

INVESTIGACIÓN

Mallas metálicas y mallas reabsorbibles para contención de injertos óseos impactados. Análisis biomecánico comparativo en fémures cadavéricos

ROBERTO VALENTINI, MARTÍN BUTTARO, RODOLFO PUSSO y FRANCISCO PICCALUGA

*Centro de Cadera, Instituto de Ortopedia y Traumatología "Carlos E. Ottolenghi",
Hospital Italiano de Buenos Aires*

RESUMEN

Introducción: Los defectos óseos segmentarios femorales constituyen una situación frecuente en la artroplastia de revisión de cadera. Para su tratamiento se describió la utilización de mallas metálicas o aloinjertos estructurales en combinación con injertos óseos impactados. Una alternativa es el uso de mallas bioabsorbibles, que son radiolúcidas y no alterarían la incorporación de los injertos. Sin embargo, su resistencia para contener los injertos impactados no ha sido determinada. El objetivo de este trabajo es comparar la resistencia al proceso de impactación de aloinjertos impactados y a las fuerzas axiales, rotacionales y de flexión de las mallas metálicas y de las bioabsorbibles colocadas en defectos femorales de huesos cadavéricos.

Materiales y métodos: Se utilizaron 12 fémures humanos desecados con una ventana de 4 x 2 cm en la cara lateral, la cual fue contenida con una malla metálica en seis fémures (GI) y con una malla bioabsorbible en otros seis (GII). Se midió la resistencia a las fuerzas ejercidas por el proceso de impactación ósea y a las fuerzas de carga axial, rotacional y de flexión.

Resultados: Ambos grupos resistieron las fuerzas ejercidas por las distintas fases del proceso de impactación de huesos molidos, cementado, presurización y colocación del tallo femoral. Los especímenes del GI no mostraron diferencias significativas con respecto a los del GII cuando fueron evaluados para los distintos tipos de carga.

Conclusiones: Las mallas bioabsorbibles demostraron la misma resistencia al proceso de impactación de injertos y a las fuerzas axiales, rotacionales y de flexión que las mallas metálicas en defectos femorales cadavéricos. Desde el punto de vista mecánico las mallas bioabsorbibles podrían utilizarse para contener los injertos óseos impactados en defectos corticales femorales.

PALABRAS CLAVE: Defectos femorales. Revisión de cadera. Mallas metálicas. Mallas reabsorbibles.

METAL AND RESORBABLE MESHES TO CONTAIN IMPACTED BONE GRAFTS. COMPARATIVE BIOMECHANICAL ANALYSIS IN CADAVERIC FEMURS

ABSTRACT

Background: Cortical femoral defects are frequent in hip revision surgery. Metal meshes and strut allografts have been advocated to contain impacted grafts. An alternative would be resorbable meshes, which are radiolucent and do not affect bone incorporation. The purpose of this study is to compare metal and bioabsorbable meshes' resistance to the impaction process, in cortical defects of cadaveric femurs.

Methods: We utilized 12 femurs with a 4 x 2 cm lateral window repaired with metallic mesh in 6 femurs (GI), and with resorbable mesh in 6 (GII). We measured the resistance to bone impaction, and to axial, rotational and flexion forces.

Results: Both groups withstood the forces during impaction, cementation, pressurization and stem insertion. No significant differences were noted between GI and GII for the different types of load.

Conclusions: Resorbable meshes exhibited the same resistance to graft impaction; axial, rotational, and flexion forces as metal meshes in cadaveric femurs. From the

Recibido el 10-10-2005. Aceptado luego de la evaluación el 11-10-2005.

Correspondencia:

Dr. MARTÍN BUTTARO

Instituto de Ortopedia y Traumatología "Carlos E. Ottolenghi"

Potosí 4215

(C1199ACK) - Buenos Aires

Tel./Fax: 4959-0200 ext. 8314

cadera@hospitalitaliano.org.ar

biomechanical perspective, bioabsorbable meshes could be used to contain impacted bone grafts in cortical femoral defects.

