

Copyright © The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc. Todos los derechos reservados. Para obtener permiso para volver a utilizar este artículo en forma parcial o total, contáctese con [rights@jbjs.org](mailto:rights@jbjs.org).

Esta traducción ha sido provista por terceras partes. El texto fuente incluye terminología médica que puede ser difícil de traducir con exactitud. Si tiene alguna pregunta relacionada con la exactitud de la información contenida en la traducción, por favor refiérase a la versión en inglés, que es el texto oficial, en [www.jbjs.org](http://www.jbjs.org) o en su versión impresa. Si detecta problemas o errores en esta traducción, por favor contáctese con The Journal en [mail@jbjs.org](mailto:mail@jbjs.org).

## RESEÑA SOBRE CONCEPTOS ACTUALES

# Fracaso del componente glenoideo en la artroplastia total de hombro

Por Frederick A. Matsen III, MD; Jeremiah Clinton, MD; Joseph Lynch, MD; Alexander Bertelsen, PA;  
y Michael L. Richardson, MD

- El fracaso del componente glenoideo es la complicación más frecuente de la artroplastia total de hombro.
- Los componentes glenoideos fracasan, dado que no pueden reproducir las propiedades esenciales de la superficie articular glenoidea normal para lograr una fijación durable en el hueso subyacente, para soportar cargas excéntricas reiteradas y un desplazamiento glenohumeral, y para resistir el desgaste y la deformación.
- Debe considerarse la posibilidad de fracaso del componente glenoideo cada vez que la artroplastia total de hombro produzca resultados insatisfactorios. Por lo general, las radiografías de alta calidad realizadas en el plano del omóplato y en la proyección axilar son suficientes para evaluar el estado del componente glenoideo.
- Los fracasos de la artroplastia protésica de la cavidad glenoidea incluyen el fracaso del componente en sí, fracaso de apoyo, fracaso de fijación, fracaso del hueso glenoideo y el fracaso de manejar con eficacia la carga excéntrica.
- Comprender estos tipos de fracasos lleva a crear estrategias para minimizar complicaciones relacionadas con la artroplastia protésica de la cavidad glenoidea.

El fracaso del componente glenoideo de polietileno es la complicación más frecuente de la artroplastia total de hombro y representa una gran cantidad de resultados insatisfactorios luego de este procedimiento<sup>1-9</sup>. Por lo general, se manifiesta en la exploración clínica mediante dolor, pérdida de la función, y presencia de un sonido metálico sordo y su correspondiente sensación<sup>10,11</sup>. Aunque varios factores han sido descritos como posibles causas de fracaso del componente glenoideo, se carece de un entendimiento sistemático al respecto. Por consiguiente, la incidencia de este fracaso sigue siendo elevada. El objetivo de esta reseña consiste en sintetizar la actual prueba con revisores externos de manera tal que clarifique los tipos de fracasos y proponga estrategias para tratar cada uno de ellos. Este artículo no analiza otras causas de fracaso de la artroplastia total de hombro, el tratamiento para la artroplastia de hombro fallida ni el fracaso de la artroplastia total de hombro invertida.

### Tipos de fracaso

#### *Fracaso del componente en sí*

Los fracasos en esta categoría se caracterizan por un cambio físico en la prótesis glenoidea, que se produce después de ser colocada, en el momento de la operación.

#### *Distorsión de la superficie protésica*

Todos los estudios de los componentes glenoideos de polietileno recuperado revelaron cambios en la superficie articular<sup>12-17</sup>.

Braman y otros<sup>12</sup> realizaron un análisis minucioso de estos cambios en un estudio de barrido láser, que indicó que la muestra del movimiento con carga de la cabeza del húmero en la superficie del componente glenoideo del hombro de cada paciente modula la superficie de polietileno deformable del componente glenoideo por una combinación de desgaste y flujo frío. Cuando las superficies articulares glenoideas y humerales protésicas coinciden (es decir, creadas para que posean el mismo diámetro de curvatura), el desplazamiento glenohumeral da como resultado una carga y un aplanamiento del borde del componente glenoideo. En consecuencia, disminuye la estabilidad intrínseca provista por el componente glenoideo<sup>12,15</sup>. Cuando las superficies no coinciden (es decir, creadas para que el diámetro de la curvatura de la superficie del componente glenoideo sea mayor que la del húmero), la cabeza del húmero tiende a formar una concavidad más pareja en la parte de la superficie del componente glenoideo donde el contacto glenohumeral se ve favorecido por la muestra del movimiento del hombro<sup>12,13</sup>. En consecuencia, aumenta la estabilidad intrínseca provista por el componente glenoideo<sup>12</sup>. Asimismo, picaduras, excoriación o desgastes difusos de lesiones en la superficie son frecuentes entre los componentes recuperados<sup>12-14</sup> (Fig. 1). Es posible que las picaduras no sean secundarias al contacto con la cabeza lisa del húmero y, por ende, deben producirse por la interposición de las partículas del hueso, del cemento óseo de polimetilmetacrilato o del polietileno entre las superficies articulares. El desgaste puede evidenciarse por una progresiva disminución del espacio radiográfico libre que suele ocupar el polietileno (Fig. 2). Según informaron Conditt y otros<sup>18</sup> respecto de los componentes rotulares y Silva y otros<sup>19</sup> respecto de los componentes tibiales, el desgaste del polietileno es especialmente intenso en los componentes con soporte metálico<sup>20-25</sup> (Fig. 3). El aumento en el índice de desgaste de los componentes glenoideos con soporte metálico puede deberse a una mayor tensión de contacto respecto de los componentes glenoideos de polietileno del mismo espesor<sup>21,26,27</sup>.

#### **Fractura o separación del componente**

Los componentes glenoideos pueden fracasar como resultado de una fractura del cuerpo de polietileno, una fractura de la clavija o de la quilla, la separación del polietileno, una fractura del soporte metálico o una fractura de los tornillos de fijación<sup>16,25</sup>. Un fracaso catastrófico del polietileno ha sido un problema especial cuando fue esterilizado por radiación en el aire, lo que dio lugar a radicales libres que contribuyeron a un deterioro por oxidación progresiva de los componentes mientras que estaban en el estante de almacenaje y luego de realizado el implante<sup>28</sup>. El fracaso del polietileno o metal por fatiga representa un riesgo si el componente se encuentra cargado con un soporte óseo insuficiente<sup>16</sup> (Fig. 4).

#### **Separación del polietileno del soporte metálico de una prótesis**

Un problema especial de los componentes glenoideos con soporte metálico es el riesgo de disociación de la superficie de polietileno de su soporte metálico<sup>20,25,29,30</sup>. Debido a que es difícil lograr una unión química entre el metal y el polietileno, el metal debe lograr una adherencia mecánica sobre el polietileno. La disociación tiene lugar cuando las cargas excéntricas exceden la fuerza de la fijación de los dos componentes de la prótesis de ambos o cuando la carga del componente glenoideo deforma el polietileno para que deje de ser absorbido por la parte metálica del componente.

#### ***Fracaso de apoyo del componente***

Los fracasos en esta categoría se caracterizan por un sostén inadecuado del cuerpo del componente glenoideo por parte del hueso subyacente. Una mala ubicación predispone a una deformación del componente, fatiga y un pequeño movimiento que conlleva a un riesgo elevado de aflojamiento.

