

Trauma

ISSN: 1888-6116

FUNDACIÓN MAPFRE

ÍNDICE | CONTENTS

148

Estudio epidemiológico y resultados clínicos y laborales en las fracturas torácicas y lumbares tratadas mediante arthrodesis e instrumentación posterior

Epidemiological study and clinical and occupational results in thoracic and lumbar fractures treated with arthrodesis and posterior instrumentation

LORENTE MORENO R, MIRANDA GARCÍA-CUEVAS MT, DOMÍNGUEZ MELÉNDEZ M

155

Análisis del comportamiento de tres configuraciones distintas de sutura de las tuberosidades en las fracturas del húmero proximal tratadas mediante hemiarthroplastias

Analysis of behavior of three different configurations for suturing tuberosities in humerus fractures treated by proximal hemiarthroplasty

SANTANA F, TORRENS C, CÁCERES E

160

Resultados a largo plazo de la reparación por doble incisión de las roturas distales del bíceps braquial. Cómo evitar las complicaciones Long term results of double-incision repair of distal brachial biceps ruptures. How to prevent complications

MORENO-REGIDOR A, GARCÍA-CEPEDA I, BOROBIO-LEÓN G, ET AL

164

Rotura de la unión musculotendinosa distal del bíceps. A propósito de dos casos

Distal biceps musculotendinous rupture. Report of two cases

LÓPEZ-ZABALA I, MUÑOZ-MAHAMUD E, BALLESTEROS J, ET AL

168

Tratamiento mínimamente invasivo de las pseudoartrosis de la diáfisis del húmero

Minimally invasive treatment of humeral shaft nonunions

VILAÇA JR. PR, UEZUMI MK

174

Diseño y desarrollo de un modelo experimental para estudios biomecánicos de fracturas tipo B de Tile del anillo pélvico

Design and development of an experimental model for biomechanical studies of Tile type B1 fracture of the pelvic ring

SERRANO ESCALANTE FJ, GIRÁLDEZ SÁNCHEZ MA, CANO LUIS P, ET AL

184

Artroplastia total tras fractura intracapsular de cadera en paciente con parálisis cerebral infantil

A case of intracapsular hip fracture in a patient with infantile cerebral palsy

SANZ RUIZ P, LAGUNA ARANDA R, CHANA RODRÍGUEZ F, ET AL

188

Necrosis avascular de la cabeza femoral: estudio experimental en corderos

Avascular necrosis of the femoral head: experimental study in lambs

MARTÍNEZ-ÁLVAREZ S, AZORÍN D, EPELDEGUI T, ET AL

197

Sistema de entrenamiento para operaciones de reemplazo total de rodilla

System training for operations of total knee replacement TKR

PINTO ML, SABATER JM, SOFRONY JI, ET AL

206

Estudio comparativo del tratamiento clásico y funcional de las fracturas metatarsianas

A comparative study of the traditional and functional treatment of the metatarsal fractures

ÚBEDA PÉREZ DE HEREDIA I, GARCÍA DÍAZ J, MARTÍNEZ RENOBALES JI, ET AL

211

Epónimos (3)

FORRIOL F

La salud: un reto para políticos capaces

F. Forriol

De repente, se ha descubierto que la sanidad es cara; de repente, se ha visto que es bueno que el usuario conozca el coste sanitario; de repente, se ve que no es bueno utilizar fármacos comerciales, que se deben recetar genéricos; de repente, nos sobresaltamos con tantos cambios en nuestra vida y nos extrañamos de haber podido vivir como hemos vivido hasta ahora.

Vemos que un país puede quebrar y que después de ese vendrán otros. Incluso, después de tanto tiempo de utilizar el euro y multiplicar mentalmente por 166 los precios para traducirlos a pesetas, se oye que algunos países pertenecientes a la «zona euro» de la Unión Europea, abandonarán la divisa. Y si le vamos dando la vuelta lentamente al globo terráqueo, atravesado por su eje, en nuestra mesa sentimos que las cosas no están mucho mejor en otros lugares.

Sí, después de haber llegado a donde hemos llegado, parece que la forma más rápida de ahorrar es recortando el gasto sanitario. Ahorrar en sanidad significa disminuir plantillas, eliminar fármacos, abaratrar el costo de implantes,

generar listas de espera... Al fin y al cabo, procurar no incrementar personal y procurar gastar lo mínimo en material.

Pero la medicina avanza y si ha progresado ha sido gracias a nuevos desarrollos y a una investigación protegida siempre por patentes. La salud, la edad media de la población y la calidad de vida con la que hoy se cuenta ha venido, en parte, por la educación sanitaria y el ejercicio de la medicina.

La salud es un derecho y un bien inapreciable, pero también es una cuestión de esfuerzo y de trabajo bien hecho por sus profesionales, en ocasiones muy mal remunerados y en unas condiciones de trabajo muy difíciles. Solucionar el problema de un estado empeorando las condiciones laborales y perjudicando la calidad de los productos no es una solución válida. La salud no tiene por qué ser gratuita, pero necesita de los mejores gestores para que llegue a todos en las mejores condiciones y con sus profesionales justamente remunerados. No es el nudo gordiano, es un reto para políticos capaces. ■

Estudio epidemiológico y resultados clínicos y laborales en las fracturas torácicas y lumbares tratadas mediante artrodesis e instrumentación posterior

Epidemiological study and clinical and occupational results in thoracic and lumbar fractures treated with arthrodesis and posterior instrumentation

Lorente Moreno R¹, Miranda García-Cuevas MT², Domínguez Meléndez M¹

¹ Facultad de Medicina y Hospital Regional Universitario Infanta Cristina de Badajoz. Universidad de Extremadura. ² Escuela de Ingenierías Industriales. Universidad de Extremadura.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Valorar la evolución a largo plazo de las fracturas tóraco-lumbares tratadas exclusivamente por vía posterior y comprobar la pérdida de corrección.

Material y métodos: Basamos el estudio sobre 91 pacientes, operados mediante instrumentación posterior y artrodesis póstero-lateral, durante un periodo de tiempo de 15 años, que presentaban fracturas tóraco-lumbares sin lesión neurológica. Se analizaron estadísticamente la evolución de la cifosis y del aplastamiento vertebral en la radiografía lateral, con un periodo mínimo de 6 años.

Resultados: No encontramos diferencias en la evolución clínica, estancia hospitalaria en relación con la edad o el sexo. Sin embargo, hallamos diferencias de las complicaciones con el uso de instrumentaciones largas y tanto en las instrumentaciones cortas como largas hubo perdida de corrección a lo largo del tiempo que fue mayor en las cortas.

Conclusión: La radiografía simple lateral de columna es útil en el seguimiento y control de la evolución en el plano sagital de las fracturas tóraco-lumbares, siendo el parámetro más sensible el ángulo de la fractura.

Palabras clave:

Columna torácica y lumbar, cifosis, instrumentación, radiografía lateral.

Abstract

Objective: To assess long term outcome of thoracic and lumbar fractures treated only by the posterior approach and verify loss of correction.

Material and Methods: The study was based on 91 patients with thoracic and lumbar fractures with no neurological damage operated on with posterior instrumentation and posterolateral arthrodesis over a period of 15 years. The clinical course of kyphosis and vertebral crushing on the lateral X-ray was statistically analyzed over a period of at least 6 years.

Results: We did not find any differences in clinical course or hospital stay with regard to age or sex. However, we did find differences in complications with the use of long instrumentation and both in the long and short instrumentation there was a loss of correction over time that was greater with the short instrumentation.

Conclusion: Plain X-ray of spine is useful for the follow up and control of the course in the sagittal plane of thoracic and lumbar fractures, the most sensitive parameter being fracture angle.

Key words:

Chest and lumbar spine, kyphosis, instrumentation, lateral X-ray.

Correspondencia

R. Lorente Moreno
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica.
Hospital Clínico Infanta Cristina. Avda. Elvas s/n. 06080 Badajoz
rlorentem@hotmail.com

I Introducción

Las fracturas del raquis torácico y lumbar son un reto para el cirujano ortopédico, pues se ha pasado del tratamiento ortopédico como planteamiento a la intervención quirúrgica, debido al mejor conocimiento desde el punto de vista anatómico y biomecánico de la columna vertebral [1-5]. La mejoras de las técnicas anestésicas han permitido abordajes quirúrgicos más agresivos, así como, de las instrumentaciones vertebrales segmentarias posteriores, anteriores y combinadas dependiendo del tipo de lesión traumática [6-11]. Del mismo modo, el manejo rehabilitador del paciente ha mejorado aumentando las posibilidades de recuperación socio-laboral de los lesionados vertebrales.

La hipótesis de nuestro trabajo ha sido valorar si clasificaciones diferentes y sobre todo si la radiografía simple lateral podía ser útil para valorar la posible evolución cifótica de estas lesiones para lo cual nos hemos planteado como objetivo estudiar las fracturas vertebrales tóraco-lumbares inestables y sin lesión neurológica, para obtener un grupo los más homogéneo posible, estudiando los diversos parámetros publicados para el seguimiento de la evolución de la fractura para determinar el parámetro más útil a la hora del seguimiento de dichas fracturas.

I Material y métodos

Se realizó un estudio de revisión de todos los pacientes con fracturas tóraco-lumbares inestables sin lesión neurológica, en el área sanitaria de Badajoz, que habían sido intervenidos únicamente por vía posterior. Diseñamos un protocolo que incluía parámetros clínicos y de imagen y se excluyeron aquellos pacientes que presentaban lesión neurológica, se trataron de forma ortopédica, fueron intervenidos por más de una vía o no se pudieron seguir un tiempo mínimo de 4 años. Entre enero de 1991 hasta diciembre de 2005 fueron intervenidos 91 pacientes con fracturas inestables del raquis. El seguimiento mínimo fue de 4 años, el máximo de 8 años y medio, con una media superior a los 6 años. La edad máxima de los pacientes estudiados fue 72 años y la mínima 17 años, con una media de 36 años. El sexo masculino fue mayoritario en la muestra con 66 varones y 25 mujeres.

El mecanismo de producción más frecuente fue el accidente de tráfico en 52 (57%) ocasiones, la caída de altura ocurrió en 34 (37%) casos, siendo golpeados por un objeto pesado o traumatismo directo otros 5 casos (6%).

La localización de la fractura distinguiendo tres subgrupos, fracturas de la charnela tóraco-lumbar, fracturas torácicas y fracturas lumbares; el tipo de fractura según la clasificación de Denis [8] y la de Magerl [12]. Predominó la localización en la charnela tóraco-lumbar en 45 fracturas

(49%), 21 (23%) fueron fracturas torácicas y otras 25 (28%) lumbares.

Además, consideramos las lesiones asociadas pues debido a la gravedad y al mecanismo necesario para provocar una lesión vertebral, diferenciando los pacientes con traumatismo craneo-encefálico (TCE), traumatismos torácicos, traumatismos abdominales graves, fracturas en miembros y otras fracturas vertebrales. Este dato es importante por la influencia con otras lesiones puede dar lugar con respecto al pronóstico, los días de hospitalización, el coste por paciente y los resultados finales. También anotamos las enfermedades asociadas ya que al ser pacientes jóvenes padecen pocas enfermedades asociadas, pero reflejaremos los pacientes diabéticos, con EPOC, con problemas hepáticos y adictos a drogas o cualquier tipo de enfermedad crónica importante.