KEY WORDS: Femoral defects. Revision hip surgery. Metal meshes. Resorbable meshes.

Los defectos óseos segmentarios en la cortical femoral constituyen una situación frecuente en las cirugías de revisión de cadera. La reconstrucción con injertos óseos impactados es un procedimiento aceptado y utilizado,^{8,17,19-21,26} que obtuvo resultados satisfactorios tanto en el acetábulo^{1,8,16,19,20,22,26} como en el fémur.^{4,8,11,13,15,17,25} Las mallas metálicas y los aloinjertos estructurales han sido utilizados para contener aloinjertos óseos esponjosos.^{6,8,12} Con respecto a las propiedades mecánicas, las mallas metálicas y los injertos estructurales han sido suficientes para crear un sostén estable capaz de resistir la impactación ósea y el implante del tallo femoral.^{2,5} Las mallas de metal cribadas permitirían más revascularización que los injertos estructurales.^{2,3} Sin embargo, existen publicaciones que demuestran que las mallas de acero inoxidable dificultarían la incorporación de los injertos óseos.¹⁸ Este tipo de mallas alteran la correcta visualización radiográfica de los injertos debido a su condición de radiopacidad y requieren su retiro en caso de infección. Asimismo, se ha sugerido que podrían desprender partículas.^{10,14}

Una alternativa para reconstruir defectos segmentarios femorales sería el uso de mallas bioabsorbibles, las cuales permitirían visualizar sin inconvenientes el estado y la evolución de los injertos sin producir desprendimiento de partículas y evitando la necesidad de retirarlas en caso de infección. Sin embargo, la resistencia al proceso de impactación con aloinjertos esponjosos y a las fuerzas axiales, rotacionales y de flexión no ha sido estudiada.

El objetivo de este trabajo es comparar la resistencia al proceso de impactación de los aloinjertos impactados y a las fuerzas axiales, rotacionales y de flexión de las mallas metálicas y de las bioabsorbibles colocadas en defectos femorales de huesos cadavéricos.

Materiales y métodos

Se utilizaron 12 fémures humanos cadavéricos desecados de tamaño y características similares que fueron sometidos a análisis radiográfico para constatar la ausencia de defectos estructurales.

En la cara lateral de todos los fémures se confeccionó un defecto óseo de 2 cm de ancho y 4 cm de longitud, comenzando 10 cm distal al trocánter menor.

Se preparó el conducto femoral retirando toda su esponjosa mediante el instrumental utilizado en cirugías primarias, intentando simular un defecto grado 3 de la clasificación de defectos

femorales utilizada por la EndoKlinik.⁷

Cada uno de los huesos se fijó verticalmente en un bloque de concreto de 20 cm x 20 cm de lado y 15 cm de altura. En la cara inferior de cada bloque se colocaron cuatro placas de goma de 2 x 1 cm para evitar los deslizamientos de la base del sistema.

En seis fémures se cubrió el defecto óseo con una malla metálica trabeculada de 0,15 pulgadas de espesor y perforaciones de 2 mm² (Fico®, Buenos Aires, Argentina) de 6 por 6 cm (GI). La malla fue sostenida por cinco lazadas de alambre de 1,6 mm de diámetro separadas por 1 cm entre sí (Fig. 1). En otros seis fémures se ocluyó el defecto con una malla bioabsorbible no circunferencial de poliglactina 910 (Vicryl®, Johnson & Johnson, Leeds, Inglaterra) de igual tamaño que las anteriores (GII), fijada de la misma manera (Fig. 2).

En todos los fémures el mismo cirujano realizó la misma técnica de impactación ósea,⁸ utilizando un instrumental específico (Primary® Impaction Grafting Instruments, Johnson & Johnson, Leeds, Inglaterra), con cementado de tercera generación y colocación de un tallo femoral del mismo modelo en todos los casos (C Stem®, Johnson & Johnson, Leeds, Inglaterra).

