

J. L. MORENO
E. FORRIOL

Laboratorio de Ortopedia Experimental.
Departamento de Cirugía Ortopédica y
Traumatología.
Clínica Universitaria.
Facultad de Medicina.
Universidad de Navarra.

Efecto de la congelación y del autoclave sobre las propiedades mecánicas del hueso cortical. Estudio experimental en fémur de cordero

Effect of freezing and autoclave processing on the mechanical properties of cortical bone. Experimental study in lamb femur

Resumen

Se ha estudiado la tensión máxima de rotura en aloinjertos congelados a -20°C durante 60 días, tratados con autoclave, a 134°C y 8 minutos, y frescos, obtenidos de 54 fémures izquierdos de cordero. De cada uno de los fémures obtuvimos cilindros óseos de 5 cm de longitud que fueron cortados en tres porciones, caras anterior, externa e interna, que fueron ensayadas con el método de rotura a tres puntos.

Los resultados mostraron que el grupo congelado era más resistente ($p < 0,05$) que el grupo fresco y el tratado con autoclave ($p < 0,05$), mientras que no existían diferencias entre los dos últimos ($p < 0,05$). En la comparación de la tensión máxima de rotura a nivel de las caras, se apreciaba que la cara anterior era más resistente ($p < 0,05$), que la externa y la interna, sin diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las dos últimas.

Los tratamientos de conservación afectan la tensión máxima que soporta el hueso con respecto al hueso fresco, provocando una mayor rigidez en los huesos congelados.

Palabras clave: Hueso. Tensión. Autoclave. Congelación. Aloinjerto.

Summary

A study was made of the maximum resistance to rupture of allografts frozen at -20°C for 60 days, allografts processed 8 minutes in an autoclave at 134°C , and fresh allografts obtained from 54 left femurs from lambs. Five-centimeter-long bone cylinders were obtained from each femur and sectioned into three parts from the anterior, external, and internal faces. Allografts were assayed using the three-point rupture method.

The results showed that the frozen allografts were more resistant ($p < 0.05$) than either fresh or autoclave-processed allografts ($p < 0.05$). Comparison of the maximum resistance to rupture of the bone faces showed that the anterior face was more resistant ($p < 0.05$) than the external and internal faces, and the external and internal faces did not differ significantly ($p > 0.05$).

Preservation treatment modified maximum bone resistance in relation to fresh bone, with freezing increasing rigidity.

Key words: Bone. Resistance. Autoclave. Freezing. Allografts.

Correspondencia:

J. L. MORENO. Laboratorio de Ortopedia Experimental. Dpto. COT. CUN. Teléfono: (948) 42 56 00/(948) 29 65 85. 31080 Pamplona.

Introducción

Los injertos de hueso cortical son utilizados cada vez con mayor frecuencia en numerosas técnicas quirúrgicas tanto en la reconstrucción de defectos postraumáticos, como en deformidades congénitas y, especialmente, en la cirugía oncológica conservadora. En 1991, se trasplantaron 16.000 órganos en los Estados Unidos y se realizaron entre 150.000 y 300.000 trasplantes de hueso, cartilago, fascia, tendones y ligamentos^{12,26}.

La conservación y el almacenado de hueso permite disponer de material de diferentes tamaños y en cantidad suficiente. Por otra parte, el método de conservación debe ser sencillo y evitar que el hueso pierda sus propiedades biológicas o mecánicas pues el injerto óseo cortical debe sustituir grandes defectos y restablecer la continuidad ósea siendo capaz de resistir y de transmitir solicitaciones esqueléticas.

El objetivo de nuestro trabajo es estudiar las características mecánicas de los aloinjertos y las variaciones que se originan al aplicar diferentes métodos de conservación (congelación y autoclave).

Material y método

Se utilizaron 54 fémures izquierdos, de cordero con edades comprendidas entre tres y cuatro meses. De cada uno de los fémures obtuvimos cilindros óseos de 5 cm de longitud, midiendo sus diámetros, interno y externo, con un calibre. Los cilindros óseos fueron cortados en tres porciones óseas correspondientes a las caras anterior, externa e interna (Fig. 1). En cada tira se midieron los grosores de la pared en tres secciones diferentes (central, proximal y distal), además del ancho y la altura de cada una de ellas. Cada una de estas tiras fue conservada según se especifica en la Tabla I. Diez muestras se rompieron durante el pre-tensado por lo que fueron excluidas del estudio.