Respecto a la cirugía consideramos el número de vértebras instrumentadas y el tipo de montaje según fuese corto (cuatro niveles o menos) o largo (cinco niveles o más).

Todos los pacientes además del estudio preoperatorio completo tenían radiografías AP y lateral de la zona afecta y TAC, y en algunos casos Resonancia Nuclear Magnética (RNM).

Preoperatoriamente se realizó profilaxis antibiótica con 2 gr iv de tecfazolina® y en el postoperatorio, por un periodo medio de 48 horas, con 1gr de tecfazolina® cada 6 horas y 100 mgr de netrocin® cada 12 horas. Así mismo, se efectuó profilaxis antitrombótica con heparina de bajo peso molecular (clexane® 0,4 mgr/6h subcutáneo) desde el momento del ingreso hasta un mínimo de 2-3 días después del inicio de la deambulación.

La intervención fue realizada siempre por vía posterior única con una artrodesis póstero-lateral bilateral e instrumentación segmentaria rígida, pues en las fracturas utilizamos instrumentaciones dinámicas no híbridas, colocando los ganchos, tornillos y conectores transversales en número y niveles necesarios dependiendo del tipo de fractura. La artrodesis se practicó con injerto óseo autólogo de cresta ilíaca, aloinjerto de banco de huesos, sustitutivo óseo o mixto.

En las radiografías laterales del preoperatorio, postoperatorio inmediato y de revisión anual se valoró la cifosis residual obteniendo los siguientes parámetros ángulo de fractura, deformidad cifótica, índice sagital, porcentaje de compresión del cuerpo vertebral, grado de desplazamiento y el ángulo de deformación.

El ángulo de fractura [6] era el ángulo formado entre la tangente trazada por el platillo vertebral superior de la vértebra superior a la vértebra fracturada y la tangente trazada por el platillo vertebral inferior de la vértebra inferior a la vértebra fracturada. La deformidad cifótica [13] era el valor

angular obtenido al trazar una tangente entre el platillo vertebral inferior de la vertebral superior a la fracturada y la línea tangente al platillo vertebral inferior de la vértebra fracturada. El índice sagital [13] fue la diferencia del valor obtenido en la deformidad cifótica y el del contorno normal.

El porcentaje de compresión vertebral [6] o relación entre la distancia, en milímetros, de la parte anterior de la vértebra fracturada comparado con la altura de la pared posterior del cuerpo vertebral de esta vértebra fracturada, multiplicado por cien y, posteriormente, sustrayéndole cien; representó la cantidad de compresión medida inicialmente y en las siguientes evaluaciones. En caso de haber más de una vértebra fracturada tomamos el valor de la vértebra más dañada como referencia.

El grado de desplazamiento fue el desplazamiento de la vértebra fracturada hacia delante referida a la pared posterior dividido por la anchura de la vértebra normal inmediatamente inferior a la vértebra fracturada [6][14]. Por último, el ángulo de deformación estuvo determinado por la intersección de las líneas trazadas a lo largo de la superficies posteriores de los cuerpos vertebrales por encima y por debajo de la fractura [13].

Se realizó un estudio estadístico de los parámetros estudiados mediante el programa SPSS v 13.0, de los resultados finales, referentes a la estancia media global así como los subgrupos de estancia media preoperatoria y la estancia media postoperatoria; las complicaciones inmediatas y las complicaciones tardías, los resultados radiográficos correspondientes a las variaciones en el tiempo de los seis parámetros obtenidos de las radiografías laterales. También consideramos en el estudio la presentación y la intensidad del dolor, la reincorporación o no a su trabajo habitual, al cambio del mismo o a la incapacidad permanente para el trabajo habitual o si quedaron con incapacidad absoluta.

I Resultados

En las 25 mujeres accidentadas la localización de fracturas en la charnela tóraco-lumbar ocurrió en 12 ocasiones (13% del total) siendo el 48% de las fracturas lumbares y torácicas 6 (7%). En los hombres las fracturas en la charnela tóraco-lumbar se produjo en 33 casos (36% del global), lumbares 18 (20%) y torácicas 15 (16%). Siendo la localización de la fractura similar en ambos sexos.

Siguiendo la clasificación de Denis [15] (Figura 1) (Tabla 1), la gran mayoría se encuadraban en grupo B, tanto en el sexo masculino como en el femenino con la misma proporción, sin haber encontrado ninguna del grupo E. Según la clasificación de Magerl [12] (Figura 2) (Tabla 2), la mayoría de las fracturas correspondían al tipo A (80%), sien-

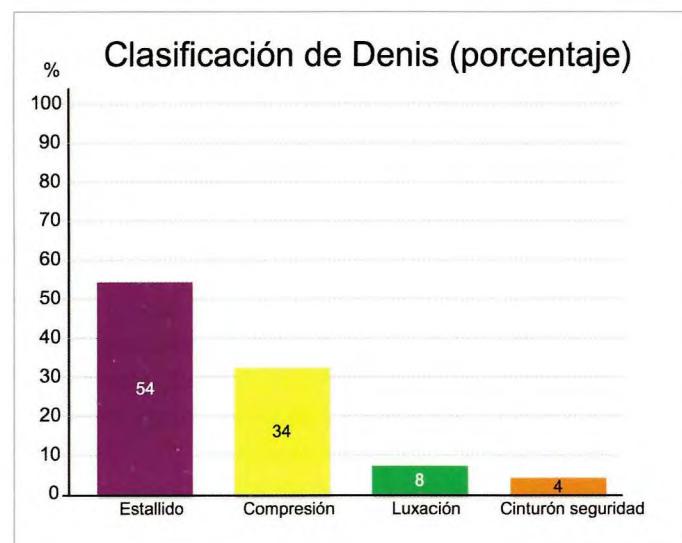


Fig. 1. Porcentaje de lesiones según la clasificación de Denis.

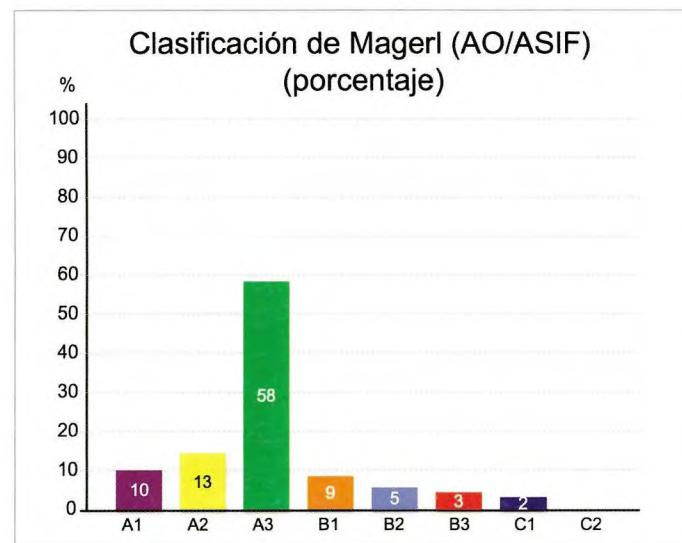


Fig. 2. Porcentaje de lesiones según la clasificación de Magerl.

do el tipo B un grupo pequeño y menor las encuadradas en el tipo C.

La mayoría de los pacientes presentaron lesiones asociadas encontrando 17 casos (29%) de TCE, dos de ellos con fracturas craneales, 13 casos (14%) presentaban traumatismos torácicos graves; 12 casos (13%) con traumatismos abdominales graves; 19 casos (21%) aparecieron fracturas en miembros y 16 pacientes (18%) presentaron otras fracturas vertebrales.

En cuanto a enfermedades asociadas siete pacientes sufrió trastornos metabólicos (diabéticos), nueve pacientes presentaban algún tipo de enfermedad pulmonar obstructiva

Tabla 1. Muestra analizada, global y por sexos, según clasificación de Denis

Compresión		Estallido		Luxaciones	Cinturón de seguridad
Clasificación de Denis sobre total pacientes analizados, (a) 91 pacientes					
31 (34%)	49 (54%)	Grupo A	14 (29%)		
		Grupo B	29 (59%)		
		Grupo C	4 (8%)	7 (8%)	
		Grupo D	2 (4%)		4 (4%)
		Grupo E	0		
Clasificación de Denis sobre pacientes de sexo masculino, (b) 66 pacientes					
22 (33%)	35 (53%)	Grupo A	10 (29%)		
		Grupo B	21 (60%)		
		Grupo C	3 (8%)	5 (8%)	
		Grupo D	1 (3%)		4 (6%)
		Grupo E	0		
Clasificación de Denis sobre pacientes de sexo femenino (c) 25 pacientes					
9 (36%)	14 (56%)	Grupo A	4 (29%)		
		Grupo B	8 (56%)		
		Grupo C	1 (7%)	2 (8%)	
		Grupo D	1 (7%)		0
		Grupo E	0		

Tabla 2. Muestra analizada, global y por sexos, según clasificación de Magerl

Tipo A (Compresión del cuerpo vertebral)		Tipo B (Lesión de elementos anteriores y posteriores)			Tipo C (Lesión de elementos anteriores y posteriores con rotación)		
Clasificación de Magerl sobre total pacientes analizados, (a) 91 casos							
74 (81%)	A1	9 (10%)	B1	8 (9%)	C1	0	
	A2	12 (13%)	B2	4 (5%)	C2	0	
	A3	53 (58%)	B3	3 (3%)	C3	2 (2%)	
Clasificación de Magerl sobre pacientes de sexo masculino, (b) 66 casos							
53 (80%)		11 (17%)			2 (3%)		
Clasificación de Magerl sobre pacientes de sexo femenino, (c) 25 casos,							
21 (84%)		4 (16%)			0 (0%)		

crónica (EPOC); cinco pacientes con hepatopatía de distinto origen y distintos grados de gravedad, cinco adictos a drogas por vía oral o parenteral (ADVP) y doce pacientes presentaban otras patologías menores.

La media de vértebras instrumentadas fue de 3 vértebras y la de artrodesadas de 3 vértebras. Siendo el tipo de montaje corto en 69 casos (76%) y largo en los restantes. La artrodesis se practicó con injerto óseo autólogo de cresta ilíaca en 83 casos, de banco en 6 casos y mixto en dos casos.

Utilizamos faja o corsé en 68 pacientes, durante un periodo medio de tres meses y en el resto consideramos que la instrumentación era estable y no precisaron de ortesis.

La estancia hospitalaria media previa a la cirugía fue de 6 (rango: 1-14) días mientras que la estancia media postoperatoria fue de 16 días, debido a la hospitalización de enfermos politraumatizados que ingresaron en la Unidad de Cuidados Intensivos y a intervenciones de cráneo, tórax, abdomen o de los miembros.