#### **Preparación inadecuada de la superficie ósea**

Collins y otros<sup>31</sup> demostraron la importancia de la preparación de la superficie ósea para minimizar el movimiento y la deformación del componente glenoideo a raíz de las cargas excéntricas. El movimiento tiene que ver con el desplazamiento del componente cuando se enfrenta con cargas excéntricas (Fig. 5). La deformación se refiere a la curvatura del polietileno que se produce con las cargas excéntricas. Ambos representan un desafío para la fijación del componente glenoideo. De los diferentes métodos de preparación, el que maximiza la estabilidad del componente cuando se aplican cargas excéntricas es el escariado concéntrico alrededor de una línea central glenoidea normalizada. Una superficie ósea plana proporciona una menor estabilidad del componente que una cóncava<sup>32-34</sup>.

#### **Prótesis que no se acomodó satisfactoriamente en el hueso preparado**

La mala ubicación del componente glenoideo es frecuente entre las artroplastias de hombro total fallidas<sup>7</sup>. Esta puede llevar a que se afloje el componente glenoideo<sup>35,36</sup>. Lazarus y otros describieron un sistema para la caracterización radiográfica de la ubicación del componente glenoideo y observaron que hasta un tercio de los 328 componentes glenoideos en su población de estudio estaban ubicados incorrectamente<sup>36</sup>. La ubicación fue peor para los componentes con quilla que para los componentes con clavija, por lo menos, en parte, debido a la mayor precisión de la unión entre la geometría del componente con clavija y la del hueso glenoideo preparado. Los componentes glenoideos con quilla proporcionan una fijación menos segura que los diseños con clavijas<sup>32,36</sup>.

#### **Pérdida de cemento interpuesto entre el cuerpo del componente y la superficie ósea glenoidea**

Son diversas las opiniones entre los cirujanos acerca de la conveniencia de colocar cemento entre el cuerpo del componente y la superficie ósea glenoidea preparada<sup>37,38</sup>. Por un lado, el efecto de colocación del cemento puede aumentar la calidad del contacto entre el componente y el hueso relleno de pequeños espacios. Por otro lado, interponer el cemento entre la parte posterior del componente y el hueso presenta un riesgo, ya que una capa delgada de cemento es frágil y altamente propensa a

la fatiga, fractura y al desplazamiento<sup>37,39-41</sup>. El riesgo de fatiga del cemento puede verse aumentado por la adición de antibióticos y por los métodos de preparación que dan una porosidad en el cemento<sup>42</sup>. Si no se logra interponer el cemento entre la parte posterior del componente y la superficie ósea, se obtiene como resultado una pérdida de ubicación y apoyo para el componente (Fig. 6).

#### Fractura o deficiencia ósea

Un apoyo óseo insuficiente para el componente glenoideo puede provenir de una fractura prequirúrgica o intraquirúrgica, de una erosión ósea glenoidea<sup>43</sup>, de una dislocación<sup>44</sup> o de una displasia<sup>45</sup>. También puede ser producto de la absorción del injerto óseo al momento de la artroplastia<sup>46,47</sup>.

#### Resorción ósea en la superficie preparada

Se ha demostrado un escariado de la superficie ósea para crear una un acceso óptimo entre el cuerpo del componente y el hueso<sup>31</sup>. Sin embargo, el escariado puede calentar y deteriorar la circulación hacia la superficie del hueso glenoideo, lo que lleva a una zona de necrosis, resorción y pérdida de apoyo de la superficie del componente protésico (Fig. 7).

### *Fracaso de fijación del componente inicial*

Una fijación inadecuada permite que el componente glenoideo se mueva con respecto al hueso glenoideo<sup>48</sup>. Este movimiento puede originar un ciclo de resorción ósea alrededor del implante, menor estabilidad y aumentar el movimiento de la prótesis con el riesgo de producir una total fracaso de la fijación. Las prótesis con soporte metálico son conocidas por tener un mayor índice de aflojamiento en relación con los componentes de polietileno puro<sup>23,24,49</sup>.

#### Técnica de cemento subóptima: líneas radiotransparentes inmediatas

La interposición de fluido o coágulo entre el cemento y el hueso glenoideo compromete la seguridad de la fijación del componente glenoideo, tal como no introducir cemento en el hueso esponjoso<sup>50</sup>. La falta de adherencia segura del cemento predispone a un movimiento del componente glenoideo y a una resorción del hueso glenoideo. Y lo que es más importante, una falta de fijación segura reduce la capacidad del componente para resistir una elevación en respuesta a una carga excéntrica o del borde. Una técnica de cemento ineficaz puede o no ser manifestada por medio de radiografías posoperatorias. Cabe destacar, sin embargo, que las radiografías realizadas inmediatamente después de la operación suelen reflejar un alto índice de preponderancia de líneas radiotransparentes periprotésicas<sup>24,36,37,48,51-54</sup>. Lazarus y otros<sup>36</sup> proporcionaron una clasificación de estas líneas lúcidas. La preponderancia de radiotransparencia posoperatoria inmediata es mayor con los componentes glenoideos con quilla que con los componentes glenoideos con clavija<sup>36,53,55</sup>. El hecho de que las líneas lúcidas posoperatorias inmediatas contengan líquido o coágulos en lugar de hueso o cemento deja ver que las líneas radiotransparentes indican una fijación subóptima del componente, y esto lo predispone al movimiento y a un aflojamiento progresivo.

La posibilidad de detectar líneas lúcidas se ve afectada por la técnica radiográfica y por la ubicación<sup>56</sup>. La tomografía computada es más sensible que la radiografía controlada por fluoroscopia para la detección de líneas radiotransparentes<sup>57</sup>. Las líneas lúcidas posoperatorias se asocian con resultados clínicos precarios<sup>57</sup> y han demostrado una mayor probabilidad de evolución<sup>3,24,52,58,59</sup>.

#### Fijación en un hueso escaso y de mala calidad

El hueso disponible para la fijación del componente glenoideo se encuentra limitado por la geometría del omóplato<sup>60-62</sup>. El injerto del hueso glenoideo puede verse comprometido por la antigüedad, el desuso, la artropalstia inflamatoria<sup>63,64</sup>, la artroplastia previa<sup>65,66</sup> o el escariado excesivo.

### *Fracaso del hueso*

La pérdida de calidad y cantidad de hueso en la que el componente fue inicialmente fijado conlleva a una inestabilidad progresiva, que a su vez acelera la resorción ósea.

#### Evolución de las líneas radiotransparentes y desarrollo del aflojamiento del componente

Dado que el cemento óseo no se resorbe, cualquier aumento en el espesor o alcance de las líneas radiotransparentes entre el cemento y el hueso indica una pérdida del hueso glenoideo periprotésico necesario para la fijación del componente glenoideo<sup>67,68</sup>. Dicha resorción ósea puede ser producto de un pequeño movimiento, infección u osteopenia debido al calor producido por la perforación de los orificios o el curado del cemento<sup>69-71</sup>. La cantidad de calor de la reacción exotérmica del curado del cemento está relacionada con el volumen de cemento utilizado<sup>69</sup> y es una causa especial de preocupación debido a que las propiedades de aislamiento térmica del polietileno no permiten la disipación del calor.

Goodman y otros<sup>72,73</sup> demostraron que, mientras que un pequeño movimiento aplicado en una frecuencia baja estimula la formación de masa ósea, una mayor frecuencia de movimiento podría causar el efecto opuesto. Van der Vis y otros<sup>74</sup> atribuyeron el pequeño movimiento progresivo a la compresión mecánica de la membrana fibrosa que suele formarse entre la prótesis y el hueso, lo que posiblemente origine presiones altas de líquido en la zona que a su vez pueden causar osteopenia o resorción ósea. De Man y otros<sup>75</sup> demostraron que la compresión de la membrana fibrosa alrededor de la prótesis conduce a necrosis ósea y formación de cartilago, posiblemente debido a la presión al flujo del líquido. Los autores llegaron a la conclusión de que la compresión de la membrana fibrosa podría cumplir una función importante en los primeros estadios de

aflojamiento de un sistema de artroplastia protésica.