Las mediciones de la resistencia del sistema, así como de la resistencia a los distintos tipos de carga se realizaron en el laboratorio de Ensayo de Materiales, perteneciente a la Universidad Tecnológica Nacional.

Se registró para cada prueba, la temperatura y la humedad relativa ambiente en el momento de ser procesado.

Medición de la resistencia a las fuerzas ejercidas por el proceso de impactación ósea

Se colocó el extremo sensible del instrumento de medición (sensor de desplazamiento centesimal de base magnética, Mitu-

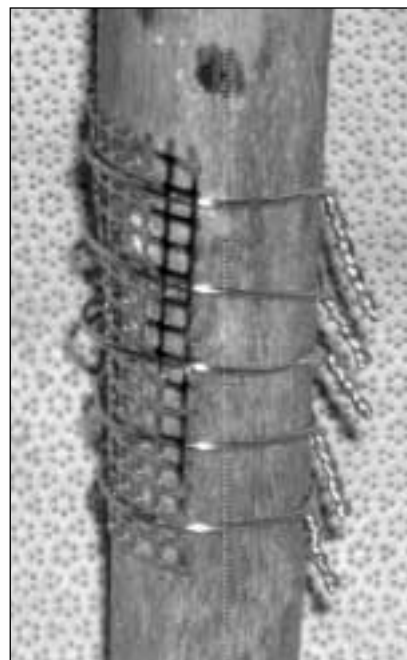


Figura 1. Defecto en la cara lateral de un fémur cadavérico ocluido con malla metálica (GI).

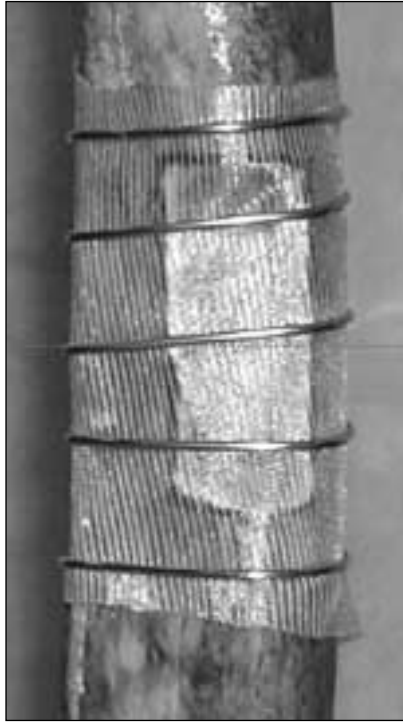


Figura 2. Defecto en la cara lateral de un fémur cadavérico ocluido con malla reabsorbible (GII).

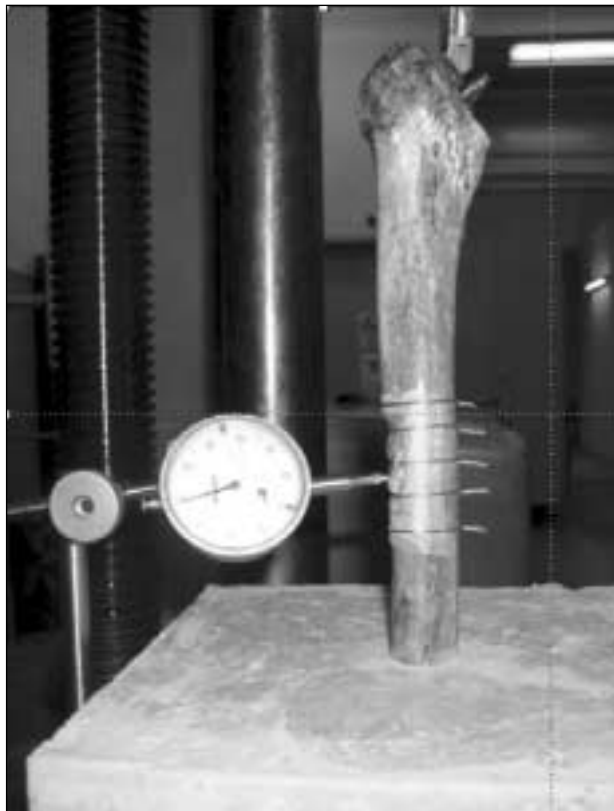


Figura 3. Medición del desplazamiento de la malla durante la impactación del injerto, en el momento de la presurización del cemento y durante la colocación del tallo femoral.

toyo®, Brasil) en contacto con la malla.