Las complicaciones inmediatas fueron ílio paralítico en 19 casos (21%), infección urinaria en 9 casos (10%), infección superficial en 8 casos (9%) de las cuales dos evolucionaron a profunda y obligó a la retirada del material y síndrome diarréico grave en un caso. Además de otras complicaciones menores inmediatas en 9 casos (10%). Las complicaciones tardías fueron dos casos de infección profunda tardía que necesitaron la retirada del instrumental, como comentamos anteriormente (2,2%); siete desmontajes del instrumental (8%). Pseudoartrosis en 3 casos (3%) y una retirada por molestias intensas de la instrumentación, sin contar otras en 4 casos (5%).

Tras las mediciones radiográficas preoperatorias, postoperatorias y anuales (Tabla 3) (Figura 3) el grado de desplazamiento sufrió un empeoramiento significativo en la revisión anual mientras que el grado de deformación no se modificó al año de la intervención.

El dolor lumbar o de la zona de la cresta iliaca dadora de injerto, 40 (44%) de los pacientes se encontraban sin dolor, con molestias leves sin necesitar analgésicos 24 pacientes (27,40%); con molestias moderadas que necesitaban, en ocasiones, tomar analgésicos 23 pacientes (25,30%) mientras que las molestias importantes, con un dolor que obligaba al paciente a la toma de analgésicos de forma diaria las presentaron cuatro pacientes (3,60%).

La reincorporación al trabajo habitual fue completa en 47 paciente (52%), cambiaron de puesto de trabajo 20 pacientes (22%) y no se incorporaron 24 pacientes (26%). Contestaron que estaban satisfechos o muy satisfechos después del tratamiento 83 pacientes (91%); no satisfechos, cinco pacientes (5,5%) y no saben o no contestan tres pacientes (3,5%).

Encontramos una relación positiva y estadísticamente significativa ($p<0,001$) entre instrumentaciones largas y el aumento de complicaciones lo que conllevó un aumento claro de los días de estancia hospitalaria. Estos datos se deben de correlacionar con el contexto de la gravedad del paciente, pues en ellos tanto el grado de gravedad como el del número de lesiones asociadas era muy superior al medio de pa-

cientes fracturados. También encontramos una relación negativa y estadísticamente significativa ($p>0.005$) entre instrumentaciones largas y el grado de corrección en los parámetros de las mediciones del ángulo cifótico, grado de compresión vertebral y deformidad cifótica.

I Discusión

Tras los resultados obtenidos podemos señalar que la utilización de la clasificación de Magerl, más compleja a la hora de encuadrar las fracturas tóraco-lumbares no ha aportado indicaciones específicas sobre la actitud terapéutica a seguir; por lo que hemos continuado con la clasificación de Denis hasta que se consiga una clasificación más útil que permita tener un criterio más uniforme. La reciente clasificación TLICS [16], propuesta en la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos, intenta abordar todos los problemas anteriormente señalados al tener en cuenta tres características clínicas, como son la morfología de la lesión, la integridad del complejo ligamentoso posterior y el estatus neurología del paciente, por lo que en el futuro esta clasificación puede ser una guía útil en el tratamiento a seguir en este tipo de lesiones vertebrales.

Las instrumentaciones segmentarias tipo de Cotrel-Dubousset®, MOSS-Miami® y Synergy® se han mostrado útiles debido a su versatilidad lo que permite su utilización torácica y lumbar, tanto en montajes cortos como largos, con ganchos, tornillos o combinando ambos materiales. Pero las instrumentaciones largas han sufrido una mejor evolución en el plano sagital a largo plazo que las cortas por lo que habrá que plantearse en el futuro si sacrificar un nivel o dos compensa para mejorar dicha evolución [17-20].

El tratamiento conservador sigue siendo la referencia en las fracturas estables y la doble vía debe de estar reservada para aquellas lesiones en las que haya una afectación neurológica progresiva [21].

La radiografía lateral, económica y fácil de realizar, es una exploración esencial tanto para el diagnóstico como el

Tabla 3. Resultados valoración radiográfica

	Preoperatorio	Postoperatorio	Un año evolución
Ángulo de fractura (º)	23,2	11,3	13,7
Deformidad cifótica (º)	22,9	14,7	15,2
Índice sagital	14,2	8,8	9,8
Compresión (%)	39,9	32,1	35,1
Desplazamiento (mm)	5,2	2,9	3,9
Ángulo de deformación (º)	25,1	19,8	20,1

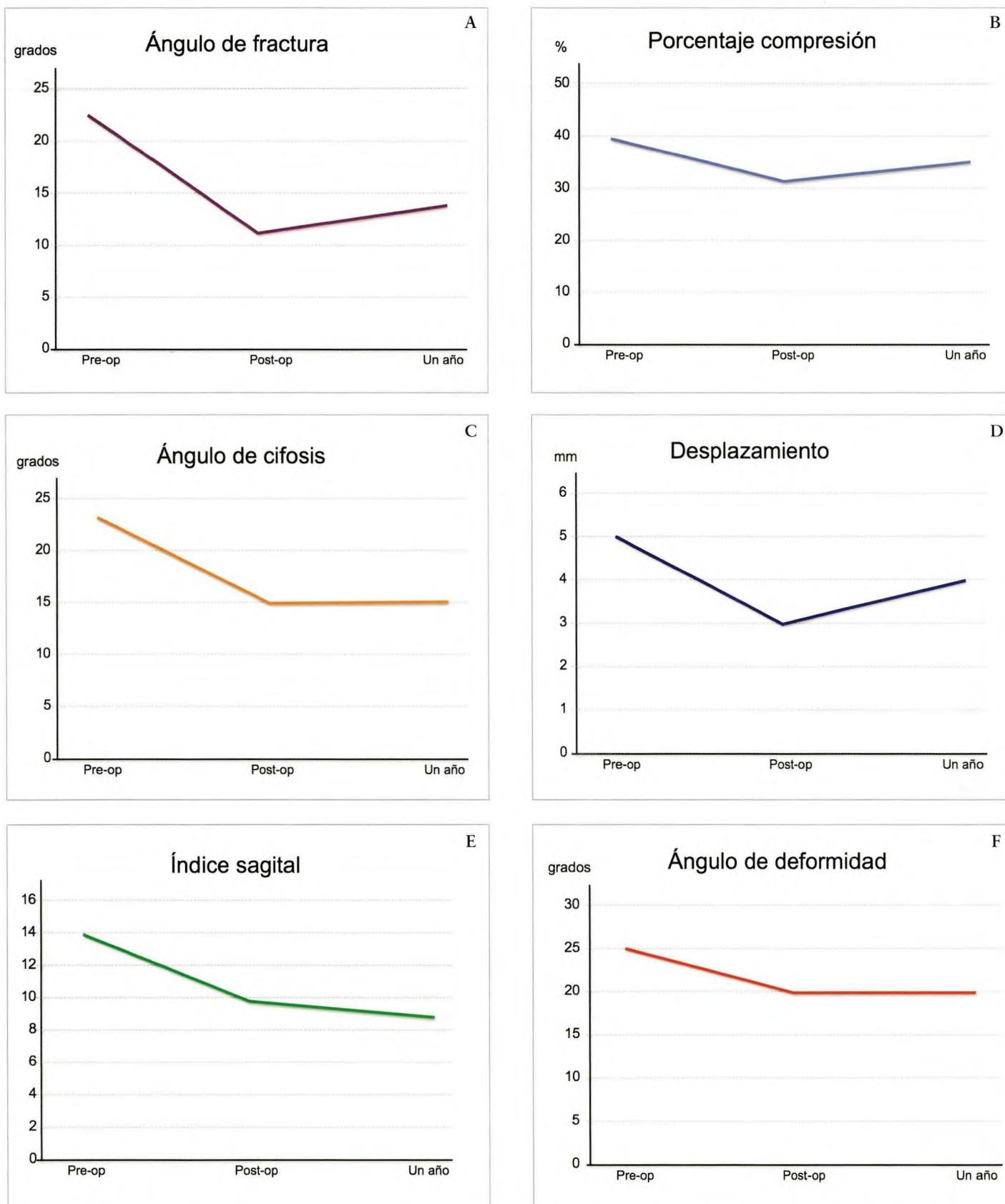


Fig. 3. Evolución de: a) ángulo de fractura, b) porcentaje de compresión, c) ángulo de cifosis, d) grado de desplazamiento, e) índice sagital y f) ángulo deformación.

control evolutivo de la cifosis de las fracturas vertebrales. El TAC es indispensable en toda fractura vertebral subsidiaria de intervención quirúrgica, reservando la resonancia magnética para aquellos casos en los que sospechemos una afectación de las estructuras ligamentosas [22].

En todos los parámetros estudiados se ha perdido corrección sobre todo en el caso del ángulo fracturario. Podemos destacar que en la corrección del ángulo cifótico, del grado de compresión y de la deformidad cifótica se perdió menos corrección en las instrumentaciones largas.

Las fracturas de la columna tóraco-lumbar siguen siendo hoy en día un enorme reto para el cirujano ortopédico en cuyo estudio habrá que profundizar para aumentar la calidad de vida de los pacientes y disminuir los importantes gastos económicos que repercuten en la sociedad. □

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Andriacchi ThP, Schultz AB, Belytschko TB, Dewal RL. Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1976; 58-A:806-15.
2. Blount WP, Mellicamp DD. The effect of pregnancy on idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1980; 62-A:1083-7.
3. Avikaenen VJ, Vahero H. High incidence of spinal curvature. A study of 100 young female students. *Acta Orthop Scand* 1983; 54:267-73.
4. Bergoin M. Les hémivertébres. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. 1985; 45-70.
5. Haher TH, Felmy WT. Thoracic and lumbar fractures: Diagnosis and management. En: Bridwell KH, DeWald RL (eds). *Textbook of Spinal Surgery*. Vol 2, 1^a ed. Philadelphia: JB Lippincott; 1991. p. 857-910
6. McBride GG. Cotrel-Dubousset rod in surgical stabilization of spinal fractures. *Spine* 1993; 18:466-73.
7. Blamoutier A, Milaire M, Garreau de Loubresse C, Lassale B, Deburge A. L'instrumentation de Cotrel-Dubousset dans le traitement des fractures de la charnière dorso-lombaire et du raquis lombaire. *Rev Chir Orthop* 1992; 78:529-35.
8. Gwon JK, Chen J, Lim TH, Han JS. In vitro comparative biomechanical analysis of transpedicular screw instrumentation in the lumbar region of the human spine. *J Spinal Dis* 1991; 4:437-43.
9. Martínez Ruiz F. Biomecánica de la columna vertebral y sus implantes. 1^a ed. Madrid: Nueva Imprenta; 1992.
10. McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. *J Bone J Surg (Am)* 1993; 75-A:162-7.
11. Shufflebarger HL. Moss Miami instrumentation. Bridwell KH, DeWald RL (eds). En: *The textbook of spinal surgery*. 2^a ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997. p. 675-93.
12. Magerl F, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injury. *Eur Spine* 1994; 3:184-201.
13. Farcy JPC, Weidenbaum M, Glassman SD. Sagittal index in management of thoraco-lumbar burst fractures. *Spine* 1990; 15:958-65.
14. Dickson JH, Harrington PR, Erwing WD. Results of reduction and stabilization od the severely fractures thoracic and lumbar spine. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60-A:799-805.
15. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 1983; 8:817-31.
16. Patel AA, Vaccaro AR. Thoracolumbar spine trauma classification. *J Am Orthop Surg* 2010; 2:63-71.
17. Argenson C, Lovet J, De Peretti F, Perraud M, Boileau P. Ostéosynthèse des fractures vertébrales thoraciques et lombaires par matériel Cotrel-Dubousset (110 cas). *Acta Orthop Belg* 1991; 57:165-75.
18. De Peretti F, Cambas PM, Puch JM, Nasr ZG, Lovet J, Argenson C. Le montage «intermédiaire» (2 CV-1 VC) par l'instrumentation «universelle» de Cotrel-Dubousset pour les fractures comminutives de la jonction thoraco-lombaire. Comparaison avec une série de montages variés. *Rev Chir Orthop* 1994; 80:205-16.
19. Dickman CA, Fessler RG, MacMillan M, Haid RW. Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique an outcome in 104 cases. *J Neurosurg* 1996; 77:860-70.
20. Dickson JH, Harrington PR, Erwing WD. Results of reduction and stabilization od the severely fractures thoracic and lumbar spine. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60-A:799-805.
21. Gahr R, Haessler O, Schmidt Oliver I. Cifosis y fracturas vertebrales torácicas. *Patol Ap Locom* 2006; 4:236-46.
22. López-Oliva F, Bartolomé A, Forriol F. El valor de la imagen por resonanciam agnética en las fracturas tóracolumbares En: Traumatismos del raquis. A Ghanayem, M^a T Ubierna (eds) *Monografías AAOS – SECOT*. Madrid: Editorial Panamericana, 2008. pp:35-42.

Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.

Análisis del comportamiento de tres configuraciones distintas de sutura de las tuberosidades en las fracturas del húmero proximal tratadas mediante hemiarthroplastias

Analysis of behavior of three different configurations for suturing tuberosities in humerus fractures treated by proximal hemiarthroplasty

Santana F, Torrens C, Cáceres E

Hospital del Mar, IMIM, Barcelona

Resumen

Objetivo: Evaluar experimentalmente la distancia entre los fragmentos sobre especímenes cadávericos en las fracturas proximales de húmero con cuatro partes.

Material y metodología: El estudio se realizó sobre 5 húmeros sintéticos que reproduían una fractura proximal en 4 partes. Con un sistema de fijación un robot reproducía los movimientos de rehabilitación de la articulación glenohumeral. Las configuraciones de sutura (Ethibond®) fueron estándar, de Boileau y una sutura que aprovechaba el vector de fuerza de los tendones que componen el manguito rotador. El robot efectuaba una abducción de 100° con rotación interna de 45° y 45° de rotación externa. Todas estas pruebas se realizaron 6 veces con 60 repeticiones cada una. El desplazamiento de los fragmentos provocado por los movimientos de simulación durante la rehabilitación. Se midió el desplazamiento que producido entre las tuberosidades y con la diáfisis.

Resultados: La disminución del desplazamiento entre los fragmentos de la técnica de banda de tensión es hasta tres veces menor que la estándar y dos veces menor que la de Boileau para la reconstrucción sin lesión del manguito. En aquellos casos que el manguito rotador estaba lesionado se mantuvo dicha diferencia.

Conclusión: es posible mejorar las suturas actualmente utilizadas para la fijación de los fragmentos óseos en fracturas proximales de húmero tratadas con hemiarthroplastias, utilizando los vectores de fuerza como guía para la dirección de las bandas de tensión.

Palabras clave:

Hombro, fractura húmero proximal, hemiarthroplastia, sutura.

Abstract

Objective: To evaluate experimentally the distance between fragments in cadaveric specimens in proximal fractures of the humerus in four parts.

Material and Methods: The study was conducted in 5 synthetic humeruses that reproduced a proximal fracture in 4 parts. With a fixation system, the robot reproduced the movements for rehabilitation of the glenohumeral joint. The suture configurations (Ethibond®) were standard, Boileau and a suture taking advantage of the strength vector of the tendons forming the rotator cuff. The robot performed an abduction of 100° with an internal rotation of 45° and external rotation. All these tests were performed 6 times with 60 repetitions each. Displacement of the fragments caused by the simulation movements during rehabilitation. The displacement produced was measured between the tuberosities and with the diaphysis.

Results: Decreased displacement between the fragments with the band pressure technique was up to three times less than standard and two times less than Boileau for reconstruction without damage to the cuff. In cases in which the rotator cuff was damaged, this difference was maintained.

Conclusion: It is possible to improve the sutures currently used for fixing bone fragments in proximal humerus fractures treated with hemiarthroplasties, using strength vectors as guide for the direction of the tension bands.

Key words:

Shoulder, proximal humerus fracture, hemiarthroplasty, suture.

Correspondencia

E. Cáceres Palou
Carretera Vallensan s/n Can Rei.
08110 Montcada. Barcelona
ecaceres@vhebron.net

Introducción

El empleo de la prótesis de hombro como tratamiento para las fracturas complejas del húmero proximal, aunque está ampliamente extendido, no ha obtenido los resultados deseados [1]. Sin embargo, en situaciones de fracturas de 4 partes con gran comminución, pérdida de capital óseo y osteoporosis, sigue siendo la alternativa terapéutica más utilizada. En la literatura numerosos artículos dudan entre la utilización de cerclajes simples o múltiples para mejorar la fijación de las tuberosidades y diáfisis [1-4].

Se propone la evaluación experimental de diferentes técnicas, utilizando un sistema electrónico de medida de la distancia entre los fragmentos sobre especímenes cadavéricos y hueso sintético, con el objetivo de optimizar la resistencia a los esfuerzos de decoaptación y coaptación que favorecen la consolidación de las tuberosidades y la tuberosidad-diáfisis según tres configuraciones de sutura diferentes. La robotización de los movimientos de rehabilitación sobre los modelos permite estudiar el desplazamiento interfragmentario y la resistencia a la fatiga de las diferentes configuraciones de sutura.

Material y métodos

El estudio se realizó sobre material de hueso sintético biomecánicamente homologado. Se utilizaron cinco húmeros izquierdos sintéticos (Sawbones®) que reproduían una fractura en 4 partes, según la clasificación de Neer. Se reprodujo una fractura proximal de húmero en 4 partes a través del cuello anatómico y la corredera bicipital. Se construyó un sistema de fijación (Figura 1) para el hueso sintético que simulaba la glenoides y permitía al robot reproducir los movimientos de rehabilitación de la articulación glenohumeral. Para la simulación de los tendones del manguito rotador se utilizó material sintético (cuero). La fijación del cuero se consiguió mediante cianoacrilato de etilo (Loctite®) sobre la huella anatómica de la inserción del manguito según la descripción de Ide et al [5] para el subescapular y Mochizuki et al [6] para el supraespínoso, infraespínoso y redondo menor.

Se empleó una reproducción conformada con resina de una prótesis específica para fracturas proximales de húmero (Global Fracture System®), formado por un vástago humeral y una cabeza que aumenta la superficie articular y la biomecánica de la articulación. El vástago tenía una aleta anterior prominente con tres agujeros y una aleta posterior. La aleta anterior, situada sobre la corredera bicipital, servía como marca para reducir las tuberosidades. La parte medial del vástago humeral presentaba un orificio para un punto de anclaje para la sutura circumferencial de las tuberosidades según la configuración de sutura.

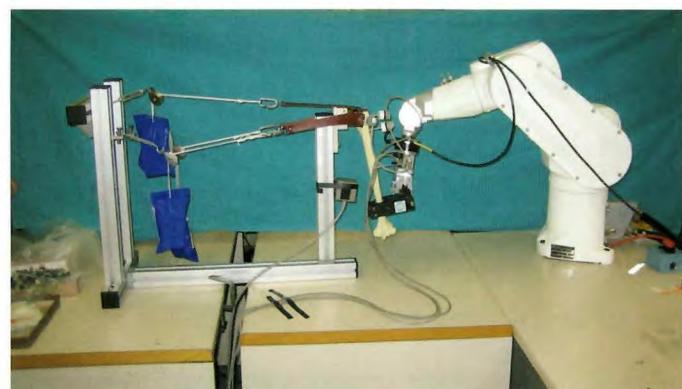


Fig. 1. Sistema de fijación para el hueso sintético que simula la glenoides y permite al robot reproducir los movimientos de rehabilitación de la articulación glenohumeral.

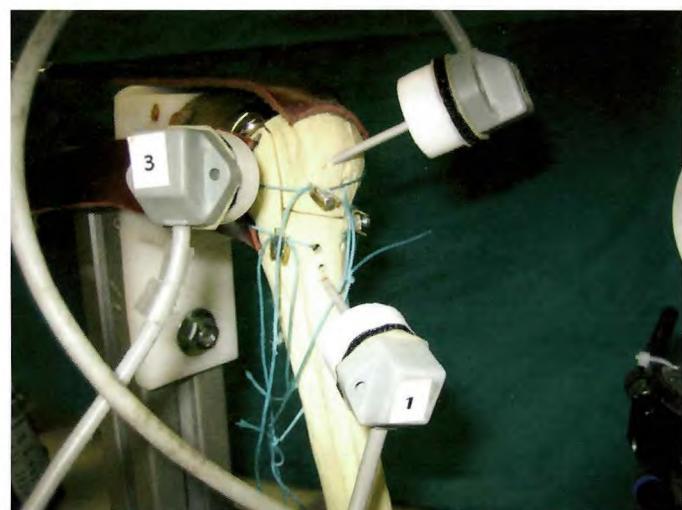


Fig. 2. Configuración estándar.

Se empleó un recubrimiento de látex sobre el vástago para aplicar un adhesivo mediante cianoacrilato de etilo que mantuvo la retroversión y la altura de la prótesis. Esta integración permitió las pruebas mecánicas sobre el robot.

Las configuraciones de sutura de las tuberosidades se basaron en los principios combinados de fijación vertical y horizontal. En nuestro estudio, se realizaron tres configuraciones de sutura utilizando una sutura irreabsorbible trenzada de poliéster (Ethibond®). La primera configuración la denominamos estándar (Figura 2) pues unía las tuberosidades entre sí, por medio de los agujeros de la aleta lateral de la prótesis y cada una de ellas con la diáfisis, atravesando las tuberosidades. La segunda era la configuración de Boileau et al [2] (Figura 3), suturando las tuberosidades entre sí, mediante dos sutura que abrazan la prótesis medial al vástago humeral, otras dos suturas que abrazan la tuberosidad mayor medialmente al vástago y, por último, una sutura en forma de

trapecio que fija las tuberosidades a la diáfisis y cierra el intervalo. La tercera fijación, diseñada por nosotros, aprovechaba el vector de fuerza de los tendones que componen el manguito rotador (Figura 4). Era una banda de tensión que fijaba el fragmento óseo del supraespínoso, infraespínoso y subescapular con la diáfisis, dos suturas que abrazan la tuberosidad grande en oblicuo y dos suturas más que abrazan en trayecto oblicuo ambas tuberosidades entre sí y la prótesis por la parte medial del vástago humeral.