Para conocer la tensión de rotura empleamos el método de rotura a tres puntos con una máquina de ensayos universal (Instron 4502®) y con una mordaza homologada (Instron®, nº ref. 2810-300). La velocidad de desplazamiento de la cruceta fue de 5 mm/min. Las condiciones ambientales fueron similares en todos los ensayos.

Conocida la carga máxima aplicada en el momento de la rotura, calculado el momento flector que produce y determinado el momento de inercia de la sección considerada se determinó la tensión máxima de rotura (σ) que soporta el hueso en cada caso (Fig. 2).

Conocidos los datos geométricos de cada barra ósea se calculó el momento de inercia de la sección central para lo que aproximamos la sección del cilindro femoral a una sección regular ya que las variaciones obtenidas en el resultado por la aproximación empleada fueron despreciables como dedujimos calculando los momentos de inercia con otros datos medidos sobre los especímenes (Fig. 1).

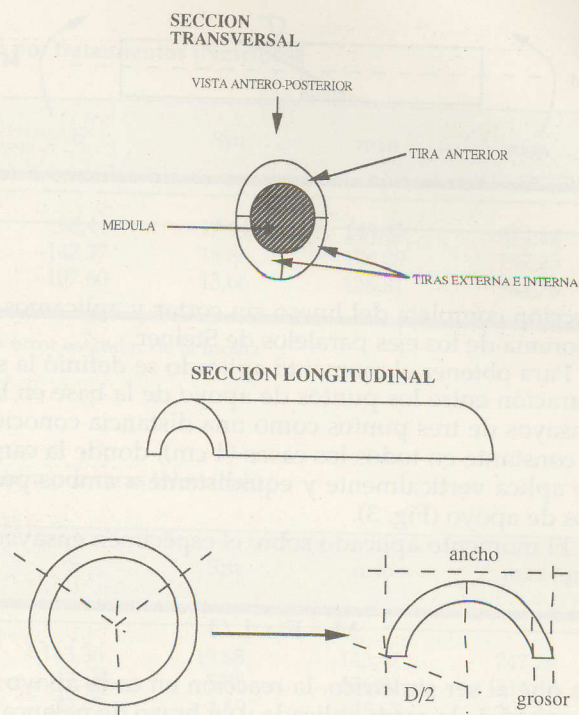


FIG. 1.—División del hueso en tres zonas para su ensayo y aproximación de la sección del cilindro femoral a una sección regular.

Tabla I. Distribución de las muestras en los grupos de ensayos a compresión

Tratamiento	Cara		
	Anterior	Externa	Interna
Fresco	21	21	20
Congelado a -20°C, 60 días	21	19	17
Autoclave a 134°C, 8 minutos ..	10	12	11

La tensión se obtuvo con la fórmula:

$$\sigma = My/I$$

donde:

- σ = tensión
- M = momento aplicado
- y = distancia al centro de masa
- I = momento de inercia de la sección

Para calcular el momento de inercia determinados, en primer lugar, la posición del centro de masas de la sección considerada. Luego, determinamos el momento de inercia respecto del centro geométrico de la

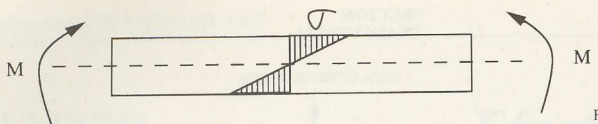


FIG. 2.—Distribución de tensiones en un esfuerzo a tensión.

sección completa del hueso sin cortar y aplicamos el teorema de los ejes paralelos de Steiner.

Para obtener el momento aplicado se definió la separación entre los puntos de apoyo de la base en los ensayos de tres puntos como una distancia conocida y constante en todos los casos (4 cm), donde la carga se aplica verticalmente y equidistante a ambos puntos de apoyo (Fig. 3).

El momento aplicado sobre el espécimen ensayado fue:

$$M = F \times L/4$$

ya que al ser simétrico, la reacción en cada apoyo es la mitad de la carga aplicada y su brazo de palanca la mitad de la distancia entre los puntos de apoyo.