Se midió el desplazamiento de la malla durante la impactación del injerto, en el momento de la presurización del cemento y durante la colocación del tallo femoral (Fig. 3).

Medición de la resistencia a la carga axial rotacional y de flexión

Quince minutos después de completado el proceso de cementación y colocación del tallo femoral se procedió a verificar la resistencia a la carga axial, rotacional y de flexión de los sistemas con malla de metal y con malla bioabsorbible.

Medición de la resistencia a la carga axial

Dos fémures de cada grupo fueron sometidos a este tipo de carga.

Se colocó cada espécimen con el hueso en posición vertical sobre la base de la Máquina Universal de Ensayos (Shimatzu®, Japón). Ésta consta de una base sobre la que se colocan los elementos por ensayar y una parte superior, móvil verticalmente, unida a la anterior por medio de cuatro columnas verticales, que ejerce las fuerzas. Este sistema está conectado a una pantalla indicadora, con una aguja sensora y una aguja testigo de carga máxima. También cuenta con un sistema graficador de carga según deformación. El equipo permite regular la velocidad de ascenso y descenso de la porción superior.

Se colocó la pieza superior, de superficie inferior plana, en contacto con la cabeza femoral protésica y se comenzó a aplicar fuerza a una velocidad de 4 mm por minuto mientras en la pantalla indicadora se registraba la fuerza ejercida, el momento de la falla, la fuerza máxima a la que resistió cada espécimen y el modo de falla observado. También se graficó la fuerza ejercida en función del tiempo transcurrido.

Se definió como falla a la fractura completa del hueso o de alguna parte del sistema.

Medición de la resistencia a las fuerzas rotacionales

Dos fémures de cada grupo fueron sometidos a este tipo de carga.

Se colocó el espécimen con la diáfisis en posición horizontal y la cabeza protésica hacia lateral, quedando el eje medio-lateral del tallo paralelo a la horizontal. Se fijó sólidamente su base a la porción inferior de la máquina universal de cargas mediante dos barras anguladas (perfil angular L de 76,2 mm x 9,53 mm x 2 m) unidas por dos varillas roscadas (3/4 de pulgada de diámetro). Se colocó la placa superior en contacto con la cabeza femoral protésica y se aplicó fuerza a la velocidad de 4 mm por minuto. Se registró la fuerza ejercida a cada momento, el momento de la falla, la fuerza máxima a la que resistió cada espécimen y el modo de falla observado. También se graficó la fuerza ejercida en función del tiempo transcurrido.

Medición de la resistencia a las fuerzas de flexión

Dos fémures de cada grupo fueron sometidos a este tipo de carga.

Se colocó el espécimen con la diáfisis en posición horizontal

y la cabeza protésica hacia arriba, formando el eje mediolateral del tallo femoral un ángulo de 90° con la horizontal. Se fijó sólidamente su base a la porción inferior del aparato sensor del mismo modo que el utilizado para medir las fuerzas rotacionales. Se colocó una resistencia inferior en contacto con el hueso a 7 cm de su base, para crear una fuerza de flexión con apoyo en tres puntos. Se descendió la placa superior hasta entrar en contacto con la cabeza femoral y se aplicó fuerza a la velocidad de 4 mm por minuto. Se registró el momento de la falla, la fuerza máxima a la que resistió cada espécimen y el modo de falla observado. También se graficó la fuerza ejercida en función del tiempo transcurrido.