Con el fin de obtener el desplazamiento que sufren los fragmentos que componen el tercio proximal del húmero

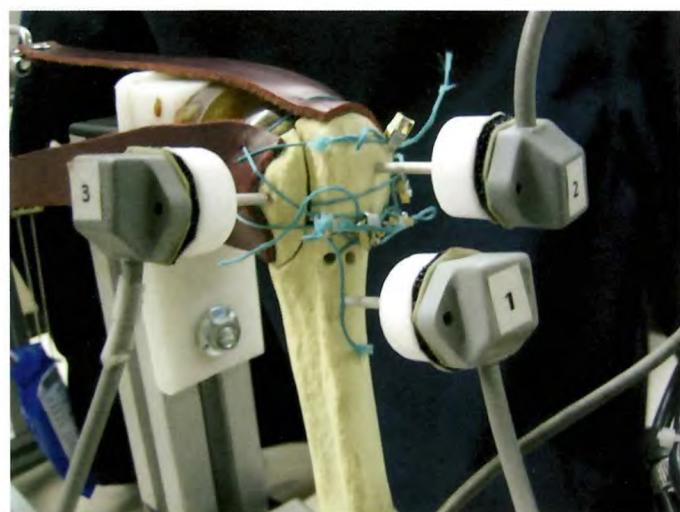


Fig. 3. Configuración de Boileau.

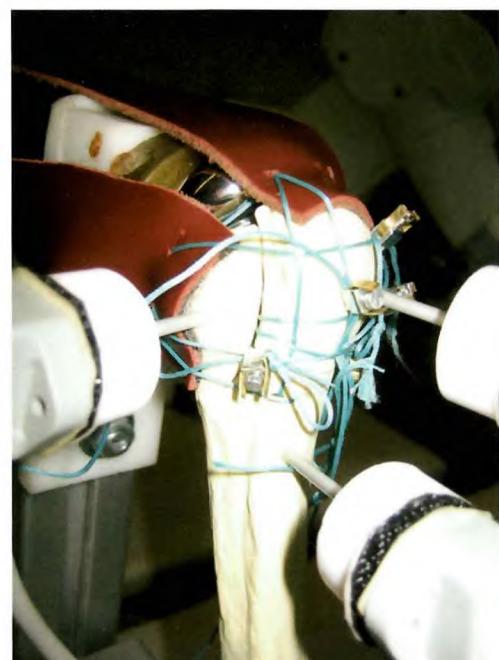


Fig. 4. Configuración de bandas a tensión.

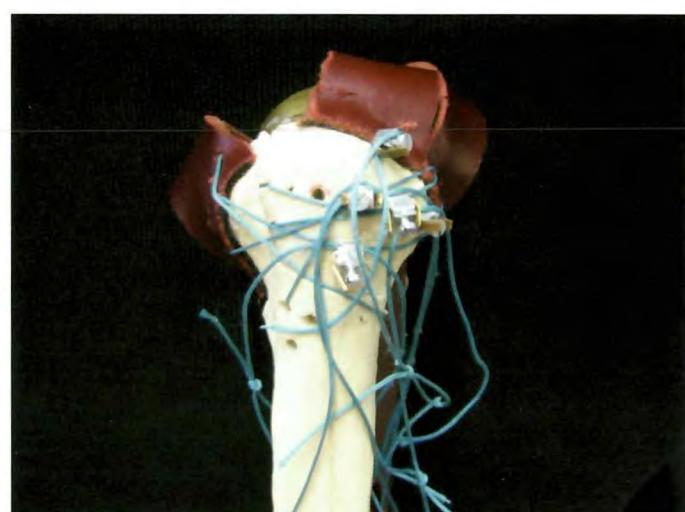


Fig. 5.

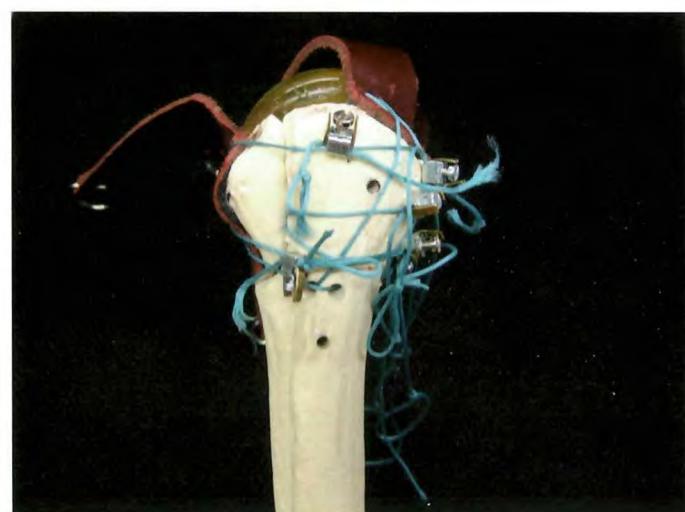


Fig. 6.

(diáfisis-tuberrosidad mayor-tuberrosidad menor) se utilizó el sistema Polhemus PATRIOT®, un sistema electromagnético localizador digital que permitió conocer el desplazamiento y orientación sufrido entre dos sensores.

El estudio se realizó con cinco huesos sintéticos a los que colocamos una prótesis en la misma versión y altura, además de un trozo de cuero que simulaba los tendones de los diferentes músculos que componen el manguito rotador insertados por medio de adhesivo (cianoacrilato de etilo) a las tuberosidades reproduciendo la anatomía. En cada uno de ellos se realizó una configuración de sutura de las tuberosidades.

Una vez realizado el montaje de las suturas por medio de un sistema de prensa se fijó la tensión de las suturas a 4 kg. Cada uno de los huesos sintéticos de prueba se colocó en un sistema diseñado para el estudio que mantenía el tejido simu-

lador de los tendones a tensión constante con lo que se mantuvo la prótesis encarada a la superficie que simulamos como glenoides. En la parte distal del húmero colocamos la prensa que conectaba con el robot y permitió ejecutar los movimientos previamente diseñados que simulaban la rehabilitación postoperatoria.

El robot efectuaba una abducción de 100° con rotación interna de 45° y 45° de rotación externa. Todas estas pruebas se realizaron 6 veces con 60 repeticiones cada una. Así conseguimos simular una sesión completa de rehabilitación por cada ciclo. El desplazamiento de los fragmentos provocado por los movimientos de simulación durante la rehabilitación fueron recogidos por el sistema Polhemus®, midiendo el desplazamiento que producido entre las tuberosidades y con la diáfisis.

Resultados

Los desplazamientos entre los fragmentos se obtuvieron según los datos recogidos durante todo el ciclo, obteniendo el menor desplazamiento medio significativo para la sutura de banda de tensión (0,31 mm) que para la técnica de Boileau et al (0,82 mm) y la estándar (1,14 mm) ($p<0.001$) (Tabla 1) (Tabla 2) (Tabla 3).

Comparando el desplazamiento sufrido en las fracturas con simulación de rotura del manguito rotador, observamos que la movilidad entre los fragmentos era significativamente menor con la técnica de las bandas a tensión (0,25 mm) que con la técnica de Boileau (0,53 mm) ($p<0,001$) (Tabla 4) (Tabla 5).

La disminución del desplazamiento entre los fragmentos de la técnica de banda de tensión es hasta tres veces menor que la estándar y dos veces menor que la de Boileau para la reconstrucción sin lesión del manguito. En aquellos casos que el manguito rotador estaba lesionado se mantuvo dicha diferencia.

Discusión

Los resultados obtenidos mediante el sistema electromagnético han confirmado que tanto la técnica de Boileau et al [2] como la técnica de banda de tensión mejoran con respecto a la estándar. El desplazamiento es menor entre todos los

Tabla 1. Método estándar

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
Desplazamiento máx. (mm)	2,02	5,80	0,98	1,85	4,94	1,06	1,87	4,49	1,07	1,91	5,08	1,04	2,68
X (mm)	1,13	2,47	0,25	1,04	1,82	0,32	1,05	1,90	0,31	1,07	2,07	0,29	1,14
DE (mm)	1,23	2,77	0,32	1,12	2,07	0,38	1,14	2,16	0,36	1,16	2,34	0,35	1,28

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 2. Método de Boileau

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
Desplazamiento máx. (mm)	0,68	6,33	1,28	0,67	6,26	1,29	0,68	6,77	1,48	0,67	6,46	1,35	2,83
X (mm)	0,29	1,80	0,35	0,28	1,80	0,34	0,30	1,87	0,33	0,29	1,82	0,34	0,82
DE (mm)	0,34	2,20	0,46	0,34	2,21	0,46	0,36	2,29	0,45	0,35	2,24	0,46	1,01

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 3. Método de las bandas a tensión

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
Desplazamiento máx. (mm)	0,41	2,55	0,51	0,42	2,17	0,51	0,46	2,06	0,49	0,43	2,26	0,50	1,06
X (mm)	0,13	0,70	0,16	0,12	0,65	0,16	0,14	0,57	0,16	0,13	0,64	0,16	0,31
DE (mm)	0,16	0,87	0,20	0,14	0,81	0,20	0,17	0,73	0,20	0,16	0,80	0,20	0,39

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 4. Método Boileau con rotura manguito rotador

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento
	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
Desplazamiento máximo (mm)	0,59	4,12	1,72	0,59	4,62	1,99	0,58	4,59	2,00	0,59	4,44	1,90	2,31
X (mm)	0,19	1,03	0,33	0,17	1,10	0,35	0,17	1,11	0,35	0,18	1,08	0,34	0,53
DE (mm)	0,24	1,34	0,45	0,22	1,44	0,49	0,22	1,45	0,50	0,23	1,41	0,48	0,71

(X: media; DE: desviación estándar.

Tabla 5. Método de las bandas a tensión con rotura manguito rotador

	Ensayo 1			Ensayo 2			Ensayo 3			Media			Desplazamiento (mm)
	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	S - G	S - L	G - L	
Desplazamiento máximo (mm)	0,44	1,79	0,48	0,45	1,77	0,43	0,43	1,77	0,37	0,44	1,78	0,43	0,88
X (mm)	0,12	0,51	0,15	0,11	0,50	0,14	0,08	0,48	0,13	0,11	0,49	0,14	0,25
DE (mm)	0,15	0,62	0,18	0,14	0,61	0,17	0,12	0,59	0,16	0,14	0,61	0,17	0,30

(X: media; DE: desviación estándar.

sensores, tuberosidad mayor-diáisis, tuberosidad menor – diáisis y tuberosidad mayor-tuberosidad menor.

Al comparar las dos técnicas con mejores resultados (la técnica de Boileau y la técnica de banda de tensión) se observa un menor desplazamiento con la técnica siguiendo el concepto de banda de tensión que también se confirma al realizar la medición seccionando 1 cm la inserción anterior del supraespinoso.

Al tratarse de fracturas proximales en pacientes mayores, las condiciones del manguito rotador pueden estar alteradas por causa degenerativa, siendo la localización más frecuente en la parte anterior del músculo supraespinoso. La sutura según el concepto de banda de tensión mejora los resultados obtenidos también en aquellas simulaciones donde se seccionó el manguito rotador.