#### Respuesta inmunológica al polietileno

En un estudio en el que se examina la respuesta inmunológica a las proteínas que se unen a la cadera de polietileno de peso molecular ultraalto y los componentes de la rodilla en pacientes que tuvieron un aflojamiento aséptico, Wooley y otros<sup>76</sup> descubrieron una alta preponderancia de anticuerpos a estas proteínas ligadas al polietileno. Esta respuesta inmunológica puede contribuir a una reacción inflamatoria en el tejido periprotésico, lo que, con el tiempo, hace que la resorción ósea aumente alrededor de la prótesis.

#### Osteólisis

Partículas diminutas, especialmente aquellas de polietileno, pueden originar una resorción progresiva y, por consiguiente, un fracaso protésico<sup>77</sup> (Fig. 8). Las partículas de <1 µm de tamaño son tomadas por los monocitos, macrófagos y osteoblastos, que luego activan la resorción ósea osteoclástica por medio del receptor/activador factor-kappa B (NF-κB) (RANK)/receptor/activador del mecanismo de unión de NF-κB (RANKL) así como también de la prostaglandina E2, la necrosis del tumor factor-alpha, los mecanismos de interleucina-1, e interleucina-6<sup>73,78-84</sup>. Los fibroblastos también pueden responder a partículas y presentan citoquinas proinflamatorias y RANKL, que estimulan la osteoclastogénesis y la resorción ósea<sup>85</sup>. Estos fenómenos son mucho más frecuentes en la cadera, donde el riesgo de osteólisis se relaciona con el índice de desgaste de polietileno<sup>86,87</sup>. Como una posible explicación de esta diferencia en preponderancia, Wirth y otros<sup>88</sup> demostraron que las partículas de polietileno observadas luego de la artroplastia de hombro son mayores y menos esféricas que aquellas observadas luego de una artroplastia total de cadera. Estas partículas más grandes pueden ser menos ingeribles y, por ende, causar una menor activación de osteoclastos.

La observación de la pérdida de masa ósea luego de una artroplastia siempre debe causar preocupación con respecto a la posibilidad de infección<sup>89</sup>. Como las infecciones localizadas en las artroplastias de hombro suelen ser secundarias a organismos de virulencia baja, tales como *Propionibacter acnes* o estafilococo *epidermidis*, el aspecto radiográfico de un hombro infectado puede asemejarse a la de un hombro que presente aflojamiento aséptico.

#### Carga protésica

El polietileno, el cemento y el hueso generalmente toleran una carga en compresión (es decir, una carga concéntrica). Sin embargo, la carga excéntrica presenta un desafío para la integridad de estos tres materiales<sup>40,90</sup>.

#### Superficies de las articulaciones parejas

Cuando la cabeza humeral protésica se presiona en la concavidad del componente glenoideo con el mismo diámetro de curvatura, la posición de la cabeza se encuentra definida con precisión por la compresión de la concavidad<sup>1,91</sup>. Se produce un desplazamiento acompañado de movimiento de hombro<sup>92</sup>. Como las superficies de las articulaciones coinciden, la cabeza humeral no puede desplazarse en el componente glenoideo sin separarse de las superficies articulares y la carga del borde<sup>93</sup>. Siempre que las superficies articulares se mantengan en contacto, todas las fuerzas excéntricas y de desplazamiento se aplicarán directamente a la fijación del componente glenoideo con el hueso<sup>32,33,94-98</sup>. Este mecanismo ayuda a comprender la observación realizada por Walch y otros<sup>99</sup> de que cuanto más cercana sea la unión entre los diámetros de curvatura del componente glenoideo y humeral, mayor será la preponderancia de radiotransparencia periprotésica en las radiografías posoperatorias.

#### Carga del borde

Una mala ubicación de los componentes puede originar el mecanismo de aflojamiento del caballito mecedor, en el que la carga de un borde del componente glenoideo hace que se eleve el borde opuesto del hueso glenoideo (Fig. 9)<sup>31,33,54</sup>. La colocación inferior del componente glenoideo o superior del componente humeral son causas frecuentes respecto de este fenómeno (Fig. 10).

#### Prótesis de hombro de carga de peso

Las personas que deben utilizar muletas, bastón o un andador para movilizarse ejercen las cargas excéntricas en el componente glenoideo, lo que puede contribuir a un aflojamiento protésico<sup>100</sup>.

#### Versión del componente glenoideo

Si el componente glenoideo se encuentra en retroversión o antroversión de manera anómala, o inclinado en la parte superior o inferior, las cargas que, de lo contrario, serían concéntricas (alineadas con la línea central glenoidea) se convierten en excéntricas<sup>26,101,102</sup>, lo que predispone a un desplazamiento del punto de contacto glenohumeral y a un aumento considerable de la tensión dentro del manto del cemento<sup>103</sup>. La versión glenoidea anómala puede ser producto de una fractura, displasia, inestabilidad o desgaste asimétrico y ha sido asociada con un índice cada vez mayor de fracaso del componente glenoideo<sup>104-108</sup>.

#### Inestabilidad glenohumeral

Cualquier tendencia de la cabeza humeral de adquirir una posición no central en el componente glenoideo generará una carga excéntrica<sup>109,110</sup>. Ciertos cuadros, tales como deficiencia subcapsular, equilibrio capsuloligamentoso anómalo y otras causas de

inestabilidad glenohumeral, aumentan el riesgo de aflojamiento del componente glenoideo<sup>108,111,112</sup>.

#### **Insuficiencia del manguito rotador**

Como un tipo especial de inestabilidad glenohumeral, la subluxación observada con la deficiencia masiva del manguito rotador es una causa importante de carga excéntrica<sup>113-115</sup>, que crea el riesgo del caballito mecedor en el componente glenoideo<sup>31,33,54</sup>.

### **Posibles estrategias para minimizar el riesgo de fracaso del componente glenoideo**

#### ***Selección de los pacientes***

Los pacientes que tienen huesos glenoideos de mala calidad, deficiencia del hueso glenoideo o una gran deformidad glenoidea están expuestos a un riesgo mayor de fracaso. Por otra parte, los pacientes cuyos hombros son propensos a cargas excéntricas, tales como aquellos que presentan debilidad en las extremidades inferiores y aquellos que presentan inestabilidad glenohumeral o deficiencia del manguito rotador, poseen una tasa más alta de ineficacia del componente glenoideo.

#### ***Asesoramiento para los pacientes***

Antes y después de una artroplastia total de hombro, los pacientes deberán recibir asesoramiento acerca de que el componente glenoideo está expuesto a un mayor riesgo de fracaso cuando se lo utiliza demasiado y cuando se realizan actividades que implican un impacto para el hombro. También se les informa que deben comunicar de inmediato al cirujano cualquier tipo de incomodidad, falta de función o sensaciones nuevas de inestabilidad o de sonidos metálicos sordos para que se evalúe el hombro por fracaso del componente glenoideo antes de que ocurra una pérdida mayor del hueso glenoideo.

#### ***Diseño del componente***

Los componentes de polietileno cuya parte posterior es redondeada con fijación de clavijas funcionan mejor que aquellos de parte posterior plana, de soportes metálicos o componentes con quilla<sup>16,20-27,29,30,32-36,49,53,55</sup>. Si bien se encuentran disponibles distintos polietilenos que tienen diferentes cantidades de unión transversal y diferentes métodos de formación del componente, no hay pruebas contundentes que privilegien uno por sobre el otro, aunque se sabe que hay que evitar los componentes esterilizados con radiación en el aire. Los componentes glenoideos con un diámetro de curvatura mayor que el del componente de la cabeza humeral están menos sujetos al aflojamiento<sup>32,33,94-99</sup>.