Con este método pudimos determinar la tensión máxima soportada y donde se producía la rotura, en el lado sometido a tensión o en el de compresión, y comparar diferentes grupos de materiales ya que era un valor independiente de su geometría.

Se realizó el análisis estadístico de los valores haciendo referencia al tratamiento de conservación aplicado en cada muestra (congelado, autoclave y fresco) y la cara del fémur en la que se obtuvo (anterior, externa e interna). El paquete estadístico empleado fue el SPSS 4.0, para Macintosh.

Como paso previo el análisis estadístico, se comprobó que los valores obtenidos siguiesen una distribución normal mediante el test de Shapiro-Wilks,

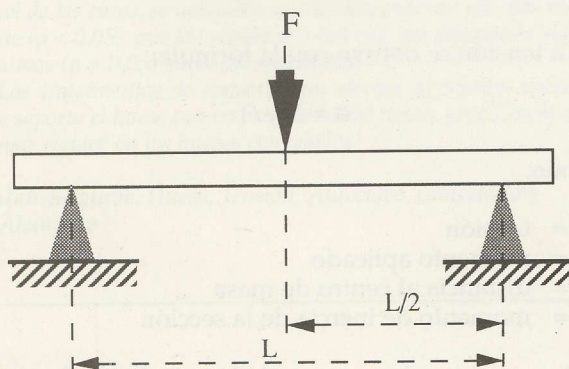


FIG. 3.—Esquema del ensayo a tres puntos.

cumpliendo el requisito de homoscedasticidad, con el test de homogeneidad de varianzas de Levene. Tras esto se efectuó un análisis descriptivo (media aritmética, desviación estándar, error estándar, tamaño muestral, valor mínimo y máximo) y se compararon los valores de la tensión máxima de rotura entre los diferentes tratamientos y caras, mediante un análisis de la varianza de dos vías. En aquellos casos donde se detectaron diferencias estadísticamente significativas se efectuaron comparaciones múltiples *post hoc* mediante el test de Tukey.

Resultados

Con las mediciones de los parámetros morfométricos y la carga resistida por cada uno de los especímenes se efectuó el cálculo de la tensión máxima de rotura. Fue necesario aplicar a los datos una transformación matemática ($1/x$) para superar el requisito de normalidad y homoscedasticidad exigido en todas y cada una de las muestras.

La morfología de las diferentes porciones fueron homogéneas en todos los animales si bien las tres caras mostraron diferencias entre sí. La cara anterior presentaba una mayor convexidad; la cara interna era plana y regular, mientras que la cara externa presentaba una ligera torsión.

Los resultados de la Tabla II, III y IV, muestran que la tensión máxima de rotura en el grupo fresco de mayor valor corresponde a la cara anterior (368.41 N), seguida por la externa (196.11 N) y la cara interna (181.81 N). En el grupo sometido a congelación, el comportamiento, es idéntico al del grupo fresco, el valor medio más alto corresponde a la cara anterior (450.72 N), el siguiente es el de la cara externa (254.53 N) y, por último, la cara interna (221.42 N). En el grupo sometido al autoclave, el orden cambia, el mayor valor de tensión máxima de rotura correspondía a, como en los casos anteriores, la cara anterior (318.77 N), seguida por la cara interna (197.99 N) y, por último, la externa (197.05 N), con valores muy semejantes.

Según el tratamiento aplicado y analizando los huesos en conjunto encontramos que el grupo que presentaba mayor tensión de rotura era el grupo congelado (316.94 N), después el grupo fresco (240.86 N) y, por último, el grupo tratado con el autoclave (234.25 N).

Una vez efectuada la descripción de los resultados obtenidos por tratamientos y zonas, se efectuó la comparación de los mismos por procedimientos estadísticos. En la comparación se confirma que los valores de tensión máxima de rotura en las diferentes caras del fémur no dependen de los tratamientos aplicados ($p = 0,09$) y aseguramos la ausencia de interacción entre los dos criterios implicados en el análisis.