Por tanto, los resultados confirman la hipótesis planteada de que es posible mejorar las suturas actualmente utilizadas para la fijación de los fragmentos óseos en fracturas proximales de húmero tratadas con hemiarthroplastias, utilizando los vectores de fuerza como guía para la dirección de las bandas de tensión. ■

au P, eds. Shoulder Arthroplasty. Berlin: Springer-Verlag, 1999:297-314.

- Frankle MA, Greenwald DP, Markee BA, Ondrovic LE, Lee WE 3rd. Biomechanical effects of malposition of tuberosity fragments on the humeral prosthetic reconstruction of four-part proximal humerus fractures. J Shoulder Elbow Surg 2001;10:321-6.
- P. Boileau, S. G. Krishnan, L. Tinsi, G. Walch, J. S. Coste, and D. Mole Tuberosity malposition and migration: Reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal Humerus. Journal of shoulder and elbow surgery. 2002, vol. 11, no5, pp. 401-412
- Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H. An anatomic study of the subscapularis insertion to the humerus: the subscapularis footprint. Arthroscopy. 2008 Jul;24(7):749-53. Epub 2008 Apr 14.
- Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, Muneta T, Akita K. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. New anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am. 2009 Mar 1;91 Suppl 2 Pt 1:1-7.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Frankle MA, Ondrovic LE, Markee BA, Harris L, Lee WE 3rd. Stability of tuberosity reattachment in proximal humeral hemiarthroplasty. J Shoulder Elbow Surg 2002;11:413-20.
- Boileau P, Walch G. Shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures: problems and solutions. In: Walch G, Boileau P, eds. Shoulder Arthroplasty. Berlin: Springer-Verlag, 1999:297-314.
- Boileau P, Walch G. Shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures: problems and solutions. In: Walch G, Boileau P, eds. Shoulder Arthroplasty. Berlin: Springer-Verlag, 1999:297-314.

Conflictos de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Resultados a largo plazo de la reparación por doble incisión de las roturas distales del bíceps braquial. Cómo evitar las complicaciones

Long term results of double-incision repair of distal brachial biceps ruptures. How to prevent complications

Moreno-Regidor A, García-Cepeda I, Borobio-León G, Blanco-Blanco JF

Hospital Universitario Virgen de la Vega. Salamanca. España.

Resumen

Objetivo: Revisar los resultados de la reinserción de la rotura distal del músculo bíceps braquial con la vía de doble incisión.

Material y metodología: Con un seguimiento de cinco años valoramos once pacientes intervenidos mediante la técnica modificada de doble incisión de Morrey, utilizando arpones para su reinserción y una movilización precoz del codo. Todos eran varones, fumadores y trabajadores de esfuerzo, con una edad media de 51 años. En 8 casos la rotura fue tendinosa y en 3 se observaron desinserciones óseas. Analizamos los resultados midiendo la movilidad flexo-extensora del codo y prono-supinadora con goniómetro y la fuerza supinadora con un dinamómetro. Se analizaron radiografías de codo, se realizó el cuestionario DASH, el grado de satisfacción personal y el dolor.

Resultados: No hemos visto ninguna complicación postoperatoria inmediata ni tardía. Los resultados fueron excelentes en el 94% de los casos y buenos en el 6%, no apareciendo ninguna rerotura.

Conclusión: una intervención precoz y una técnica meticulosa puede conseguir un resultado excelente en la reparación de la rotura distal del bíceps braquial.

Palabras clave:

Tendón distal del bíceps; Arpón; Técnica doble incisión.

Abstract

Objective: To review the results of reinsertion of distal rupture of the brachial biceps muscle with the double-incision technique.

Material and Methods: With a follow-up of five years, we assessed eleven patients operated on by the modified Morrey double-incision technique using harpoons for reinsertion and early mobilization of the elbow. All were male, smokers, and heavy exertion workers, with a mean age of 51 years.

In 8 patients, rupture was of the tendon and 3 showed bone detachments. We analyzed the results measuring elbow flexion-extension and pronation-supination mobility with a goniometer and supination strength with a dynamometer. Elbow X-rays were analyzed, the DASH questionnaire was performed, and degree of personal satisfaction and pain were measured.

Results: We did not observe any immediate or late postoperative complication. The results were excellent in 94% patients and good in 6%, and no rerupture occurred.

Conclusion: Early intervention and meticulous technique can achieve an excellent result in repair of distal brachial biceps rupture.

Key words:

Distal biceps tendon; Harpoon; Double-incision technique.

Correspondencia

A. Moreno Regidor
Diego de Almagro, 12. 3º B. 37004 Salamanca
amregidor70@hotmail.com

I Introducción

Actualmente se reconoce la necesidad de la reparación quirúrgica de las roturas distales del tendón del músculo bíceps braquial [1] pero las complicaciones derivadas de la misma han obligado a modificar la técnica, tanto en sus abordajes, vía anterior única, doble vía, como la manera de reinsertar el tendón [2][3], sutura directa, arpones, endobutton® o túneles óseos.

Es necesario reparar quirúrgicamente las roturas distales del músculo bíceps braquial y ésta debe ser, por un lado, precoz para localizar mejor el canal tendinoso, y, por otro, anatómica para obtener una recuperación de la fuerza, ya que si no, se pierde más de un 30% de las fuerzas de flexión y supinación [1][4][5]. Sin embargo, los abordajes más habituales, el anterior de Henry o la doble incisión de Boyd y Anderson, no están exentos de complicaciones como son lesiones nerviosas [6-9] debido a la retracción quirúrgica, hematomas que pueden evolucionar a calcificaciones heterotópicas [10-13], pronación mantenida [14], sinostosis radio-cubitales [8], infecciones y hematomas, o tendinitis y dolor antecubital persistente. La sinostosis radio-cubital es la complicación más asociada a la técnica de doble incisión [6].

El objetivo de nuestro estudio es evaluar cómo hemos evitado estas complicaciones utilizando la técnica de doble incisión y la reinserción del tendón con arpones.

I Material y método

De 2002 a 2006 operamos once pacientes varones que sufrieron una rotura distal del músculo bíceps braquial en su brazo dominante, tras una carga excéntrica en sentido contrario a la contracción del músculo. Tras la exploración clínica y el estudio radiológico y ecográfico, se confirmó que todas las roturas fueron completas y que en 8 ocasiones ocurrió en el extremo distal del tendón y en 3 fue una avulsión ósea. Los pacientes fueron intervenidos en las primeras 72 horas tras la lesión. Todos los casos incluidos en el estudio eran fumadores y trabajadores de esfuerzo, con una edad media de 51 años y sin ningún otro antecedente de interés.

Se realizó, tras obtener el consentimiento informado, la técnica de doble incisión de Boyd-Anderson, modificada por Morrey [4], con una incisión antecubital transversal de 2 cm. para extraer el tendón del bíceps al exprimir el brazo. Resecamos los últimos 5 mm. y colocamos una sutura para poderlo desplazar a la cara dorsal del antebrazo. Por el espacio que ocupaba el tendón se pasó una pinza curva deslizándola por la tuberosidad del radio con el antebrazo en pronación máxima, hasta que se palpaba dorsalmente, donde se realizó la segunda incisión transmuscular sin exponer el cúbito. Se extrajo el tendón por esta segunda incisión y se reinsertó en la tubero-

sidad bicipital del radio con dos arpones para obtener una huella de contacto de 5 mm (Figura 1). La herida se cerró por planos y se colocó un drenaje aspirativo durante 24 horas.

El codo se inmovilizó a 90°, en prono-supinación neutra, durante 48 horas, tras las cuales se inicia la movilización activa asistida progresiva con una ortesis de control de la flexo-extensión, durante 6 semanas, seguido de un programa de potenciación muscular; permitiendo la pronación activa e insistiendo en la supinación pasiva desde el postoperatorio inmediato.

Tras un seguimiento mínimo de cinco años, analizamos los resultados obtenidos midiendo la movilidad flexo-extensora del codo y prono-supinadora con un goniómetro, y la fuerza supinadora con un dinamómetro. Así como radiografías simples de codo para observar si aparecían calcificaciones. Se evaluó, según el cuestionario de incapacidad hombro, codo y mano (DASH), los síntomas del miembro superior, participación en deportes y actividades laborales; con una puntuación que oscila entre 0 (ninguna incapacidad) y 100 (incapacidad máxima) [15]. Para conocer el grado de satisfacción personal nos basamos en la escala de Karunakar et al [5][16], considerando un resultado malo cuando presentaban alteraciones importantes para las actividades diarias, regular si eran moderadas, bueno si eran leves y excelente cuando el paciente no presentaba ninguna limitación. Para medir el dolor, utilizamos una escala simple con tres posibilidades, ausencia de dolor, dolor ocasional que requiere el uso de analgésicos en ocasiones o dolor persistente que obliga a la ingesta diaria de analgésicos.



Fig. 1. Radiografía lateral del codo con arpones en la tuberosidad bicipital.



Fig. 2. Radiografía ántero-posterior con arpones en la tuberosidad bicipital.

Resultados

Todos los pacientes lograron una movilidad completa (flexo-extensión y prono-supinación) a las 7 semanas de media tras la cirugía (5 a 9). La fuerza supinadora fue superior a la del brazo contralateral en un 20% de media (5%-33%) y la de flexión en un 16% de media (12%-25%). No se apreció ninguna calcificación en los estudios radiográficos (Figura 1) (Figura 2).

El cuestionario D.A.S.H. mostró que un 94% de los resul-

tados fueron excelentes y un 6% buenos, con una media de 21 puntos (12-42); ningún paciente obtuvo un resultado pobre o malo. El grado de satisfacción personal, que realmente valora las expectativas de los pacientes, fue excelente en 9 de ellos y bueno en 2, siendo la principal queja la disminución subjetiva de la fuerza, que no les limitaba para sus actividades cotidianas ni laborales (Tabla 1). En cuanto al dolor, nadie presentaba ni precisaba tomar analgésicos.

Todos los pacientes reiniciaron sus actividades laborales y deportivas de forma progresiva a las 8 semanas de la cirugía y obtuvieron una función plena a los 4 meses después de la cirugía (3 a 6). No surgió ninguna complicación postoperatoria inmediata ni tardía, ni tampoco terroturas.

Discusión

Para evitar las complicaciones provocadas por los abordajes clásicos hemos utilizado la doble incisión descrita por Morrey [4] ya que la exposición quirúrgica es menor que la del abordaje anterior de Henry. Tampoco hemos visto calcificaciones heterópicas, posiblemente por utilizar arpones para la reinserción tendinosa, además de proteger la musculatura y lavar cuidadosamente la herida para que no queden restos de virutas óseas, muy frecuentes cuando se trabaja con brocas largas [13].

Las sinostosis radio-cubitales han sido atribuidas a la vía de doble incisión [6][8][9], pero esta complicación ha disminuido con la modificación técnica de este abordaje efectuada por Morrey [4], mediante el acceso entre el músculo extensor cubital del carpo y el músculo extensor común de los dedos, evitando la exposición del cúbito y el intervalo de Kocher. En nuestra casuística no se ha presentado ningún caso. Tampoco surgieron infecciones ni hematomas ya que la técnica fue

Tabla 1.

