muestra el máximo ROM de rotación interna a 90° de flexión. En las figuras 7a y 7b se muestran los resultados de máximo ROM para la rotación interna. La simulación cinemática para rotación interna a 90° de flexión presentó una colisión por el límite fisiológico natural del ROM a 12.9° antes de que ocurriera el pinzamiento óseo. No obstante, la simulación continuó hasta el pinzamiento óseo para investigar el ROM teórico. Además, en algunos casos fue imposible conseguir los 90° de flexión para la posición de inicio sin pinzamiento, y por ello la rotación interna en esa posición no fue considerada para estos casos. En la figura 7c se muestra el incremento en el movimiento de $13.5^\circ \pm 2.5^\circ$ para el diseño MARMEL con respecto al de HRA convencional para rotación interna a 90° de flexión.

El ROM máximo para rotación externa a 90° de flexión se muestra en la figura 8. Los resultados del ROM máximo para rotación interna se muestran en las figuras 8a y 8b. Se observó que conforme se incrementaron los ángulos acetabulares de anteversión e inclinación, se incrementó el ROM de rotación externa en ambos diseños. El incremento de ROM en este movimiento en el diseño MARMEL fue de $13.4^\circ \pm 1.8^\circ$ con respecto al de HRA convencional.

En la tabla II es posible observar los resultados de varios autores que han reportado daño femoral-acetabular en el ROM máximo de flexión, abducción y rotación interna con flexión de 90° . Como era esperado, la mayoría de la literatura incluye comparaciones entre la HRA y el THR convencional con diferentes tamaños de implante y posiciones del componente acetabular. Con base en estos resultados, el análisis computarizado para la HRA convencional llevado a cabo en este estudio concuerda con la mayoría de los autores, excepto Kluess *et al.*,

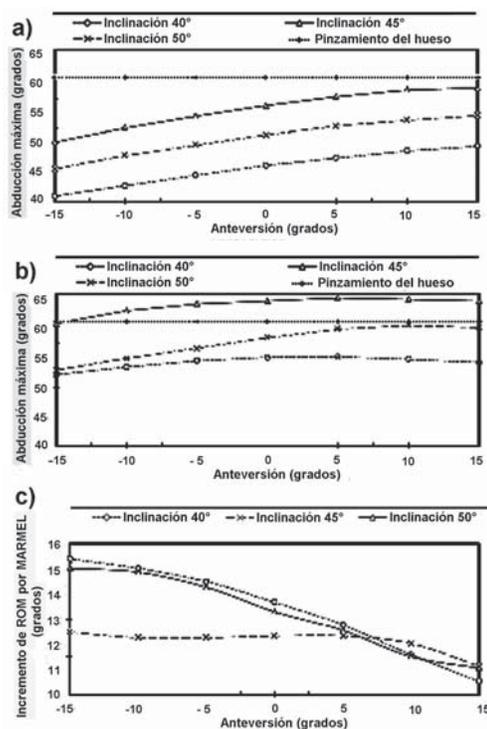


Fig. 7. Rotación interna máxima a 90° de flexión. a) HRA convencional, b) diseño MARMEL y c) aumento del ROM con el diseño MARMEL.

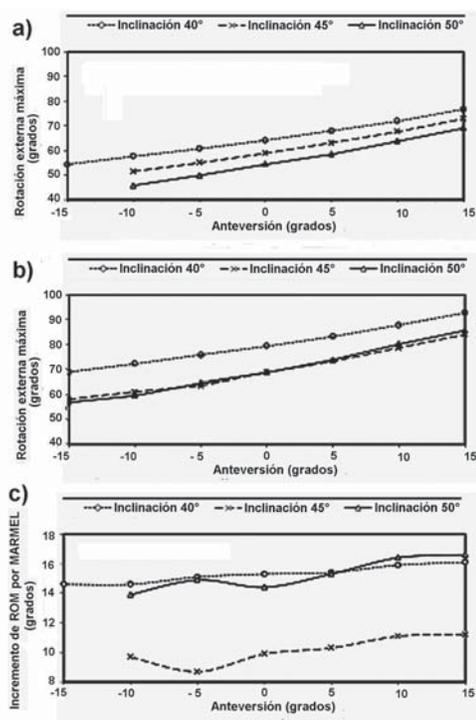


Fig. 8. Rotación interna máxima a 90° de flexión. a) HRA convencional, b) diseño MARMEL y c) aumento del ROM con el diseño MARMEL.