#### ***Técnica de implante quirúrgico***

Se desea reconstituir la versión glenoidea normal por medio de un escariado a lo largo de una línea central glenoidea normalizada hasta el punto permitido por el injerto del hueso glenoideo disponible; desde el punto de vista técnico, el injerto del hueso glenoideo posterior es complicado y propenso a fracasar. El escariado y el perforado del hueso glenoideo deben realizarse con herramientas afiladas que se enfrían durante su utilización para minimizar el riesgo de daño térmico en el hueso. El asentamiento se optimiza por una cuidadosa preparación del hueso glenoideo para que exista un espacio preciso entre la parte posterior del componente glenoideo y la superficie ósea. El líquido y los coágulos deben ser retirados de los orificios de fijación, y el hueso deberá secarse previo a insertar el cemento con el fin de minimizar el desarrollo de las líneas transparentes en el posoperatorio inmediato, lo que indicaría una fijación subóptima. Minimizar la cantidad de cemento utilizado reduce el riesgo de daño por calor en el hueso. Ubicar el componente glenoideo directamente sobre una superficie articular escariada con congruencia y preparada con cuidado evita la necesidad de insertar cemento entre la parte posterior del componente glenoideo y la superficie del hueso glenoideo, lo que elimina el riesgo de fatiga, fractura de esta frágil y delgada capa de cemento o pérdida de apoyo del componente.

#### ***Optimizar la relación glenohumeral, equilibrio y estabilidad***

Los componentes humerales y glenoideos deben ser colocados de manera tal que la superficie articular humeral quede centrada con la superficie articular glenoidea tanto en las direcciones anteroposterior o superiorinferior. Esto ha sido denominado *registro adecuado de garantía*<sup>38</sup>. Un registro inadecuado con el contacto excéntrico crea el riesgo de aflojamiento del componente glenoideo. Como conclusión de la cirugía, el hombro debe tener una gran amplitud de movimiento, pero no debe permitir que la cabeza humeral se desplace posteriormente por >50% del ancho de la superficie del componente glenoideo.

#### ***Utilización de fármacos***

Aunque no existen pruebas de la efectividad de fármacos para reducir el riesgo de fracaso del componente glenoideo, quisiéramos destacar esta posibilidad, especialmente con respecto a mejorar la estabilidad del hueso alrededor de los implantes protésicos. Skripitz y Aspenberg<sup>116</sup> informaron que la hormona paratiroidea podría aumentar la unión del hueso al polimetilmetacrilato. Clohisy y otros<sup>117</sup> y Millett y otros<sup>118</sup> investigaron el uso de bisfosfonatos para osteólisis modular en modelos de animales. Bhandari y otros<sup>119</sup>, Morris y Einhorn<sup>120</sup>, y Hilding y Aspenberg<sup>121</sup> informaron que los bisfosfonatos podrían tener un efecto beneficioso con respecto a mantener la densidad mineral ósea periprotésica. Shanbhag<sup>122</sup> analizó consideraciones adicionales en cuanto al uso de bisfosfonatos en el contexto de la fijación de componentes protésicos cementados y colocados con presión.

## Revisión

El fracaso del componente glenoideo es la complicación más frecuente en la artroplastía total de hombro. Aunque año a año aparecen nuevos diseños de componentes humerales, no ha habido gran evolución en cuanto al desarrollo de estrategias para minimizar el riesgo de fracaso del componente glenoideo. Es evidente que los mecanismos de fracaso del componente glenoideo son distintos de aquellos de fracaso del componente acetabular y tibial, en gran medida debido a que el componente glenoideo está sujeto a cargas excéntricas, la concavidad constituye un desafío para proporcionar estabilidad glenohumeral y el hueso disponible que sirve de apoyo para el componente glenoideo se encuentra limitado.

**Información:** Los autores no recibieron fondos ni subsidios externos para financiar su investigación ni para preparar este trabajo. Ni ellos ni ninguno de sus familiares directos recibieron pagos u otros beneficios ni un compromiso o acuerdo para suministrar este tipo de beneficios de una entidad comercial. Una entidad comercial (DePuy, Endowed Chair for Shoulder Research) pagó o envió en algún año, o acordó pagar o enviar, prestaciones superiores a US\$ 10.000 a un fondo de investigación, fundación, división, centro, consultorio clínico u otra organización de caridad o sin fines de lucro, a los que los autores, o alguno de sus familiares directos, están afiliados o asociados.

Frederick A. Matsen III, MD

Jeremiah Clinton, MD

Joseph Lynch, MD

Alexander Bertelsen, PA

Michael L. Richardson, MD

Department of Orthopaedics and Sports Medicine (Departamento de Ortopedia y Medicina Deportiva), University of Washington Medical Center, 1959 N.E. Pacific Street, Casilla de correo 356500, Seattle, WA 98195-6500. Correo electrónico para F.A. Matsen III: matsen@u.washington.edu

**J Bone Joint Surg Am.** 2008;89:885-896 • doi:10.2106/JBJS.G.01263

## Referencias

1. Matsen FA 3rd, Bicknell RT, Lippitt SB. Shoulder arthroplasty: the socket perspective. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(5 Suppl):S241-7.
2. Pearl ML, Romeo AA, Wirth MA, Yamaguchi K, Nicholson GP, Creighton RA. Decision making in contemporary shoulder arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2005;54:69-85.
3. Wirth MA, Rockwood CA Jr. Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78:603-16.
4. Barrett WP, Franklin JL, Jackins SE, Wyss CR, Matsen FA 3rd. Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:865-72.
5. Hasan SS, Leith JM, Campbell B, Kapil R, Smith KL, Matsen FA 3rd. Characteristics of unsatisfactory shoulder arthroplasties. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:431-41.
6. Dines JS, Fealy S, Strauss EJ, Allen A, Craig EV, Warren RF, Dines DM. Outcomes analysis of revision total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1494-500.
7. Franta AK, Lenters TR, Mounce D, Neradilek B, Matsen FA 3rd. The complex characteristics of 282 unsatisfactory shoulder arthroplasties. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:555-62.
8. Wirth MA, Rockwood CA Jr. Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:2279-92.
9. Rosenberg N, Neumann L, Modi A, Mersich IJ, Wallace AW. Improvements in survival of the uncemented Nottingham Total Shoulder prosthesis: a prospective comparative study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;8:76.
10. Hawkins RJ, Greis PE, Bonutti PM. Treatment of symptomatic glenoid loosening following unconstrained shoulder arthroplasty. *Orthopedics.* 1999;22:229-34.
11. Buckingham BP, Parsons IM, Campbell B, Titelman RM, Smith KL, Matsen FA. Patient functional self-assessment in late glenoid component failure at three to eleven years after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:368-74.
12. Braman JP, Falicov A, Boorman R, Matsen FA 3rd. Alterations in surface geometry in retrieved polyethylene glenoid component. *J Orthop Res.* 2006;24:1249-60.
13. Hertel R, Ballmer FT. Observations on retrieved glenoid components. *J Arthroplasty.* 2003;18:361-6.
14. Scarlat MM, Matsen FA 3rd. Observations on retrieved polyethylene glenoid components. *J Arthroplasty.* 2001;16:795-801.
15. Weldon EJ 3rd, Scarlat MM, Lee SB, Matsen FA 3rd. Intrinsic stability of unused and retrieved polyethylene glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:474-81.
16. Gunther SB, Graham J, Norris TR, Ries MD, Pruitt L. Retrieved glenoid components: a classification system for surface damage analysis. *J Arthroplasty.* 2002;17:95-100.
17. Ramsey ML, Getz CL, Parsons BO. What's new in shoulder and elbow surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:220-30.
18. Conditt MA, Noble PC, Allen B, Shen M, Parsley BS, Mathis KB. Surface damage of patellar components used in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1265-71.
19. Silva M, Kabbash CA, Tiberi JV 3rd, Park SH, Reilly DT, Mahoney OM, Schmalzried TP. Surface damage on open box posterior-stabilized polyethylene tibial inserts. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;416:135-44.
20. Cheung EV, Sperling JW, Cofield RH. Polyethylene insert exchange for wear after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:574-8.
21. Hopkins AR, Hansen UN, Amis AA, Knight L, Taylor M, Levy O, Copeland SA. Wear in the prosthetic shoulder: association with design parameters. *J Biomech Eng.* 2007;129:223-30.
22. Gupta S, van der Helm FC, van Keulen F. Stress analysis of cemented glenoid prostheses in total shoulder arthroplasty. *J Biomech.* 2004;37:1777-86.
23. Martin SD, Zurakowski D, Thornhill TS. Uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty. Survivorship and outcomes. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1284-92.
24. Boileau P, Avidor C, Krishnan SG, Walch G, Kempf JF, Molé D. Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:351-9.
25. Wallace AL, Phillips RL, MacDougal GA, Walsh WR, Sonnabend DH. Resurfacing of the glenoid in total shoulder arthroplasty. A comparison, at a mean of five years, of prostheses inserted with and without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81:510-8.