Los valores de la tensión máxima de rotura se ven afectados por el proceso de conservación y almacena-

Tabla II. Tensión máxima de rotura por tratamientos (Newtons)

Tratamiento	Media	n	S	Sm	min	max
Autoclave	234,25	33	98,44	17,14	143,47	674,44
Congelado	316,94	57	142,37	18,86	176,89	747,25
Fresco	249,86	62	107,60	13,66	136,81	544,78

n = número
min = valor mínimo

S = desviación estándar
max = valor máximo

Sm = error estándar de la media

Tabla III. Tensión máxima de rotura por caras (Newtons)

Caras	Media	n	S	Sm	min	max
Anterior	392,11	52	143,36	19,88	143,47	747,25
Externa	217,67	52	42,15	5,85	136,81	314,48
Interna	199,55	48	32,47	4,69	145,63	291,16

n = número
min = valor mínimo

S = desviación estándar
max = valor máximo

Sm = error estándar de la media

Tabla IV. Tensión máxima de rotura por caras y tratamientos (Newtons)

Tratamiento	Cara	Media	n	S	Sm	min	max
Autoclave	Anterior	318,77	10	144,96	45,84	143,47	674,44
Autoclave	Externo	197,05	12	30,13	8,70	146,61	248,43
Autoclave	Interno	197,99	11	29,04	8,76	160,23	262,23
Congelado	Anterior	450,72	21	157,40	34,35	225,99	747,25
Congelado	Externo	254,53	19	33,46	7,68	192,96	314,48
Congelado	Interno	221,42	17	30,04	7,29	176,89	291,16
Fresco	Anterior	368,41	21	106,24	23,18	203,64	544,78
Fresco	Externo	196,11	21	31,47	6,87	136,81	257,54
Fresco	Interno	181,81	20	25,38	5,67	145,63	258,13

n = número
min = valor mínimo

S = desviación estándar
max = valor máximo

Sm = error estándar de la media

miento ($p = 1.0E-4$), para detectar entre que tratamientos se establecieron las diferencias (Fig. 4) efectuando comparaciones múltiples *pos hoc*.

En las comparaciones entre los diferentes tratamientos detectamos la presencia de diferencias significativas ($p < 0,05$) entre los huesos sometidos a congelación (316.94 N) y los pertenecientes al grupo fresco (249.86 N), siendo más resistentes a la rotura los

congelados. También detectamos diferencias significativas ($p < 0,05$) entre los huesos congelados (316.94 N) y los sometidos al autoclave (234.25 N), siendo más resistentes los huesos congelados. Por último, no existen diferencias significativas ($p > 0,05$), en los valores de tensión máxima de rotura, entre los huesos frescos (249.86 N) y los sometidos al proceso de autoclave (234.25 N).

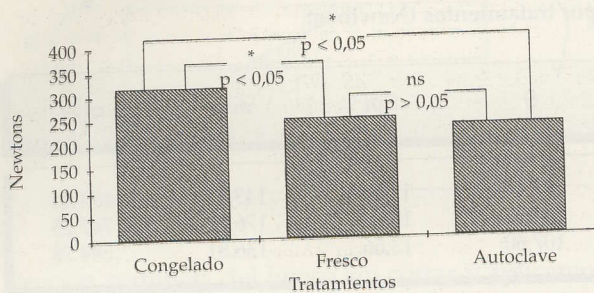


FIG. 4.—Comparación de los valores de tensión máxima de rotura entre los tratamientos.

En la comparación de la tensión máxima de rotura que soportan las tres caras del fémur estudiadas, se detectaron diferencias altamente significativas en dichos valores ($p = 1.0E-4$). Efectuamos comparaciones múltiples *pos hoc*, para detectar entre que caras se establecen las diferencias (Fig. 5), observando diferencias significativas ($p < 0,05$) entre la cara anterior (392.11 N) y la cara externa (217.67 N), siendo más resistente la anterior. También era más resistente la cara anterior (392.11 N) que la interna (199.55 N), ($p < 0,05$). En cambio, no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) en la tensión máxima de rotura, entre la cara externa (217.67 N) y la interna (199.55 N).