Table II. Comparación de los estudios sobre ROM de la cadera para pinzamiento femoro.

Autores	Implante	Tamaño del implante (mm)	Orientación acetabular (inclinación, anteversión)	Movimientos analizados			
				Flexión	Abducción	IR a 90° de flexión	ER a 90° de flexión
Kubiak <i>et al.</i>	NH	ND	ND	122±16°	63±10°	35±6°	102±14°
Kluess <i>et al.</i>	HRA	48	45°, +15°	78°	ND	14°	ND
Incabo <i>et al.</i>	HRA	AV	45°, +20°	111°	ND	8°	41°
Newman <i>et al.</i>	HRA	AV	AV	94±12°	25±8°	ND	ND
Lavigne <i>et al.</i>	HRA	46	ND	90°	40°	ND	ND
Williams <i>et al.</i>	HRA	44	30°, +25°	108°	60°	ND	ND
Stulberg <i>et al.</i>	HRA	AV	AV	104°	45°	ND	ND
Howie <i>et al.</i>	HRA	AV	AV	95°	70°	ND	ND
	THR			100°	50°		
Robinson <i>et al.</i>	THR	28	45°, +20°	132°	ND	28°	ND
Burroughs <i>et al.</i>	THR	44	ND	107°	ND	24°	ND

NH Cadera normal	ND No hay datos
HRA Artroplastia de cadera de superficie	AV Promedio
THR Reemplazo total de cadera	IR Rotación Interna
	ER Rotación externa

como lo muestra la tabla. Se sugiere que el método implementado en este estudio fue satisfactorio. Basado en ello, el incremento del ROM en todos los tipos de movimientos con el diseño acetabular MARMEL podría ser una contribución importante para mejorar el desempeño, reduciendo la posibilidad de luxación por causa del efecto de palanca que se da en el borde de contacto en las prótesis de HRA. No obstante, es necesario más trabajo para elucidar de forma detallada el efecto del tamaño femoral y los tejidos suaves.

Por otro lado, en la figura 9 se muestran los resultados de la simulación de esfuerzo de contacto con una microseparación de 380 µm seguido por contacto con el borde (ver sección 2.4) en ambos diseños. En las figuras 9a y 9b se muestran la distribución equivalente de esfuerzos de contacto Von Mises a 30° de inclinación para los diseños de HRA convencional y MARMEL, respectivamente. Las figuras 9c y 9d corresponden a la distribución equivalente Von Mises de esfuerzo de contacto a 60° para los diseños de HRA convencional y MARMEL, respectivamente.

A 30° de inclinación, los esfuerzos máximos en la cabeza femoral para el diseño HRA convencional y MARMEL fueron de 33.8 y 32.95 MPa, respectivamente. Los esfuerzos de contacto en ambos componentes femorales fueron similares