26. Hopkins AR, Hansen UN, Amis AA, Emery R. The effects of glenoid component alignment variations on cement mantle stresses in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:668-75.
27. Swieszkowski W, Bednarski P, Prendergast PJ. Contact stresses in the glenoid component in total shoulder arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2003;217:49-57.
28. Rockwood CA Jr, Wirth MA. Observation on retrieved Hylamer glenoids in shoulder arthroplasty: problems associated with sterilization by gamma irradiation in air. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:191-7.
29. Wallace AL, Walsh WR, Sonnabend DH. Dissociation of the glenoid component in cementless total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999;8:81-4.
30. Kirk PG, Sorger J. Failure of an implant after total shoulder arthroplasty. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:597-8.
31. Collins D, Tencer A, Sidles J, Matsen FA 3rd. Edge displacement and deformation of glenoid components in response to eccentric loading. The effect of preparation of the glenoid bone. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:501-7.
32. Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C. Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:144-50.
33. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:323-31.
34. Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, Boileau P, Walch G. Radiographic comparison of flat-back and convex-back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:636-42.
35. Iannotti JP, Spencer EE, Winter U, Deffenbaugh D, Williams G. Prosthetic positioning in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl S):111S-21S.
36. Lazarus MD, Jensen KL, Southworth C, Matsen FA 3rd. The radiographic evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:1174-82.
37. Yian EH, Werner CM, Nyffeler RW, Pfirrmann CW, Ramappa A, Sukthankar A, Gerber C. Radiographic and computed tomography analysis of cemented pegged polyethylene glenoid components in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1928-36.
38. Matsen FA 3rd, Lippitt SB, DeBartolo SE, editors. *Shoulder surgery: principles and procedures.* Philadelphia: Saunders; 2004.
39. Vasu R, Carter DR, Harris WH. Evaluation of bone cement failure criteria with applications to the acetabular region. *J Biomech Eng.* 1983;105:332-7.
40. Terrier A, Büchler P, Farron A. Bone-cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20:710-7.
41. Cristofolini L, Erani P, Savigni P, Grupp T, Thies O, Viceconti M. Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: a comparative in vitro study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22:410-21.
42. Postak PD, Greenwald AS. The influence of antibiotics on the fatigue life of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88 Suppl 4:148-55.
43. Iannotti JP, Norris TR. Influence of preoperative factors on outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85:251-8.
44. Matsoukis J, Tabib W, Guiffault P, Mandelbaum A, Walch G, Nemoz C, Cortés ZE, Edwards TB. Primary unconstrained shoulder arthroplasty in patients with a fixed anterior glenohumeral dislocation. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:547-52.
45. Edwards TB, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Nemoz C, Walch G. Shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis and dysplastic glenoid morphology. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:1-4.
46. Hill JM, Norris TR. Long-term results of total shoulder arthroplasty following bone-grafting of the glenoid. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:877-83.
47. Phipatanakul WP, Norris TR. Treatment of glenoid loosening and bone loss due to osteolysis with glenoid bone grafting. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:84-7.
48. Rahme H, Mattsson P, Larsson S. Stability of cemented all-polyethylene keeled glenoid components. A radiostereometric study with a two-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:856-60.
49. Chin PY, Sperling JW, Cofield RH, Schleck C. Complications of total shoulder arthroplasty: are they fewer or different? *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:19-22.
50. Nyffeler RW, Meyer D, Sheikh R, Koller BJ, Gerber C. The effect of cementing technique on structural fixation of pegged glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:106-11.
51. Edwards TB, Sabonghy EP, Elkousy H, Warnock KM, Hammerman SM, O'Connor DP, Gartsman GM. Glenoid component insertion in total shoulder arthroplasty: comparison of three techniques for drying the glenoid before cementation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(3 Suppl):S107-10.
52. Mileti J, Boardman ND 3rd, Sperling JW, Cofield RH, Torchia ME, O'Driscoll SW, Rowland CM. Radiographic analysis of polyethylene glenoid components using modern cementing techniques. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:492-8.
53. Klepps S, Chiang AS, Miller S, Jiang CY, Hazrati Y, Flatow EL. Incidence of early radiolucent glenoid lines in patients having total shoulder replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;435:118-25.
54. Franklin JL, Barrett WP, Jackins SE, Matsen FA 3rd. Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty.* 1988;3:39-46.
55. Gartsman GM, Elkousy HA, Warnock KM, Edwards TB, O'Connor DP. Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:252-7.
56. Havig MT, Kumar A, Carpenter W, Seiler JG 3rd. Assessment of radiolucent lines about the glenoid. An in vitro radiographic study. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:428-32.
57. Godenèche A, Boileau P, Favard L, Le Huec JC, Lévigne C, Nové-Josserand L, Walch G, Edwards TB. Prosthetic replacement in the treatment of osteoarthritis of the shoulder: early results of 268 cases. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:11-8.
58. Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, O'Connor DP, Boileau P, Walch G. Radiographic comparison of two glenoid preparation techniques in total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;431:104-10.
59. Nagels J, Valstar ER, Stokdijk M, Rozing PM. Patterns of loosening of the glenoid component. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:83-7.
60. Anglin C, Tolhurst P, Wyss UP, Pichora DR. Glenoid cancellous bone strength and modulus. *J Biomech.* 1999;32:1091-7.
61. Karelse A, Kegels L, De Wilde L. The pillars of the scapula. *Clin Anat.* 2007;20:392-9.
62. Kwon YW, Powell KA, Yum JK, Brems JJ, Iannotti JP. Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:85-90.
63. Lacroix D, Murphy LA, Prendergast PJ. Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems. *J Biomech Eng.* 2000;122:430-6.
64. Collins DN, Harryman DT 2nd, Wirth MA. Shoulder arthroplasty for the treatment of inflammatory arthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:2489-96.