Resultados

Resistencia a las fuerzas ejercidas por el proceso de impactación ósea:

Los procedimientos fueron realizados a una temperatura promedio de 20,8° Celsius (rango 19-22,3°) y a una humedad relativa ambiente promedio del 60% (52-78%).

Todas las mallas resistieron las fuerzas ejercidas por las distintas fases del proceso de impactación de huesos molidos, cementado, presurización y colocación del tallo femoral.

Tres especímenes del GI sufrieron una deformación elástica de 0,43 mm promedio (rango 0,3-0,5 mm). En tres especímenes no se registró ninguna deformación.

Los seis especímenes del GII registraron una deformación elástica de 2,62 mm promedio (rango 2-3,5 mm). En el mismo grupo se registró una deformidad plástica de 0,72 mm promedio (rango 0,35-1,1 mm).

En tres especímenes del GI se observó extrusión del cemento a través de la malla durante el proceso de presurización y colocación del tallo femoral. En dos especímenes del GII se observó extrusión del cemento por la parte superior de la ventana, entre el hueso y la malla.

Resistencia a las fuerzas de carga

Los procedimientos fueron realizados a una temperatura promedio de 20° Celsius (rango 19,5-22,2) y a una humedad relativa ambiente promedio del 56% (rango 38-78%).

Los valores de resistencia y del tiempo de rotura se resumen en las figuras 1 a 3.

Resistencia a la carga axial (Fig. 4)

El modo de falla para los especímenes del GI fue una fractura transversal a partir de la región distal de la ventana en el primero y doble fractura transversal en ambos trazos, a partir de la región proximal y de la región distal de la ventana en el segundo.

El modo de falla para el GII fue una fractura longitudinal desde el calcar hacia distal en el primero y doble fractura longitudinal desde ambas regiones laterales al calcar

en el segundo.

Resistencia a las fuerzas de rotación (Fig. 5)

El modo de falla en el GI fue una fractura espiroidea desde la ventana hacia distal en ambos casos. El modo de falla en el GII fue una fractura espiroidea desde la ventana hacia proximal en el primero y una fractura espiroidea desde la ventana hacia distal en el segundo.

Resistencia a las fuerzas de flexión (Fig. 6)

El modo de falla en el GI fue una fractura transversal en la región distal a la ventana partiendo de la misma, en ambos casos y en el GII fue una fractura transversal a partir del extremo distal de la ventana y una fractura transversal en la unión del fémur al bloque de concreto.

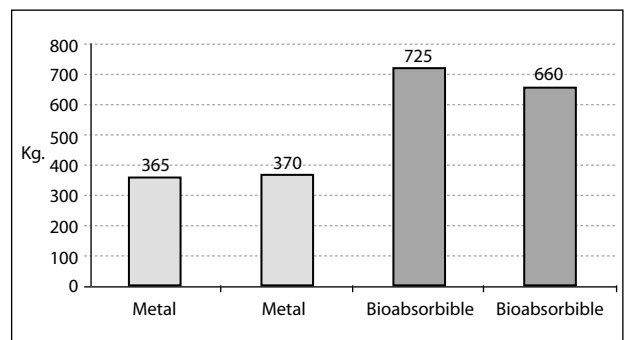


Figura 4. Resistencia a fuerzas de carga axial.

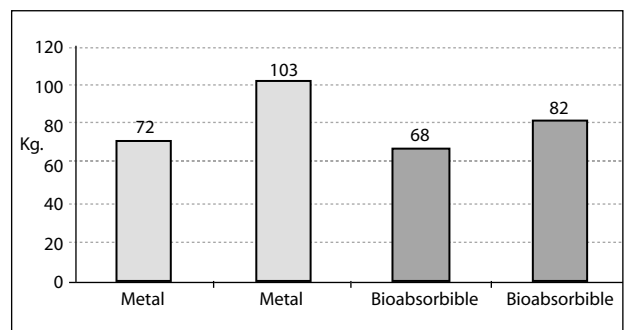


Figura 5. Resistencia a fuerzas rotacionales.