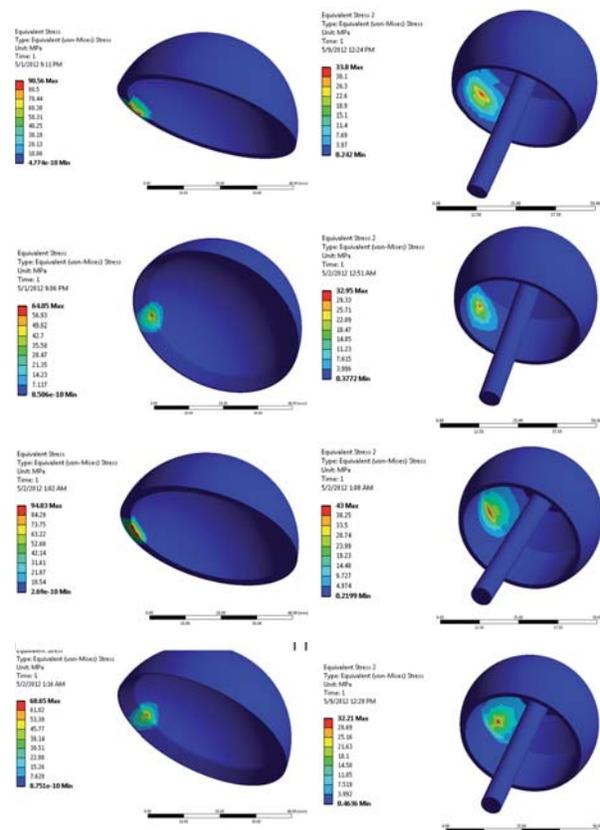


Fig. 9. Vista isométrica de la distribución equivalente de esfuerzos Von Mises para la copa y la cabeza. a) HRA convencional a 30° de inclinación de la copa, b) MARMEL a 30° de inclinación de la copa, c) HRA convencional a 60° de inclinación de la copa y d) MARMEL a 60° de inclinación de la copa.

en comparación con aquellos de los componentes acetabulares, las cuales fueron de 90.56 y 64.05 MPa para el diseño de HRA convencional y MARMEL, respectivamente. Observando las figuras 9a y 9b, es evidente que en el diseño MARMEL la distribución de esfuerzos es más amplia con respecto a la distribución de tipo franja presente en el de HRA convencional. Por su parte, a 60° de inclinación, los esfuerzos máximos en la cabeza femoral fueron de 43 y 3,221 MPa en el diseño de HRA convencional y MARMEL, respectivamente, mientras que en los componentes acetabulares fueron de 94.83 y 68.65 MPa en el HRA convencional y MARMEL, respectivamente. Es posible observar en las Figuras 9c y 9d un comportamiento similar a 30° con mejor distribución de esfuerzo en el MARMEL con respecto de la HRA convencional.

El esfuerzo de contacto producido por el efecto de microseparación mostró diferencias con respecto a los ángulos de inclinación de 30° y 60°. Esto era esperado y puede ser explicado en términos de área de contacto nominal entre la esfera y el borde de la copa, la cual depende de la posición inicial de la copa, que está sujeta a ángulo de inclinación.⁴¹ Estas observaciones pueden estar relacionadas con la técnica quirúrgica indicada para este tipo de prótesis donde la posición femoral sugerida está levemente desviada en posición valga para reducir el riesgo de fractura del cuello femoral.³ Por otro lado, el nuevo diseño MARMEL de componente acetabular tiene la habilidad de reducir la distribución de la presión de contacto cuando está más cerca del borde en ambos

ángulos de inclinación. También se observa que los patrones de distribución de contacto fueron similares en ambos ángulos para ambos diseños. El patrón de distribución de esfuerzo de tipo franja exhibido por la HRA convencional en este estudio es consistente con superficies femorales dañadas de prótesis de HRA removidas “in vivo”.

En contraste, el diseño MARMEL mostró menor esfuerzo de contacto en el borde con un patrón de distribución de esfuerzo circular definido para ambos ángulos de inclinación. Además, el esfuerzo máximo de contacto en los componentes de HRA con distribución de franja (ver figuras 9a y 9c) es mayor que la encontrada en el diseño MARMEL con una distribución circular pequeña (ver figuras 9b y 9d).

El análisis FEM fue validado cuando las superficies dañadas de la articulación del diseño MARMEL y de la HRA convencional fueron observadas (ver figura 10). En ambas condiciones se observó desgaste de franja a causa del contacto de metal de la esfera sobre metal de la copa en el implante de articulación de cadera, con proteínas adheridas a la superficie. Fue evidente que el daño por desgaste de franja fue menor en el MARMEL. La pérdida total regular por desgaste volumétrico fue medida a 5×10^5 ciclos de carga, como se muestra en la figura 11.