65. Neyton L, Sirveaux F, Roche O, Molé D, Boileau P, Walch G. [Results of revision surgery for glenoid loosening: a multicentric series of 37 shoulder prosthesis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2004;90:111-21.
66. Neyton L, Walch G, Nové-Josserand L, Edwards TB. Glenoid corticocancellous bone grafting after glenoid component removal in the treatment of glenoid loosening. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:173-9.
67. Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Némóz C, Walch G. A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12:207-13.
68. O'Driscoll SW, Petrie RS, Torchia ME. Arthroscopic removal of the glenoid component for failed total shoulder arthroplasty. A report of five cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:858-63.
69. Churchill RS, Boorman RS, Fehringer EV, Matsen FA 3rd. Glenoid cementing may generate sufficient heat to endanger the surrounding bone. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;419:76-9.
70. Berman AT, Reid JS, Yanicko DR Jr, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;186:284-92.
71. Li C, Kotha S, Huang CH, Mason J, Yakimicki D, Hawkins M. Finite element thermal analysis of bone cement for joint replacements. *J Biomech Eng.* 2003;125:315-22.
72. Goodman S, Wang JS, Doshi A, Aspenberg P. Difference in bone ingrowth after one versus two daily episodes of micromotion: experiments with titanium chambers in rabbits. *J Biomed Mater Res.* 1993;27:1419-24.
73. Goodman SB, Song Y, Doshi A, Aspenberg P. Cessation of strain facilitates bone formation in the micromotion chamber implanted in the rabbit tibia. *Biomaterials.* 1994;15:889-93.
74. Van der Vis HM, Aspenberg P, Tigchelaar W, Van Noorden CJ. Mechanical compression of a fibrous membrane surrounding bone causes bone resorption. *Acta Histochem.* 1999;101:203-12.
75. De Man FH, Tigchelaar W, Marti RK, Van Noorden CJ, Van der Vis HM. Effects of mechanical compression of a fibrous tissue interface on bone with or without high-density polyethylene particles in a rabbit model of prosthetic loosening. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87: 1522-33.
76. Wooley PH, Fitzgerald RH Jr, Song Z, Davis P, Whalen JD, Trumble S, Nasser S. Proteins bound to polyethylene components in patients who have aseptic loosening after total joint arthroplasty. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81:616-23.
77. Maloney WJ, Smith RL, Schmalzried TP, Chiba J, Huene D, Rubash H. Isolation and characterization of wear particles generated in patients who have had failure of a hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:1301-10.
78. Vermes C, Chandrasekaran R, Jacobs JJ, Galante JO, Roebuck KA, Glant TT. The effects of particulate wear debris, cytokines, and growth factors on the functions of MG-63 osteoblasts. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:201-11.
79. Vermes C, Glant TT, Hallab NJ, Fritz EA, Roebuck KA, Jacobs JJ. The potential role of the osteoblast in the development of periprosthetic osteolysis: review of in vitro osteoblast responses to wear debris, corrosion products, and cytokines and growth factors. *J Arthroplasty.* 2001;16(8 Suppl 1):95-100.
80. Archibeck MJ, Jacobs JJ, Roebuck KA, Glant TT. The basic science of periprosthetic osteolysis. *Instr Course Lect.* 2001;50:185-95.
81. Jacobs JJ, Roebuck KA, Archibeck M, Hallab NJ, Glant TT. Osteolysis: basic science. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393:71-7.
82. Jacobs JJ, Hallab NJ, Urban RM, Wimmer MA. Wear particles. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88 Suppl 2:99-102.
83. Clohisy D. Cellular mechanisms of osteolysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85 Suppl 1:S4-6.
84. Silva MJ, Sandell LJ. What's new in orthopaedic research. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:1490-6.
85. Koreny T, Tunyogi-Csapó M, Gál I, Vermes C, Jacobs JJ, Glant TT. The role of fibroblasts and fibroblast-derived factors in periprosthetic osteolysis. *Arthritis Rheum.* 2006;54:3221-32.
86. Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85:1095-9.
87. Wilkinson JM, Hamer AJ, Stockley I, Eastell R. Polyethylene wear rate and osteolysis: critical threshold versus continuous dose-response relationship. *J Orthop Res.* 2005;23:520-5.
88. Wirth MA, Agrawal CM, Mabrey JD, Dean DD, Blanchard CR, Miller MA, Rockwood CA Jr. Isolation and characterization of polyethylene wear debris associated with osteolysis following total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81:29-37.
89. Cheung EV, Sperling JW, Cofield RH. Reimplantation of a glenoid component following component removal and allogenic bone-grafting. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:1777-83.
90. Mansat P, Briot J, Mansat M, Swider P. Evaluation of the glenoid implant survival using a biomechanical finite element analysis: influence of the implant design, bone properties, and loading location. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(3 Suppl):S79-83.
91. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. Shoulder prosthesis subluxation: theory and experiment. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9:104-14.
92. Harryman DT 2nd, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA 3rd. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:1334-43.
93. Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA 3rd. The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:555-63.
94. Couteau B, Mansat P, Estivalézes E, Darmana R, Mansat M, Egan J. Finite element analysis of the mechanical behavior of a scapula implanted with a glenoid prosthesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:566-75.
95. Karduna AR, Williams GR, Iannotti JP, Williams JL. Total shoulder arthroplasty biomechanics: a study of the forces and strains at the glenoid component. *J Biomech Eng.* 1998;120:92-9.
96. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP. Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1166-74.
97. Severt R, Thomas BJ, Tsentler MJ, Amstutz HC, Kabo JM. The influence of conformity and constraint on translational forces and frictional torque in total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;292:151-8.
98. Terrier A, Büchler P, Farron A. Influence of glenohumeral conformity on glenoid stresses after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:515-20.
99. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Boileau P, Mole D, Adeleine P. The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines: results of a multicenter study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:2186-91.
100. Garreau De Loubresse C, Norton MR, Piriou P, Walch G. Replacement arthroplasty in the weight-bearing shoulder of paraplegic patients. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:369-72.

101. Nyffeler RW, Sheikh R, Atkinson TS, Jacob HA, Favre P, Gerber C. Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces: an experimental study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:625-9.
102. Shapiro TA, McGarry MH, Gupta R, Lee YS, Lee TQ. Biomechanical effects of glenoid retroversion in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(3 Suppl):S90-5.
103. Farron A, Terrier A, Büchler P. Risks of loosening of a prosthetic glenoid implanted in retroversion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15:521-6.
104. Badet R, Boileau P, Noel E, Walch G. Arthrography and computed arthrotomography study of seventy patients with primary glenohumeral osteoarthritis. *Rev Rhum Engl Ed.* 1995;62:555-62.
105. Badet R, Boulahia A. Computed tomography in primary glenohumeral osteoarthritis without humeral head elevation. *Rev Rhum Engl Ed.* 1998;65:187-94.
106. Habermeyer P, Magosch P, Luz V, Lichtenberg S. Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1301-7.
107. Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A. Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty.* 1999;14:756-60.
108. Sperling JW, Antuna SA, Sanchez-Sotelo J, Schleck C, Cofield RH. Shoulder arthroplasty for arthritis after instability surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:1775-81.
109. Büchler P, Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Iannotti JP, Farron A. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17:630-9.
110. Stevens KJ, Preston BJ, Wallace WA, Kerslake RW. CT imaging and three-dimensional reconstructions of shoulders with anterior glenohumeral instability. *Clin Anat.* 1999;12:326-36.
111. Antuna SA, Sperling JW, Cofield RH, Rowland CM. Glenoid revision surgery after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:217-24.
112. Green A, Norris TR. Shoulder arthroplasty for advanced glenohumeral arthritis after anterior instability repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:539-45.
113. Arntz CT, Matsen FA 3rd, Jackins S. Surgical management of complex irreparable rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty.* 1991;6:363-70.
114. Norris TR, Iannotti JP. Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11:130-5.
115. Hopkins AR, Hansen UN, Amis AA, Taylor M, Emery RJ. Glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty: a finite element investigation. *J Orthop Res.* 2007;25:108-15.
116. Skripitz R, Aspenberg P. Parathyroid hormone (1-34) increases attachment of PMMA cement to bone. *J Orthop Sci.* 2001;6:540-4.
117. Clohisy DR, O'Keefe PF, Ramnaraine ML. Pamidronate decreases tumor-induced osteoclastogenesis in osteopetrotic mice. *J Orthop Res.* 2001;19:554-8.
118. Millett PJ, Allen MJ, Bostrom MP. Effects of alendronate on particle-induced osteolysis in a rat model. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:236-49.
119. Bhandari M, Bajammal S, Guyatt GH, Griffith L, Busse JW, Schünemann H, Einhorn TA. Effect of bisphosphonates on periprosthetic bone mineral density after total joint arthroplasty. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:293-301.
120. Morris CD, Einhorn TA. Bisphosphonates in orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1609-18.
121. Hilding M, Aspenberg P. Postoperative clodronate decreases prosthetic migration: 4-year follow-up of a randomized radiostereometric study of 50 total knee patients. *Acta Orthop.* 2006;77:912-6.
122. Shanbhag AS. Use of bisphosphonates to improve the durability of total joint replacements. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14:215-25.