Discusión

El objetivo del ensayo mecánico es conseguir determinar un parámetro propio de la naturaleza del material, el hueso en nuestro caso, independiente de su geometría. Para ello, hay que eliminar el factor geométrico de cada espécimen ensayado y disponer de un tipo de ensayo sencillo. El ensayo de rotura a tres

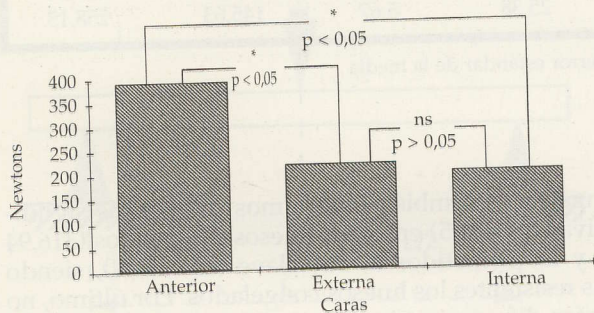


FIG. 5.—Comparación de los valores de tensión máxima de rotura entre las caras.

puntos es un método sencillo que produce una sollicitación a compresión en la cara superior y una sollicitación a tensión en la cara inferior de la probeta, un método, al igual que el de los cuatro puntos, muy utilizado para el estudio de los materiales biológicos por presentar resultados reproducibles (coeficiente de variación entre 10 y 20%) en comparación con los ensayos a torsión que presentan coeficientes de variación de hasta un 50%^{5,6,29,30}.

La ventaja de este tipo de ensayos es su simplicidad pero tienen el inconveniente de producir altas sollicitaciones a cizallamiento cerca de la porción media del hueso que se puede solventar con ensayos a flexión a cuatro puntos aunque este tipo de ensayo precisa muestras exactamente iguales para conseguir las mismas fuerzas en cada punto de aplicación. Una condición importante es que la longitud del espécimen a ensayar sea lo suficientemente larga para garantizar la exactitud del ensayo, pues si fuese corta, muchos de los desplazamientos producidos por la carga serán producidos por sollicitaciones a cizallamiento y no por sollicitaciones a flexión.

El hueso tratado en el autoclave es un proceso simple que lo desvitaliza completamente y le hace perder sus propiedades mecánicas, además de presentar un alto poder antigénico^{11,13,14} por la desnaturalización y degradación de las proteínas, incluyendo las inductivas del hueso. El colágeno queda transformado por el calor en gelatina además de producirse una pérdida de agua importante a pesar de lo cual, según Taguchi y cols., 1995, el injerto tratado con el autoclave sirve como un elemento estructural sobre el cual se podrán desarrollar nuevas células.

Amprino, 1958, demostró que el efecto del calor seco en piezas pequeñas de hueso cortical produce un aumento de la resistencia. Según Borchers y cols., 1995, el tratamiento con autoclave reduce el módulo de compresión en un 59% y la resistencia a compresión en un 58% mientras que el hueso trabecular hervido reduce la resistencia a compresión un 26% pero no altera su módulo de elasticidad. Sedlin, 1966, por su parte, después de analizar la resistencia a flexión de piezas hervidas de hueso cortical humano observó una disminución en su resistencia mientras que la conservación de injertos óseos congelados a temperaturas de -20°C a -147°C no afectaron a sus propiedades mecánicas²³.

Las normas de banco de huesos recomiendan la conservación estéril de los huesos a temperaturas inferiores a -40°C para períodos superiores a los 6 meses o entre -18°C y -28°C para períodos inferiores a los 6 meses⁸.

Por una parte, los procedimientos de congelación y liofilización no modifican las propiedades mecánicas del hueso trabecular mientras que la radiación y el autoclave de un injerto reducen las propiedades mecánicas y su capacidad de integración^{3,4,14}. Altas dosis de radiación (> 3 Mrads) destruyen la mayor parte de las bacterias y virus en los tejidos humanos

pero también reduce, aproximadamente en un 50%, la resistencia a compresión^{4, 15, 21, 27}. El nivel de radiación necesaria para inactivar el HIV en el hueso es desconocida aunque parece, por los estudios *in vitro*, que debe superar los 3 Mrads¹⁹. Schwarz y cols., 1991, confirman los resultados presentados previamente por Urist y cols., 1976, señalando que dosis de radiación de 5-kGy destruyen la respuesta osteoinductiva de las matrices óseas desmineralizadas.