En términos de desgaste, estas observaciones sobre la distribución máxima de esfuerzos aunados a un menor esfuerzo de contacto en el borde confirman que las asperezas involucradas durante el contacto con deslizamiento pueden llevar a menor daño de superficie en el diseño MARMEL con respecto al de HRA. Además, de acuerdo con

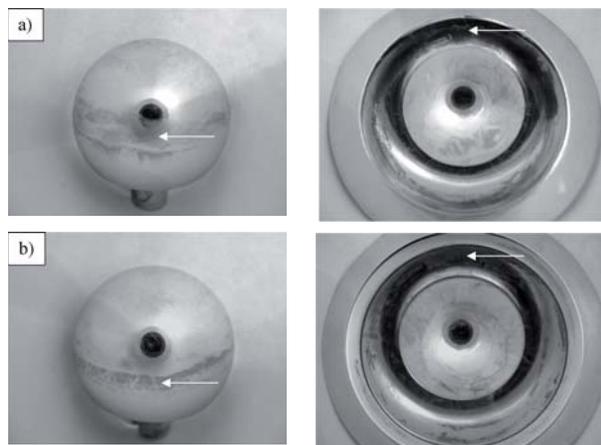


Fig. 10. Desgaste de tipo franja en diseños a) HRA convencional y b) MARMEL a 60° de inclinación.

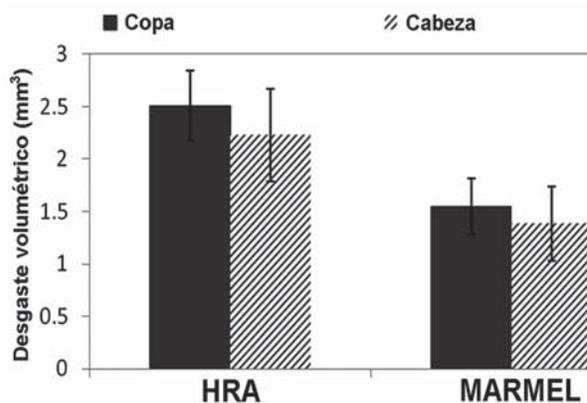


Fig. 11. Desgaste volumétrico regular de HRA convencional y de MARMEL a 5×10^5 ciclos.

la teoría de lubricación, la geometría del diseño acetabular MARMEL con un corte en el borde de 45° y un radio producen superficies con geometrías no paralelas que resulta en un mejor escenario para un régimen hidrodinámico. Sin embargo, son necesarios futuros estudios para analizar el escenario elastohidrodinámico por medio de la ecuación de Reynolds para teoría de lubricación.

CONCLUSIONES

En este trabajo se confirmó el efecto del diseño MARMEL en el incremento del ROM en todas las posiciones acetabulares con cambios menores en el diseño de HRA convencional, el cual puede ser fácilmente adoptado para la industria médica. Por otra parte, este diseño tiene un alto potencial para reducir la distribución de la presión de contacto cuando ocurre el contacto con el borde debido a la microseparación entre el borde del componente acetabular y el cuello femoral.