Fig. 1

Picaduras y desgaste erosivo de la vista posterosuperior de un componente glenoideo recuperado que había sido colocado junto con la cabeza humeral que presenta un diámetro de curvatura de 6 mm, tal como recomienda el fabricante. Desgaste producido en una concavidad secundaria de la superficie articular posterosuperior que presenta un diámetro que se ajusta al del componente humeral. Aunque no se muestra en esta fotografía, la quilla de esta prótesis se había fracturado por fatiga.



Fig. 2

Disminución del polietileno en la vista superior del componente comprobada por una reducción de la distancia entre la cabeza humeral y el marcador superior metálico en el componente glenoideo comparado con la distancia entre la cabeza humeral y el marcador inferior metálico en el componente glenoideo. Pérdida de concavidad de la vista superior del componente glenoideo, seguida de una migración ascendente de la prótesis humeral hacia la prótesis glenoidea.

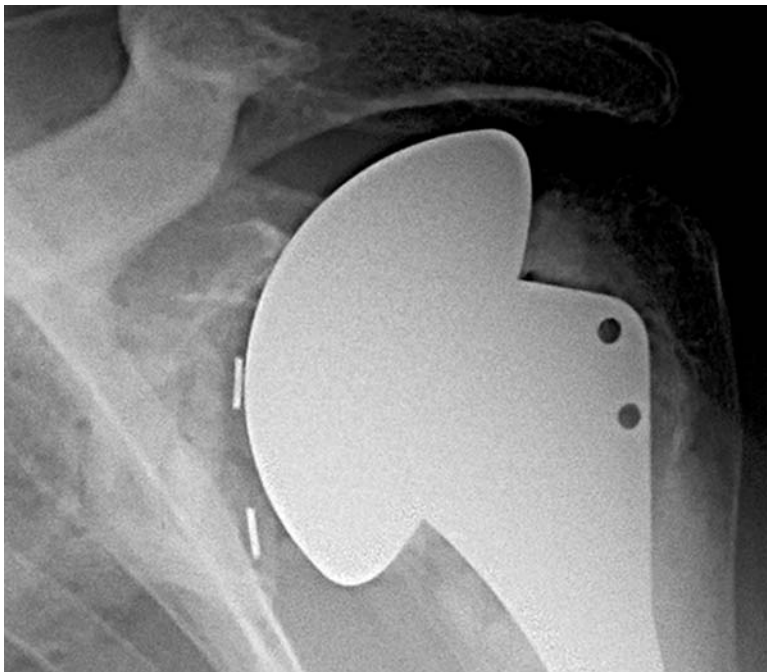


Fig. 3

Desgaste total del polietileno superior de un componente de soporte metálico que se manifiesta por la ausencia de un espacio radiográfico libre entre la prótesis humeral y el soporte metálico. El desgaste va acompañado de una migración superior del componente humeral y del aflojamiento del componente glenoideo denominado caballito mecedor, es decir, el aflojamiento aparece como consecuencia de la carga en uno de los bordes del componente, lo que origina que se eleve el borde opuesto del componente y se desplace del hueso. Obsérvese también la gran cantidad de cemento que había sido utilizada para la fijación del componente glenoideo y las líneas radiotransparentes alrededor del cemento.



Fig. 4

Radiografía de una prótesis glenoidea fallida, en la que se observa una subluxación posterior del húmero, una carga glenoidea excéntrica y un desgaste posterior del borde del componente. La quilla del componente glenoideo y el cemento subyacente se fracturaron (flecha).

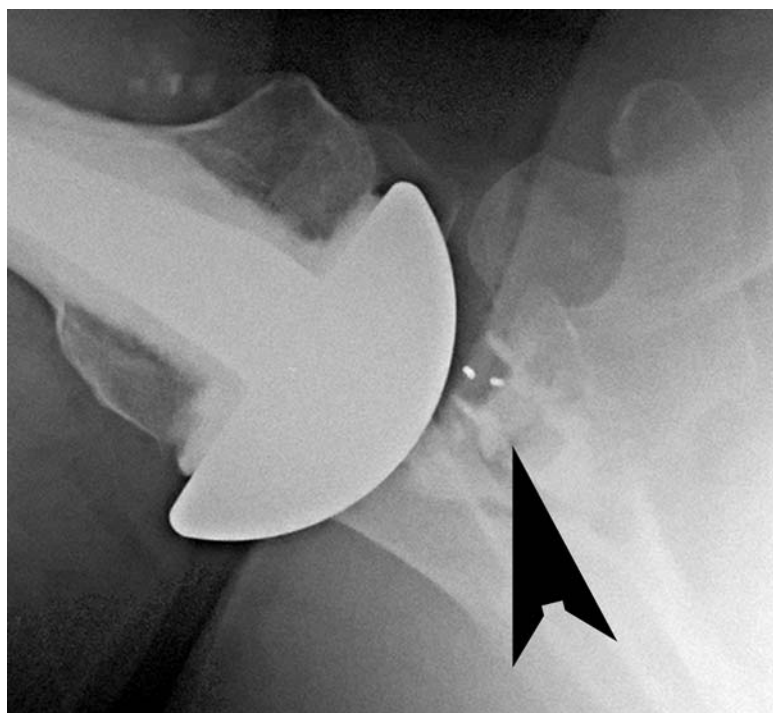


Fig. 5

Elevamiento de la vista posterior del componente glenoideo (flecha grande) relacionado con la carga de la vista anterior. Este movimiento de caballito mecedor se relaciona con la resorción ósea alrededor de la quilla del componente (flechas pequeñas).



Fig. 6

Un componente glenoideo flojo con pérdida de masa ósea bajo una capa delgada de cemento que subyace al componente glenoideo (flechas). En el momento de la operación, se observó que esta capa delgada de cemento se agrietó.