Siguiendo con la revisión de los resultados analizados en la literatura³⁰, señalan que las radiaciones de rayos γ (1kGy, 5kGy) no disminuyen la fuerza de rotura del hueso cortical mientras que el tratado con autoclave a 134° durante 5 minutos, disminuye la resistencia del hueso (28% del hueso control), aunque si se realiza durante 3 minutos, mantiene unas propiedades aceptables.

Jerosh y cols., 1991, estudiaron las diferencias mecánicas entre el hueso cortical conservado de formas distintas observando como su resistencia a la rotura en flexión, disminuye un 8,7% cuando se esteriliza en el autoclave, aumenta un 18,9% con la liofilización y un 3,4% con la liofilización y la radiación γ en argón, disminuyendo un 1,7% cuando no se emplea este gas comparando con grupos controles de hueso congelado a -25° concluyendo que la resistencia a flexión no varía con la temperatura de conservación del hueso.

Por su parte, la liofilización disminuye la antigenicidad del injerto ya que es semejante a un proceso de desengrasado presentando una mejor incorporación que los aloinjertos congelados¹⁰ pero produce significativas reducciones en su resistencia a torsión y compresión^{3, 16, 18, 20, 24, 27}, produciéndose microrroturas en el tejido lo que hace que este tipo de conservación no sea adecuada, desde nuestro punto de vista, para su utilización en la clínica humana.

Según Markbreiter y cols., 1989, y confirmando nuestros resultados, la criopreservación aumenta ligeramente la resistencia del hueso (110-120% de la resistencia del hueso fresco) mientras que la liofilización o radiación a grandes dosis (3 Megarads) producen una disminución de la resistencia mecánica 55% en la liofilización y 65-70% en caso de la radiación de la resistencia del hueso fresco).

La congelación profunda del hueso no produce alteración en la resistencia a compresión⁷ mientras que el hueso completamente seco disminuye su resistencia en un 5%⁵. En nuestro estudio mecánico observamos, que las propiedades mecánicas del tejido óseo se ven afectadas por los procesos de conservación, siendo más resistentes los huesos congelados a -20°C, sin encontrar diferencias entre el grupo fresco y el tratado con el autoclave.