REFERENCIAS

1. Ebied, A., Journeaux, S., 2002. Hip Replacement (iv) Metal-on-metal hip resurfacing. *Curr. Orthop.* 16, 420-425.
2. Grigoris, P., Roberts, P., Panousis, K., Bosh, H., 2005. The evolution of Hip Resurfacing Arthroplasty. *Orthop. Clin. N. Am.* 36, 125-134.
3. Radcliffe, I.J., Taylor, M., 2007. Investigation into the effect of varus–valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis. *Clin. Biomech.* 22, 780-786.
4. Roberts, P., Gregoris, P., Bosch, H., Talwaker, N., 2005. (iii) Resurfacing arthroplasty of the hip. *Curr. Orthop.* 19, 263-279.
5. Seyler, M.T., Marulanda, A.G., Delanois, E.R., Mont, A.M., 2006. Limited Approach Surface Replacement Total Hip Arthroplasty. *Oper. Tech. Orthop.* 16, 120-125.
6. Kim, P., Beaulé, P., Yves, G., Dunbar, M., 2008. Causes of Early Failure in a Multicenter Clinical Trial of Hip Resurfacing. *J. Arthroplasty* 23, 44-49.
7. Marker, D., Seyler, T., Jinnah, R., Delanois, R., Ulrich, S., Mont, M., 2007. Femoral Neck Fractures After Metal-on-Metal Total Hip Resurfacing. A Prospective Cohort Study. *J. Arthroplasty* 22, 66-71.
8. Morlock, M.M., Bishop, N., Zustin, J., Hahn, L., Ruther, W., Amling, M., 2008. Modes of Implant Failure After Hip Resurfacing: Morphological and Wear Analysis of 267 Retrieval Specimens. *J. Bone Joint. Surg. [Am.]* 90, 89-95.
9. Nunley, R.M., Zhu, J., Brooks, P.J., Engh, A.C., Raterman, J., Rogerson, J., 2010. Barrack R. The Learning Curve for Adopting Hip Resurfacing Among Hip Specialists. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 468, 382-391.
10. Shimmin, A., Beaulé, P., Campbell, P., 2008. Metal-on-Metal Hip Resurfacing Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 90, 636-654.
11. Klues, D., Zietz, C., Lindner, T., Mittelmierer, W., Klaus, P.S., 2008. Limited range of motion of hip resurfacing arthroplasty due to unfavorable ratio of prosthetic head size and femoral neck diameter. *Acta Orthop.* 79, 748-754.
12. Incabo, J.S., Thompson, T.M., Gold, E.J., Patel, V.R., Icenogle, D.K., Noble, C.P., 2011. Which Procedure Better Restores Intact Hip Range of Motion: Total Hip Arthroplasty or Resurfacing? A Combined Cadaveric and Computer Simulation Study. *J. Arthroplasty* 26, 391-397.
13. Lavigne, M., Ganapathi, M., Mottard, S., Girard, J., Vendittoli, P., 2011. Range of motion of large head total hip arthroplasty is greater than 28 mm total hip arthroplasty or hip resurfacing. *Clin. Biomech.* 26, 267-273.
14. Quesada, J.M., Marker, R.D., Mont, A.M., 2008. Metal-on-Metal Hip Resurfacing Advantages and Disadvantages. *J. Arthroplasty* 23, 69-73.
15. Beaulé, E.P., Harvey, N., Zaragoza, E., 2007. The femoral head/neck offset and hip resurfacing. *J. Bone Joint Surg. [Br.]* 89-B, 9-15.
16. Williams, D., Royle, M., Norton, M., 2009. Metal-on-Metal Hip Resurfacing. The Effect of Cup Position and Component Size on Range of Motion to Impingement. *J. Arthroplasty* 24, 144-151.
17. Eickmann, T., Manaka, M., Clarke, I., Gustafson, A., 2002. Squeaking and Neck-Socket Impingement in a Ceramic Total Hip Arthroplasty. *Trans. Tech. Pub. Ltd.* 15, 849-852.