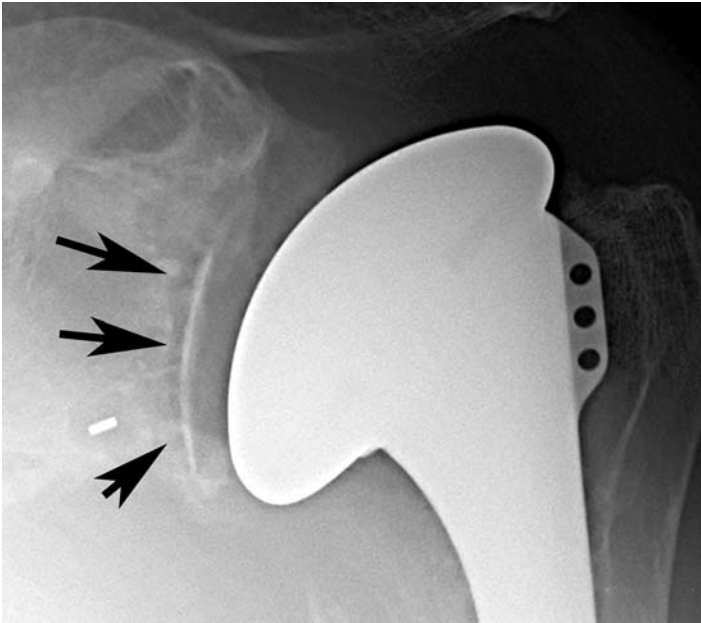


Fig. 7

Trabécula expuesta a la superficie escariada del hueso glenoideo que puede ser dañada por el calor del escariado o por falta de circulación hacia la superficie. Este hueso glenoideo canino recién escariado fue bisecado a través de ejes más cortos de su superficie articular oval y en el plano normal con respecto a la superficie, y luego se insertó en metilmetacrilato sin descalcificación. Secciones de un espesor de diez micrómetros se cortaron paralelamente a la superficie ya cortada mediante la utilización de un microtomo sledge (modelo SM 2500), Leica Wetzlar, Alemania), lo que proporcionó una sección transversal de la concavidad glenoidea y su arquitectura ósea subyacente. Las secciones se tiñeron con tricromo modificado Goldner. El hueso se tiñe de azul verdoso mientras que los contenidos medulares se tiñen de rojo oscuro. La línea horizontal indica 1 cm.

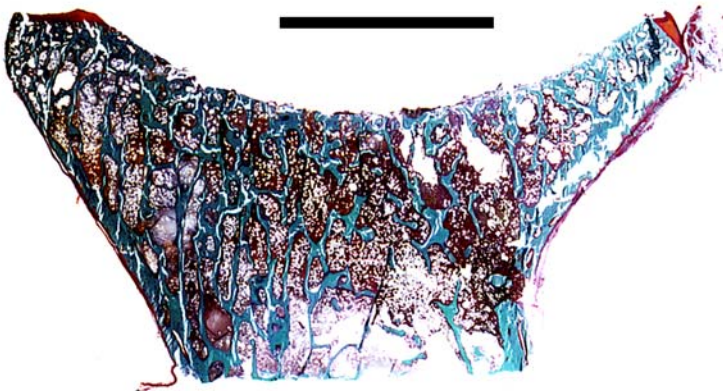


Fig. 8

La resorción ósea osteolítica mostrada en esta radiografía es mucho mayor que la resorción ósea observada con un aflojamiento mecánico únicamente. Pruebas patológicas y bacteriológicas no mostraron signos de infección, pero revelaron una reacción inflamatoria crónica masiva con pequeñas partículas intracelulares de polietileno en el microscopio polarizado.

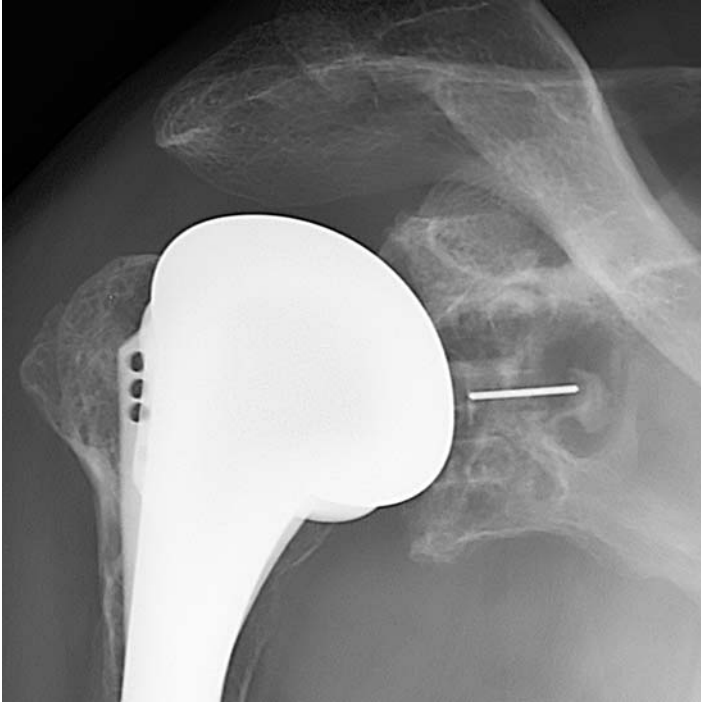


Fig. 9

Aflojamiento del caballito mecedor. Aunque el componente glenoideo es estable cuando la carga ejercida a la cabeza humeral se centra (figura central), un desplazamiento anterior (izquierda) o posterior (derecha) de la cabeza del hueso glenoideo origina una carga excéntrica y elevamiento del borde opuesto del hueso glenoideo que no se encuentra con carga. (Reproducido, con modificaciones de: Matsen FA 3rd, Lippitt SB. Cirugía de hombro: principios y procedimientos. Filadelfia: Saunders; 2004. Principles of glenoid arthroplasty (Principios de artroplastia glenoidea); p 508. Reimpreso con autorización)

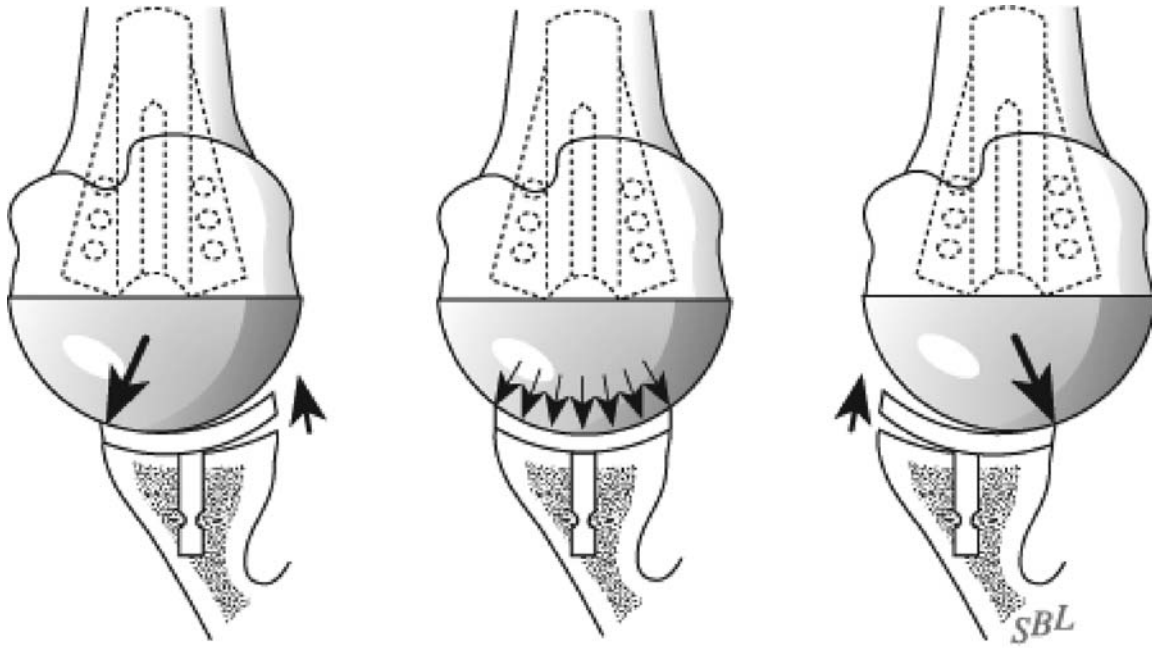


Fig. 10

Registro insuficiente de los componentes humeral y glenoideo. El componente humeral ha sido ubicado demasiado arriba, y el componente glenoideo, demasiado abajo. La carga excéntrica resultante ha causado el aflojamiento del caballito mecedor en el componente glenoideo.