Paciente	Flexión (°)	Pronación (°)	Supinación (^a)	Supinadora % (a)	Flexión % (a)	DASH	Satisfacción
1	0-135	85	85	20	17	12	Excelente
2	0-140	75	80	16	19	21	Excelente
3	5-140	75	80	30	25	42	Buena
4	0-135	80	80	20	19	15	Excelente
5	0-130	70	75	17	13	39	Buena
6	0-140	85	80	9	12	19	Excelente
7	0-135	80	85	24	15	18	Excelente
8	0-135	80	80	27	12	16	Excelente
9	0-130	75	80	33	19	16	Excelente
10	0-140	75	80	19	13	15	Excelente
11	0-140	80	85	5	12	18	Excelente

(a): Porcentaje en el que la fuerza es superior al brazo contralateral.

meticulosa con una disección escasa y una menor agresión a las partes blandas.

Evitamos la aparición de dolor antecubital persistente o tendinitis por la degeneración tendinosa que se produce por el retraso en la reparación quirúrgica o a la cicatriz cutánea [6] con una cirugía precoz, en las primeras 72 horas, [6][17][18] que permite una fácil localización del tendón y de su trayecto hacia la tuberosidad radial, sin tener que hacer disecciones grandes. También facilita la preparación del muñón tendinoso y la reinserción, en doble fila, con dos arpones para obtener un contacto de al menos 5 mm; que resulta más sencillo técnicamente que utilizar otro tipo de fijación, como podría ser el Endobutton®. Si bien este último facilita una rehabilitación más intensa y una recuperación del rango de movimiento más precoz [19], esto no tiene una relevancia clínica pues nuestros pacientes la consiguieron a las 7 semanas y se reincorporaron a sus actividades a las 8 semanas.

La fuerza que han recuperado nuestros pacientes ha sido superior a la del brazo contralateral pero esto se puede explicar porque la lesión fue, en todos los casos, sobre el brazo dominante.

En conclusión, creemos que la reparación de la rotura distal del bíceps braquial puede proporcionar un resultado excelente si se realiza una intervención precoz con una técnica meticulosa, que permita una reinserción anatómica y evitando sus posibles complicaciones. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Baker BE, Bierwagen D. Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. *J Bone Joint Surg (Am)* 1985; 67-A:414-7.
2. Fischer WR, Shepanek LA. Avulsion of the insertion of the biceps brachii. *J Bone Joint Surg (Am)* 1956; 38-A:158-9.
3. Boyd HB, Anderson LD. A method for reinsertion of the distal biceps brachii tendon. *J Bone Joint Surg (Am)* 1961; 43-A:1041-3.
4. Morrey BF, Askew LJ, An KN, Dobyns JH. Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1985; 67-A:418-21.
5. Guerra-Vélez P, Sanz-Hospital FJ, Cano-Egea J, Escalera-Alonso J, Coello-Nogués A. Reparación quirúrgica por vía anterior de la rotura distal del tendón del bíceps braquial. *Rev Ortop Traumatol* 2008; 52:9-14.
6. Kelly EW, Morrey BF, O'Driscoll SW. Complications of repair of the distal biceps tendon with modified two-incision technique. *J Bone Joint Surg (Am)* 2000; 82-A:1575-81.
7. Moosmayer S, Odinson A, Holm I. Distal biceps tendon rupture operated on with the Boyd-Anderson technique. *Acta Orthop Scand* 2000; 71:399-402.
8. Failla JM, Amadio PC, Morrey BF, Beckenbaugh RD. Proximal radioulnar synostosis after repair of distal biceps brachii rupture by the two-incision technique. Report of four cases. *Clin Orthop Rel Res* 1990; 253:133-6.
9. Katzman BM, Caligiuri DA, Klein DM, Gorup JM. Delayed onset of posterior interosseous nerve palsy after distal biceps tendon repair. *J Shoulder Elbow Surg* 1997; 6:393-5.
10. Carità E, Cassini M, Ricci M, corain M, Donadelli A, Cugola L. Reinsertion of the distal head of the biceps using mini-anchors and the anterior access: a retrospective study. *Musculoskelet Surg* 2009; 93:21-5.
11. Jobin CM, Kippe MA, Gardner TR, Levine WN, Ahmad CS. Distal biceps tendon repair: a cadaveric analysis of suture anchor and interference screw restoration of the anatomic footprint. *Am J Sports Med* 2009; 37:2214-21.
12. Montiel-Giménez A, Granell-Escobar F, Gallardo-Villares S. Resultados del tratamiento quirúrgico de las roturas del tendón distal del bíceps braquial con técnicas de una y dos incisiones. *Rev Ortop Traumatol* 2009; 53:198-204.
13. Sigmundsson FG, Olafsson AH, Ingvarsson T. Repair of distal biceps brachii tendon ruptures: Long term retrospective follow-up for two-incision technique. *Laeknablladid* 2009; 95:19-24.
14. Links AC, Graunke KS, Wahl Ch, Green III JR, Matsen III FA. Pronation can increase the pressure on the posterior interosseous nerve under the arcade of Frohse: a possible mechanism of palsy after two-incision repair for distal biceps rupture – clinical experience and a cadaveric investigation. *J Shoulder Elbow Surg* 2009; 18:64-8.
15. Proubasta-Renart I. Fracturas de la cabeza y cuello radiales del adulto. Barcelona: P. Permanyer; 2010.
16. Karunakar MA, Cha P, Stern PJ. Distal biceps ruptures. A followup of Boyd and Anderson repair. *Clin Orthop Relat Res* 1999; 363:100-7.
17. Behounek J, Hrubina M, Skoták M, Krumpl O, Zahálka M, Dvorák J, et al. Evaluation of surgical repair of distal biceps tendon ruptures. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2009; 76:47-53.
18. Cil A, Merten S, Steinmann SP. Immediate active range of motion after modified 2-incision repair in acute distal biceps tendon rupture. *Am J Sports Med* 2009; 37:130-5.
19. Spencer EE, Tisdale A, Kostka K, Ivy RE. Is therapy necessary after distal biceps tendon repair? *Hand* 2008; 3:316-9.

Conflictivo de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Rotura de la unión musculotendinosa distal del bíceps. A propósito de dos casos

Distal biceps musculotendinous rupture. Report of two cases

López-Zabala I, Muñoz-Mahamud E, Ballesteros J, Fernández-Valencia JA

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Clínic. Universitat de Barcelona.

Resumen

La rotura de la unión músculo-tendinosa distal del bíceps es infrecuente. Presentamos dos pacientes con una rotura de la unión músculo-tendinosa distal del bíceps. El primer paciente jugaba en posición de portero en un equipo de fútbol y presentó un dolor al lanzar la pelota con su brazo izquierdo. El segundo paciente presentó un dolor de inicio súbito en el codo izquierdo mientras levantaba un peso. El mecanismo coincide, una elevación glenohumeral con el codo extendido y el antebrazo supinado.

Ninguno de los pacientes presentados fueron intervenidos ni tampoco realizaron rehabilitación. A los seis meses de la rotura obtuvieron una puntuación de 100 con el Mayo Elbow Performance Score. En estos casos está indicado el tratamiento conservador con buenos resultados funcionales.

Palabras clave:

Bíceps, tendón, codo, avulsión.

Abstract

Musculotendinous ruptures of the distal biceps are extremely rare and have similar clinical presentation. We present two patients presenting a distal biceps musculotendinous rupture (MTR). The first patient was the go-alkeeper in a soccer team, and experienced a sudden pain while throwing the ball with his left arm. The second patient experienced a sudden pain when he was lifting a weight with his right arm. The mechanism is common in both cases, glenohumeral elevation with the elbow extended and the forearm in supination.

These patients, who did not undergo surgical repair neither rehabilitation, obtained a score of 100 according to the Mayo Clinic Performance Index for the Elbow at 6 months follow-up. The conservative treatment is indicated with good functional results.

Key words:

Biceps, tendon, elbow, avulsion.

Introducción

Las roturas de la unión músculo-tendinosa son frecuentes en deportistas [1,2,3] aunque, en concreto, la del músculo bíceps braquial distales es muy rara y existen escasas referencias en la literatura [4]. Por el contrario, la avulsión del bíceps distal de la tuberosidad radial es una lesión frecuente [5,6,7,8,9] que puede ser confundida con una rotura músculo-tendinosa [4]. El objetivo de este trabajo es el de pre-

sentar dos casos clínicos de rotura músculo-tendinosa del bíceps braquial distal, el tratamiento aplicado y efectuar una revisión de la literatura.

Caso 1

Paciente de sexo masculino, de 51 años de edad, sin comorbilidades relevantes asociadas. Consultó por dolor agudo en el brazo izquierdo en abril de 2007. Explicaba que mientras lanzaba un balón con la mano izquierda jugando en la posición de portero de fútbol, notó un dolor intenso que no cedió. En la exploración física presentó dolor a la movilización del codo, con dolor a la palpación anterior y distal del brazo, sin asociar pérdida de fuerza distal ni alteraciones sensitivas. Los pulsos distales radial y cubital se

Correspondencia

I. López Zabala

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.

Hospital Clínic Universitat de Barcelona. C/ Villarroel 170. 08036 Barcelona
lopez.ibon@gmail.com

encontraron conservados. Se realizó un estudio ecográfico que constató la rotura del músculo bíceps en su unión miotendinosa distal, con preservación del tendón (Figura 1). Se inmovilizó la extremidad con cabestrillo y se pautó tratamiento analgésico oral, permitiendo movilizaciones activas asistidas cada día del codo. Se retiró el cabestrillo a las 3 semanas, permitiendo movilizaciones activas. No se realizó rehabilitación y el paciente se reincorporó a sus actividades laborales y deportivas previas.

A los seis meses presentaba flexo-extensión y prono-supinación completa (Figura 2), y a pesar de referir una ligera disminución de fuerza respecto a su situación previa a la lesión, no encontró dificultades para realizar las actividades de su vida diaria y deportiva, con puntuación de 100 puntos sobre 100 de acuerdo con el Mayo Elbow Performance Score (MEPS).

I Caso 2

Paciente de sexo masculino, de 48 años de edad, sin comorbilidades relevantes asociadas que presentó un dolor

intenso y súbito en el brazo derecho mientras levantaba un peso en noviembre de 2007. En la exploración física el paciente presentó una pérdida de la silueta del bíceps braquial en reposo, con dolor a palpación en la parte anterior y distal del antebrazo, siendo incapaz de realizar supinación, sin asociar alteraciones neurológicas ni vasculares.

Se realizó una resonancia magnética (RM), que constató la presencia de la rotura parcial del músculo bíceps en su unión miotendinosa distal, con preservación del tendón (Figura 3). Se inmovilizó la extremidad mediante el uso de cabestrillo. Se pautó tratamiento analgésico oral, permitiendo movilizaciones activas asistidas cada día del codo. Se retiró el cabestrillo a las 3 semanas, permitiendo movilizaciones activas. No se realizó rehabilitación y el paciente se reincorporó a sus actividades de forma progresiva.