18. Isaac, G., Schmalzried, T., Vail, T., 2009. Component mal-position: the 'Achilles' heel' of bearing surfaces in hip replacement. *Proc. IMechE. Part J: J Engineering Tribology* 223, 275-286.
19. Dennis, D., Komistek, R., Northcut, E., Ochoa, J., Ritchie, A., 2001. "In vivo" determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. *J. Biomech.* 34, 623-629.
20. Manaka, M., Clarke, I., Yamamoto, K., Shishido, T., Gustafson, A., Imakiire, A., 2004. Stripe wear rates in alumina THR--comparison of microseparation simulator study with retrieved implants. *J. Biomed. Mater. Res.* 69, 149-157.
21. Clarke, I., Donaldson, T., Bowsher, J., Nasser, S., Takahashi, T., 2005. Current Concepts of Metal-on-Metal Hip Resurfacing. *Orthop. Clin. N. Am.* 36, 143-162.
22. Mak, M., Besong, A., Jin, Z., Fisher, J., 2002. Effect of microseparation on contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements. *Proc. IMechE. Part H: J Engineering in Medicine* 216, 403-408.
23. Williams, S., Butterfield, M., Stewart, T., Ingham, E., Stone, M., Fisher, J., 2003. Wear and deformation of ceramic-on-polyethylene total hip replacements with joint laxity and swing phase microseparation. *Proc. IMechE. Part H: J. Engineering in Medicine* 217, 147-15.
24. Kwon, Y., Glyn, J., Simpson, D., Kamali, A., Smith, P., Gill, H., Murray, D., 2010. Analysis of wear of retrieved metal-on-metal hip resurfacing implants revised due to pseudotumours. *J. Bone Joint Surg. [Br]* 92-B, 356-361.
25. Su, E., Sheehan, M., Su, S., 2010. Comparison of Bone Removed During Total Hip Arthroplasty With a Resurfacing or Conventional Femoral Component. A Cadaveric Study. *J. Arthroplasty* 25, 325-329.
26. Lavigne, M., Rama, K., Roy, A., Vendittoli, P.A., 2008. Case Report. Painful Impingement of the Hip Joint After Total Hip Resurfacing: A Report of Two Cases. *J. Arthroplasty* 23, 1074-1079.
27. Gupta, S., Andrew, M.R., Taylor, M., 2006. Bone remodelling inside a cemented resurfaced femoral head. *Clin. Biomech.* 21, 594-602.
28. Nork, E.S., Schar, M., Pfander, G., Beck, M., Djonov, V., 2005. Anatomic Considerations for the Choice of Surgical Approach for Hip Resurfacing Arthroplasty. *Orthop. Clin. N. Am.* 36, 163-170.
29. Ong, L.K., Kurtz, S.M., Fierld, E.R., Manley, T.M., 2009. Role of Surgical Position on Interface Stress and Initial Bone Remodeling Stimulus around Hip Resurfacing Arthroplasty. *J. Arthroplasty* 24, 1137-1142.
30. Resubal, R.E., Morgan, A.F., 2009 Computer-Assisted Vs Conventional Mechanical Jig Technique in Hip Resurfacing Arthroplasty. *J. Arthroplasty* 24, 341-350.
31. Kubiak, L.M., Tannanst, M., Murphy, S.B., 2007. Range of Motion in Anterior Femoro-Acetabular Impingement. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 458, 117-124.
32. Tannast, M., Langlotz, U., Siebenrock, K., Wiese, M., Bernsmann, K., Langlotz, F., 2005. Anatomic Referencing of Cup Orientation in Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 436, 144-150.
33. Burroughs, R.B., Hallstrom, B., Golladay, J.G., 2005. Range of Motion and Stability in Total Hip Arthroplasty With 28, 32, 38, and 44 mm Femoral Head Sizes. *J. Arthroplasty* 20, 11-19.
34. Gajdosik, R.L., Bohannon, R.W., 1987. Clinical Measurement of Range of Motion, Review of Goniometry Emphasizing Reliability and Validity. *Phys. Therapy* 67, 1867-1872.
35. Robinson, P.R., Siminian, P.T., Gradisar, I.M., 1997. Joint Motion and Surface Contact Area Related to Component Position in Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. [Br.]* 79-B, 140-146.
36. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J. Biomech.* 34, 859-871.
37. Liu, F., Udofia, J., Jin, Z., Hirt, F., Rieker, C., Robrts, P., Grigoris, P., 2005. Comparison of contact mechanics between a total hip replacement and a hip resurfacing with a metal-on-metal articulation. *Proc. IMechE. Part C: J. Mechanical Engineering Science* 219, 726-732.

38. Komistek, R., Dennis, D., Ochoa, J., Haas, B., Hammill, C., 2001. In Vivo Comparison of Hip Separation After Metal-on-Metal or Metal-on-Polyethylene Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 84, 1836-1841.
39. Ortega J., Hernandez M., Perez A., Mercado R., 2007. Development of a hip wear simulation rig including microseparation. *Wear* 263, 1527-1532.
40. Paul J., 1976. Force actions transmitted by joints in the human body, *Proc. R Soc Lond B Biol Sci.* 192, 163-172.
41. Angadji, A., Royle, M., Collins, S., Shelton, J., 2009. Influence of cup orientation on the wear performance of metal-on-metal hip replacements. *Proc. IMechE. Part H: J Engineering in Medicine* 223, 449-457.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO
INSTITUTO DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA
ÁREA ACADÉMICA DE CIENCIAS DE LA TIERRA Y MATERIALES



IV

Congreso Nacional de Ciencia e Ingeniería de Materiales

- Síntesis, Obtención y Modificación de materiales
- Caracterización de Materiales
- Aplicación de los Materiales
- Desarrollo de Nuevos Materiales
- Simulación y Modelado de Materiales

Informes:
Tel. 01771-717200 Ext. 2279
cncim2013@uaeh.edu.mx

18 al 22 de febrero de 2013
www.uaeh.edu.mx/cncim2013