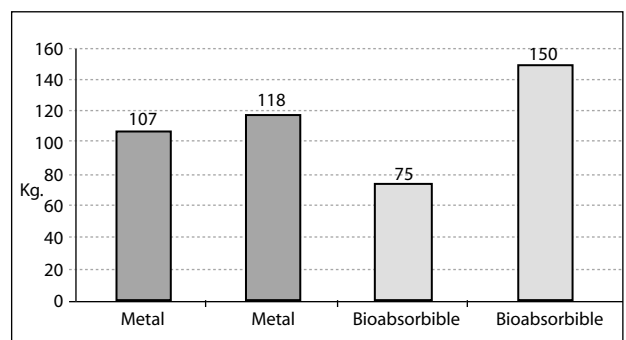


Figura 6. Resistencia a fuerzas de flexión.

Discusión

En este trabajo las mallas bioabsorbibles resistieron al proceso de impactación y a las fuerzas axiales, rotacionales y de flexión de la misma manera que las mallas de metal.

Ninguno de los dos tipos de mallas estudiados otorgó mayor resistencia al fémur.

Los defectos óseos representan uno de los mayores problemas durante una cirugía de revisión. La técnica de impactación ósea con aloinjertos molidos y cemento fue utilizada por varios investigadores^{19,21,22-24} y publicada por primera vez con resultados clínicos en el acetábulo en 1984.²³

La misma técnica aplicada al fémur fue popularizada por Gie y publicada por primera vez en 1993.⁸

Algunos autores, ante la presencia de un defecto focal cortical en el fémur, utilizan mallas metálicas para ocluirlo.^{11,19-21,24} Otros utilizan injertos estructurales para tal fin.^{6,12} No se ha estudiado si las mallas de metal o los injertos estructurales contribuyen a aumentar la resistencia del sistema de reconstrucción. Las mallas de metal permitirían una mejor revascularización de los injertos impactados que los injertos estructurales en animales.²

Las principales desventajas de las mallas metálicas son la potencial reacción ósea causada por partículas derivadas de metal.^{10,14} Este tipo de mallas carece de radiolucidez, lo cual impide la visualización del hueso subyacente y dificulta la observación de la evolución del proceso de oseointegración y deberían ser retiradas en casos de infección.

Las mallas bioabsorbibles se utilizan en cirugía abdominal y maxilofacial. Por ser radiolúcidas, permiten visualizar los demás tejidos sin interferir en las imágenes radiográficas. Otra ventaja sobre las mallas metálicas sería que una vez reabsorbidas no existe material inerte ni ajeno al organismo.

Para este trabajo se utilizaron fémures humanos desecados, los cuales pueden no tener las mismas propiedades mecánicas entre sí. Aún teniendo datos de densitometría ósea o la edad y la causa de la muerte del donante, sería extremadamente difícil contar con 12 piezas femorales humanas de idénticas condiciones. Esto podría resolverse utilizando piezas femorales artificiales, que presentan idéntica forma y propiedades mecánicas. Otra alternativa hubiese sido realizar las pruebas en cilindros de iguales propiedades. Se prefirió priorizar la forma y la estructura ósea y utilizar fémures humanos cadavéricos dado que éstos se aproximan más a la realidad clínica.

Se eligió confeccionar una ventana ósea en la cara lateral del fémur ya que en este sitio es donde más frecuentemente se encuentran los defectos en cirugía de revisión. Ello representa un aflojamiento tipo III de los tallos femorales cementados descritos por Gruen.⁹ Se confeccionó a 12 cm del trocánter menor (desde 10 a 14 cm de él),

punto donde en general se hallan tales defectos, en concordancia con el extremo distal del tallo femoral. Si bien los defectos femorales tienen diferentes formas aleatorias en cada paciente, confeccionar una ventana irregular hubiese sido muy dificultoso de reproducir exactamente en todos los fémures.