Bibliografía

1. Amprino R. Investigations on some physical properties of bone tissue. *Acta Anat.* 1958;34:161-86.

2. Borchers RE, Gibson LJ, Burchardt H, Hayes WC. Effects of selected thermal variables on the mechanical properties of trabecular bone. *Biomaterials.* 1995;16:545-51.
3. Bright RW, Burstein AH. Material properties of preserved cortical bone. *Trans 24 th ORS.* 1978;3:210.
4. Bright RW, Smarsch JD, Gambill VM. Sterilization of human bone by irradiation. En: Friedlander GE, Mankin HJ, Sell KW (Eds). *Osteochondral allografts.* Boston: Little Brown, 1983;223-32.
5. Currey JD. Mechanical properties of bone tissues with greatly differing functions. *J Biomechanics.* 1979;12:313-9.
6. Currey JD. The mechanical properties of bone. *Clin Orthop.* 1970;73:210-31.
7. Goh JCH, Ang EJ, Bose K. Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop Scand.* 1989;60:465-9.
8. Harrington KD, Johnston JO, Kaufer HN, Luck JV, Moore TM. Limb salvage and prosthetic joint reconstruction for low-grade and selected high-grade sarcomas of bone after wide resection and replacement by autoclaved autogeneic grafts. *Clin Orthop.* 1986;211:180-214.
9. Heiple KG, Chase SW, Herndon CH. A comparative study of the healing process following different types of bone transplantation. *J Bone Joint Surg.* 1963;45-A:1593-1611.
10. Jerosh J, Muchow H, Clahsen H. Über die Stabilität von humaner Kortikalis nach verschiedenen Konservierungs- und Sterilisations-verfahren. *Z Orthop.* 1991;129:295-301.
11. Johnston JO, Harries TJ, Alexander CE, Alexander AH. Limb salvage procedure for neoplasms about the knee by spherocentric total knee arthroplasty and autogenous autoclaved bone grafting. *Clin Orthop.* 1983;181:137-45.
12. Justice KC. Recovery and banking: allograft bone. *Seminars Perioper Nurs.* 1993;2:90-7.
13. Kirkup JR. Traumatic femoral bone loss. *J bone Joint Surg.* 1965;47(B):106-10.
14. Köhler P, Kreicbergs A, Strömberg L. Physical properties of autoclaved bone. *Acta Orthop Scand.* 1986;57:141-4.
15. Komender J, Komender A, Dziedzic-Goclawska A, Ostrowski K. Radiation sterilized bone grafts evaluated by electron spin resonance technique and mechanical tests. *Transplant Proc.* 1976;8(1 suppl):25.
16. Mankin HJ, Springfield D, Gebhardt M, Tomford WW. Current status of allografting for bone tumors. *Orthopedics.* 1992;15:1147-54.
17. Markbreiter LA, Perkler RR, Friedländer GE, Peschel R, Panjabi MM: The effect of radiation on the fracture repair process: a biomechanical evaluation of a closed fracture in a rat model. *J Orthop Res.* 1989;7:118-183.
18. Miller GJ, Purkey WW. The geometric properties of paired human tibiae. *J Biomechanics.* 1980;13:1-8.
19. Nyak S, Kaiser AD. Dose-dependent effects of gamma irradiation sterilization on the material properties of large fresh-frozen cortical bone allografts. *Trans 37th OTS.* 1991;16:290.
20. Pelker RR, Friedlander GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res.* 1984;1:405-411.
21. Reddi AH, Huggins C. Biochemical sequences in the transformation of normal fibroblasts in adolescent rats. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1972;69:1601-5.
22. Schwarz N, Schlag G, Thurnher M, Eschberger J, Dinges HP, Redl H. Fresh autogeneic, frozen allogeneic and decalcified allogeneic bone grafts in dogs. *J Bone Joint Surg.* 1991;73-B:787-90.
23. Sedlin FD, Hirsch C. Factors affecting the determination of physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand* 1966;37:29-48.
24. Simonian PT, Conrad EU, Chapman JR, Harrington RM, Chansky HA. Effect of sterilization and storage treatments on screw pullout strength in human allograft bone. *Clin Orthop.* 1994;302:290-296.
25. Taguchi Y, Pereira BP, Kour AK, Pho RWH, Lee YS. Autoclaved autograft bone combined with vascularized bone and bone marrow. *Clin Orthop.* 1995;320:220-30.

26. Tomford WW. Transmission of disease through transplantation of musculoskeletal allografts. *J Bone Joint Surg.* 1995;77-A:1742-54.
27. Triantafyllou N, Sotiropoulos E, Triantafyllou J. The mechanical properties of lyophilized and irradiated bone grafts. *Acta Orthop Bel.* 1975;41:35-41.
28. Urist MR. Practical applications of basic research on bone graft physiology. *AAOS.* 1976;25:1-26.
29. Voggenreiter G, Ascherl R, Blümel G, Schmit-Neuerburg KP. Effects of preservation and sterilization on cortical bone grafts. A scanning electron microscopic study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1994;113:294-6.
30. Voggenreiter G, Ascherl R, Früh HJ, Blümel G, Schmit-Neuerburg KP. Konservierung und sterilisation von Kortikalis-biomechanische Untersuchungen an der Ratte. *Unfallchirurg.* 1995;98:53-8.

novedad



Biomecánica, medicina y cirugía del pie

M. Núñez-Samper y L.F. Llanos Alcázar

El pie PASO a PASO

Un tomo (21 x 27 cm)
con 646 páginas
y 917 ilustraciones.
Encuadernado en tapa dura.
ISBN: 84-458-0495-2 © 1997

- Una visión completa, actualizada y armónica de una de las patologías más frecuentes de la clínica cotidiana en traumatología y patología del aparato locomotor.
- Los temas que han recibido especial atención son:
 - **Biomecánica:** con material de investigación reciente.
 - **Patología congénita y adquirida:** enfoques actuales.
 - **Exploración:** nuevas técnicas.
 - **Técnicas quirúrgicas.**