Al evaluar la resistencia de cada tipo de malla a las fuerzas producidas por el sistema de impactación de huesos molidos, se observó que las mallas bioabsorbibles sufrieron un desplazamiento permanente de 0,72 mm promedio. Si bien ambos tipos de mallas mostraron deformación elástica (0,43 mm y 2,62 mm), el GI no presentó deformidad permanente. Debido a la escasa magnitud de la deformidad permanente observada en el GII, ésta no representaría una complicación clínica. Si se lograsen reproducir los resultados de este estudio en la práctica clínica, tal desplazamiento sería casi imperceptible, no constituyendo una complicación ni aumentando la dificultad para realizar el procedimiento quirúrgico.

En tres especímenes del GI y en uno del GII se observó extrusión del cemento desde la parte superior de la malla en el momento de la presurización y colocación del tallo femoral. Tal acontecimiento también se observa en la práctica clínica y podría evidenciar una falla en la impactación de huesos molidos en el defecto, una deficiencia del sistema o algún otro factor no explicado.

Si bien la resistencia a la rotura es diferente según el tipo de carga estudiada, siendo mayor la resistencia a la carga axial, no se observó mayor resistencia en el grupo de las mallas metálicas. Según este estudio, las mallas de metal no otorgarían resistencia adicional al sistema.

Ambos tipos de malla fueron fijados con lazadas de alambre de acero quirúrgico de 1,6 mm de diámetro. Las mallas de metal, por su rigidez, no se desplazan debajo de las lazadas de alambre. Tal desplazamiento sí puede ocurrir en las mallas bioabsorbibles. Por ello es de extrema importancia la sujeción firme de los alambres al fijar una malla bioabsorbible. Esto podría ser contraproducente en huesos débiles y de corticales muy finas o asociados con fracturas periprotésicas. Las mallas bioabsorbibles demostraron la misma resistencia al proceso de impactación de aloinjertos óseos y a las fuerzas axiales, rotatorias y de flexión que las mallas metálicas en defectos femorales cadavéricos.

Desde el punto de vista mecánico las mallas bioabsorbibles podrían utilizarse para cubrir defectos óseos corticales en cirugía de revisión con técnica de aloinjertos óseos impactados.

Agradecimientos: Este estudio fue realizado con una beca de investigación en cadáveres otorgada por la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología.

A los Ings. Juan C. Messina, Alfredo Naucevich Boing y Víctor Gallardo (Universidad Tecnológica Nacional).

A la Cátedra de Anatomía de la Universidad del Salvador.

A Johnson y Johnson, de Argentina.