INDICE DE CAPITULOS (extracto): PARTE I. Ciencias Básicas. Sección A. Evolución y desarrollo del pie 1. Concepto histórico del pie 2. Filogenia del pie 3. Desarrollo del tobillo y el pie. Sección B. Anatomía del pie 4. El pie óseo 5. Miología, vascularización e inervación del pie 6. Anatomía de superficie. Sección C. Biomecánica 7. Biomorfología 8. Cinemática y cinética 9. Estructura funcional del pie 10. Marcha humana. Sección D. Exploración 11. Exploración clínica 12. Exploración complementaria específica del pie 13. Exploración del movimiento y de la marcha 14. Diagnóstico de imagen 15. Exploraciones complementarias inespecíficas del pie. PARTE II. Pie infantil y puberal. Sección A. Pie en crecimiento 16. Cronología del pie 17. Radiología del pie infantil 18. Osteocondrosis. Sección B. Trastornos del desarrollo 19. Defectos congénitos 20. Coaliciones tarsianas 21. Pie equinovaro 22. Alteraciones del tarso posterior y metatarsianos. Sección C. Deformidades adquiridas 23. Pie plano 24. Pie cavo. PARTE III. Pie adulto. Sección A. Deformidades adquiridas del antepié 25. Síndrome de insuficiencia del primer radio 26. Síndrome de sobrecarga del primer radio 27. Síndrome de sobrecarga anterior y síndrome de insuficiencia de los radio medios 28. Deformidades de los dedos 29. Metatarsalgias de origen no mecánico. Sección B. Patología adquirida 30. Tumores del pie 31. Pie vascular y pie diabético 32. Pie reumático 33. Infecciones óseas 34. Lesiones deportivas. El pie en la danza. PARTE IV. Pie neurológico. 35. Parálisis flaccidas del pie 36. Deformidades en la parálisis cerebral espástica 37. El pie en la espina bífida 38. El pie en las neuropatías periféricas 39. Pie neuropático. PARTE V. Patología de partes blandas y lesiones de la piel. 40. Tatalgias 41. Síndrome del seno del tarso y síndromes canaliculares 42. Lesiones de la piel y patología ungueal 43. Quemaduras y congelaciones del pie. PARTE VI. Traumatismos del tobillo y el pie. 44. Roturas capsuloligamentosas del complejo periastragalino 45. Fracturas-luxaciones del tobillo 46. Fracturas del pión tibial 47. Fracturas de los huesos del tarso 48. Luxaciones periastragalinas 49. Fracturas y luxaciones de los metatarsianos y falanges 50. Lesiones condrales y epifisiólisis 51. Fracturas por sobrecarga 52. Roturas del tendón de Aquiles 53. Cirugía reparadora de las pérdidas de sustancia en el pie 54. Inestabilidades crónicas 55. Algodistrofia simpaticorreifeja. PARTE VII. Técnicas quirúrgicas. 56. Vías de acceso. Anestesia locorregional en el pie 57. Operaciones sobre partes blandas. Trasposiciones tendinosas 58. Osteosíntesis y osteotomías 59. Osteotomías 60. Artrodesis 61. Prótesis de tobillo y pie 62. Artroscopia 63. Complicaciones en cirugía del antepié 64. Amputaciones y desarticulaciones. PARTE VIII. Tratamiento ortopédico y rehabilitador. 65. Tratamientos incruentos 66. Rehabilitación del pie y de la marcha 67. Ortesis y prótesis. El calzado 68. Manifestaciones de las enfermedades sistémicas en el pie. Índice alfabético de materias.

TARJETA DE PEDIR

Sí, deseo remitir a mi nombre esta obra

NÚÑEZ-SAMPER: BIOMECAÍNCA, MEDICINA Y CIRUGÍA DEL PIE
PVP: 17.500 Ptas. con IVA y 16.827 s

FORMA DE PAGO:
Contra reembolso sin cargo alguno.

Nombre _____
1º Apellido _____
2º Apellido _____
Año nacimiento _____
Teléfono _____
Especialidad _____
Dirección _____
Localidad _____

FIRMA

Puede dirigirse a su librería habitual o remitir esta Tarjeta de

MASSON, S.A.

Ronda General Mitre, 149
08022 BARCELONA (España)
Fax: 93-253 05 15
e-mail: grupo.masson@bcn.servicom.es

Nota LORTAD: Si usted no desea recibir información comercial de otras empresas, por favor