Referencias bibliográficas

1. **Bolder SB, Melenhorst J, Gardeniers J, et al.** Cemented total hip arthroplasty with impacted morcellized bone-grafts to restore acetabular bone defects in congenital hip dysplasia. *J Arthroplasty*;16 (8 Suppl 1):164-169;2001.
2. **Bolder SB, Schreurs BW, Verdonschot N, et al.** The stability of an Exeter femoral stem in combination with impacted bone grafts and a segmental defect reconstruction with a metal mesh or a strut graft: an in vitro RSA study with a goat femur model. *Trans EORS*;10:72;2000.
3. **Bolder SB, Schreurs BW, Verdonschot N, et al.** Wire mesh allows more revascularization than a strut in impaction bone grafting: an animal study in goats. *Clin Orthop*;(423):280-286;2004.
4. **Elting JJ, Mikhail WE, Zicat BA, et al.** Preliminary report of impaction grafting for exchange femoral arthroplasty. *Clin Orthop*;(319):159-167;1995.
5. **Emerson RHJr, Malinin TI, Cuellar AD, et al.** Cortical strut allograft in the reconstruction of the femur in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*;75:14-21;1993.
6. **Emerson RHJr, Malinin TI, Cuellar AD, et al.** Cortical strut allografts in the reconstruction of the femur in revision total hip arthroplasty. A basic science and clinical study. *Clin Orthop*;(285):35-44;1992.
7. **Engelbrecht E, Heinert K.** *Klassifikation und behandlungsrichtlinien von knochensubstanzverlusten bei revisionsoperationen am huftgelenk mittelfristige ergebnisse. Primare und revisionsalloarthoplastik Hrsg-EndoKlinik, Hamburg.* Berlín: Springer-Verlag; 1987.pp.189-210.
8. **Gie GA, Linder L, Ling RS, et al.** Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*;75(1):14-21;1993.
9. **Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC.** "Modes of Failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop*;(141):17-27;1979.
10. **Haynes DR, Boyle SJ, Rogers SD, et al.** Variation in cytokines induced by particles from different prosthetic materials. *Clin Orthop*;(352):223-230;1998.
11. **Halliday BR, English HW, Timperley AJ, et al.** Femoral impaction grafting with cement in revision total hip replacement. Evolution of the technique and results. *J Bone Joint Surg Br*;85(6):809-817;2003.
12. **Head WC, Malinin TI.** Results of onlay allografts. *Clin Orthop*;(371):108-112;2000.
13. **Karrholm J, Hultmark P, Carlsson L, et al.** Subsidence of a non-polished stem in revisions of the hip using impaction allograft. Evaluation with radiostereometry and dual-energy X-ray absorptiometry. *J Bone Joint Surg Br*;81(1):135-142;1999.
14. **Kubo T, Sawada K, Hirakawa K, et al.** Histiocyte reaction in rabbit femurs to UHMWPE, metal, and ceramic particles in different sizes. *J Biomed Mater Res*;45(4):363-369;1999.
15. **Ling RS.** Cemented revision for femoral failure. *Orthopedics*;19(9):763-764;1996.
16. **Ornstein E, Franzen H, Johnsson R, et al.** Migration of the acetabular component after revision with impacted morselized allografts: a radiostereometric 2-year follow-up analysis of 21 cases. *Acta Orthop Scand*;70(4):338-342;1999.
17. **Piccaluga F, González Della Valle A, Encinas J, et al.** Revision of the femoral prosthesis with impaction allografting and a Charnley stem. A 2-to 12-year follow up. *J Bone Joint Surg Br*;84(4):544-549;2001.
18. **Roidis N, Karachalios T, Khaldi L, et al.** The role of stainless steel wire mesh and cement in bone allograft incorporation in impaction grafting technique: an experimental study in rabbits. *J Arthroplasty*;18(4):484-493;2003.
19. **Schreurs SW, Gardeniers JW, Slooff T.** Acetabular reconstruction with bone impaction grafting: 20 years of experience. *Instr Course Lect*;50:221-228;2001.
20. **Schreurs SW, Slooff TJ, Suma P, et al.** Acetabular reconstruction with impacted morselized cancellous bone graft and cement. A 10-to 15-year follow-up of 60 revision arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*;80(3):391-395;1998.
21. **Schreurs SW, Slooff TJ, Gardeniers J, et al.** Acetabular reconstruction with bone impaction grafting and a cemented cup: 20 years' experience. *Clin Orthop*;(393):202-215;2001.
22. **Slooff TJ, Suma P, Schreurs SW, et al.** Acetabular and femoral reconstruction with impacted graft and cement. *Clin Orthop*;(324):108-115;1996.
23. **Slooff TJ, Huiskes R, vanHorn J, et al.** Bone grafting in total hip replacement for acetabular protrusion. *Acta Orthop Scand*; 55(6):593-596;1984.
24. **Slooff TJ, Schreurs SW, Buma P, et al.** Impaction morcellized allografting and cement. *Instr Course Lect*;48:79-89;1999.
25. **van Biezen FC, ten Have BL, Verhaar JA.** Impaction bone-grafting of severely defective femora in revision total hip surgery: 21 hips followed for 41-85 months. *Acta Orthop Scand*;71(2):135-142;2000.
26. **Welten ML, Schreurs SW, Buma P, et al.** Acetabular reconstruction with impacted morcellized cancellous bone autograft and cemented primary total hip arthroplasty: a 10-to 17-year follow-up study. *J Arthroplasty*;15(7):819-824;2000.