A los seis meses de seguimiento presentaba flexo-extensión y pronosupinación completas (Figura 4). Refería sensación de disminución de fuerza respecto a la situación previa a la lesión pero no existían dificultades para realizar actividades de vida diaria, y volvía a practicar el golf sin di-



Fig. 1. a) aspecto clínico y b) ecográfico de la rotura de la unión miotendinosa del músculo bíceps braquial (caso 1).



Fig. 2. Resultado funcional a los 6 meses de evolución con flexo-extensión completa del codo.



Fig. 3. a) Aspecto clínico y b) resonancia magnética de la rotura de la unión miotendinosa del músculo bíceps braquial (caso 2).



Fig. 4. Aspecto a los 6 meses de evolución (caso 2) con flexo-extensión completa del codo.

ficultades. La valoración mediante MEPS sumó un valor de 100 puntos sobre 100.

I Discusión

Las lesiones del tendón distal del bíceps, son infrecuentes y se trata de una avulsión de la inserción del tendón en la tuberosidad bicipital del radio. Si bien el diagnóstico y tratamiento de esta última entidad ha sido ampliamente estudiado, el diagnóstico y tratamiento de la rotura de la unión músculo-tendinosa han estado escasamente descrito en la literatura [4].

La única serie que hemos encontrado corresponde a Schamblin y Safran [4] con 6 casos. Según Morrey [5], se trata de una lesión que tiene predilección por personas con encefalopatía. Esta observación no se ha descrito en ninguno de los casos de la serie de Schamblin y Safran [4] quienes, sin embargo, describen que en tres de los seis casos existía un antecedente de levantamiento de pesos de forma recreacional. En nuestros dos casos tampoco encontramos

antecedente de encefalopatía y sí un mecanismo de elevación gleno-humeral con extensión de codo y supinación de antebrazo [5].

Schamblin y Safran [4] presentaron resultados buenos y excelentes a los tres años de seguimiento sin realizar tratamiento quirúrgico (5 casos puntuaron 100 y uno puntuó 85 en MEPS). Los autores remarcan que no se trata de «no hacer nada» sino que el paciente debe realizar una fisioterapia dirigida para obtener una recuperación funcional satisfactoria. En los dos casos que presentamos, ambos con una edad próxima a los 50 años de edad que seguían haciendo deporte, no se realizó fisioterapia dirigida y ambos estuvieron satisfechos con el resultado. Como conclusión, podemos esperar un buen resultado funcional en las roturas de la unión miotendinosa distal del bíceps sin realizar tratamiento quirúrgico. Sin embargo, son necesarios más estudios para conocer mejor la epidemiología y etiopatogenia de este tipo de lesiones y determinar el tratamiento de elección. |

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Garrett WE Jr. Muscle strain injuries. Am J Sports Med 1996; 24(6 Suppl):2-8.
2. De Smet AA, Best TM. MR imaging of the distribution and location of acute hamstring injuries in athletes. Am J Roentgenol 2000; 174:393-9.
3. Cohen S, Bradley J. Acute proximal hamstring rupture. J Am Acad Orthop Surg 2007; 15:350-5.
4. Schamblin ML, Safran MR. Injury of the distal biceps at the musculotendinous junction. Shoulder Elbow Surg 2007; 16:208-12.
5. Morrey BF. The elbow and its disorders. Philadelphia: Saunders; 2000.
6. Steindler D. Traumatic deformities of the upper extremities. Springfield, Ill. Charles C Thomas, 1946.
7. Carmichael KD, Foster L, Kearney JP. Biceps muscle rupture in a water skier. Orthopaedics 2005; 28: 35-7.
8. Klonz A, Loitz D, Reilmann H. Proximal and distal ruptures of the biceps brachii tendon. Unfallchirurg 2003; 106:755-63.
9. Alanis LM, Zamora PM, Cruz A. Ruptura distal del tendón del bíceps. Reporte de un caso. Acta Ortop Mex 2009; 23:228-31.

Conflictos de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Tratamiento mínimamente invasivo de las pseudoartrosis de la diáfisis del húmero

Minimally invasive treatment of humeral shaft nonunions

Vilaça Jr. PR, Uezumi MK

Hospital Nossa Senhora do Pari, São Paulo, Brasil

Resumen

Objetivo: Presentar una técnica quirúrgica poco agresiva para el tratamiento de la pseudoartrosis de la diáfisis del húmero.

Pacientes y metodología: Doce pacientes, 4 mujeres y 8 hombres, con pseudoartrosis diafisaria del húmero. El criterio de consolidación fue clínico con la ausencia de dolor y movilidad y radiográfico con la presencia de, por lo menos, 3 corticales consolidadas.

Resultados: Se obtuvo consolidación ósea en todos los pacientes.

Conclusiones: El tratamiento mínimamente invasivo de las pseudartrosis diafisarias del húmero se mostró como una adecuada forma de tratamiento.

Palabras clave:

Pseudoartrosis, mínimamente invasiva, fractura del húmero, MIPO.

Abstract

Objetive: The present study introduces a first-time surgical technique in medical literature for treating humeral diaphyseal nonunion.

Patients and methodology: a prospective study reports 12 cases (4 women and 8 men) in which humeral diaphyseal nonunion underwent fixation using a minimally invasive technique. The mean time interval from injury to surgery for non-union was 9.5 months. Patients were instructed in the immediate postoperative period to make use of the limb in their daily activities.

Results: Healing occurred in all cases at a mean follow-up of 12 months. The mean time for union was 2 months. No infection, nonunion or nerve lesion was noted.

Conclusions: It is demonstrated that the bridge-plate technique for the treatment of humeral shaft non-unions presents satisfactory results with regards to bone healing and functional capacity.

Key words:

Nonunion, minimally invasive, humerus fracture, MIPO.

I Introducción

Las fracturas del húmero presentan una distribución bimodal de edad, con picos de ocurrencias en las terceras y séptimas décadas de la vida, con una incidencia creciente, alrededor del 5% de todas las fracturas [1][2]. Aunque se conocen mucho mejor y se dispone de nuevas técnicas de tratamiento, se han señalado índices de no consolidación o

pseudoartrosis que alcanzan el 17% [2]. La pseudoartrosis de las fracturas del húmero puede asociarse a limitaciones funcionales por acortamiento, desviaciones angulares, rigidez articular y atrofias musculares y su tratamiento constituye un reto debido a las condiciones previas de la cirugía y a las dificultades relacionadas a la operación, además del alto costo de su tratamiento [3]. No existe un consenso sobre el mejor método de tratamiento de las pseudoartrosis ya que el potencial de consolidación ósea está alterado por inestabilidad en los tipos hipertróficos o por inestabilidad y falta de estímulo biológico en los tipos atróficos y siempre precisan de algún tipo de intervención [4]. Hemos aplicado

Correspondencia

P. R. Vilaça Júnior
Rua Correia de Lemos, 543. 04140-000 São Paulo – SP – Brasil
prvjbr@ig.com.br

una técnica poco invasiva para tratar los defectos de consolidación en este tipo de fracturas para causar una lesión menor en los tejidos blandos, preservar la vascularización y rehabilitar inmediatamente el miembro operado.

I Pacientes y metodología

Intervenimos a doce pacientes, 4 mujeres y 8 hombres, con diagnóstico de pseudoartrosis diafisaria del húmero, en el período de julio de 2008 a junio de 2009. La edad promedio de los pacientes fue de 50 años (de 24 a 85 años) con un tiempo promedio de pseudartrosis de 9 meses (de 6 a 12 meses). Seis pacientes habían sido previamente operados tras el trauma inicial. De estos, ya se había intervenido de nuevo a dos pacientes diagnosticados de pseudoartrosis con placas y tornillos e injerto óseo autólogo sin éxito. Consideramos como pseudoartrosis la falta de consolidación ósea por lo menos 6 meses después de la fractura [1][5][6] y se clasificaron los tipos de pseudoartrosis radiológicamente entre atróficas e hipertróficas [7].

Técnica quirúrgica

Se colocó el paciente en decúbito dorsal con el miembro apoyado en la mesa auxiliar. Se realizó la vía de acceso distal, con una incisión longitudinal de 4 cm en la cara antero-lateral del brazo, visualizando el espacio entre el m. bíceps braquial y el m. braquial anterior. El músculo braquial se dividió longitudinalmente para exponer la cara anterior del húmero. Se efectuó el acceso proximal mediante una incisión longitudinal de 4 cm, entre el borde medial del m. deltoides y el borde lateral del m. bíceps. Se pasó una placa



Fig. 2. Pseudoartrosis hipertrófica. Vías de accesos anteriores. No fue necesaria una vía extra para abordar el foco.

DCP de 4,5 en un puente submuscular al músculo braquial en la cara anterior del húmero. En dos pacientes, debido a la mala calidad ósea, se utilizaron placas del tipo LCP y fijaciones con tornillos de bloqueos. En los casos de pseudoartrosis atrófica (9 pacientes) se hizo un pequeño acceso anterior para limpieza, remoción de interposiciones e injerto óseo autólogo de ilíaco en el foco de la pseudoartrosis (Figura 1), se colocó un injerto de hueso esponjoso en el foco de las pequeñas incisiones óseas e injerto tricortical, estructurando en las demás que no fue necesario fijarlo ni tampoco efectuar una incisión auxiliar en los casos de pseudoartrosis hipertrófica (Figura 2). Se hicieron fijaciones desde anterior hasta posterior, con 2 ó 3 tornillos corticales o de bloqueos, dependiendo de la calidad ósea en cada fragmento. En ningún caso fue necesario aislar al nervio radial, y se optó por una disección directa sobre el foco de pseudartrosis; en los casos previamente operados, fijados, se optó por no retirar los materiales de síntesis utilizados (Figura 3) (Figura 4).

En el posoperatorio inmediato, se orientó a los pacientes a utilizar el miembro en sus actividades rutinarias, evitando solamente el esfuerzo físico, y a usar cabestrillo en caso de que sintiesen dolor durante los primeros días (Figura 5). Las evaluaciones clínicas y radiográficas se hicieron a las 2 y 6 semanas y, posteriormente, a los 3, 6 y 12 meses después de la cirugía, con las evaluaciones funcionales de la Mayo Elbow Performance Index para el codo y el baremo de UCLA para el hombro. El criterio de consolidación fue clínico con la ausencia de dolor y movilidad y radiográfico con la presencia de, por lo menos, 3 corticales consolidadas.



Fig. 1. Paciente con pseudoartrosis atrófica en hueso de mala calidad. Fijación con placa y tornillos de bloqueos. Consolidación con exuberante formación ósea a las 6 semanas.

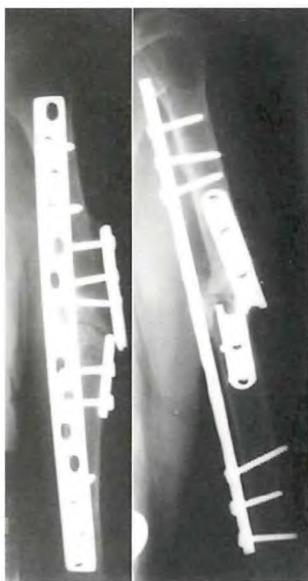


Fig. 3. Pseudoartrosis después operar una fractura con placa lateral. Fijación mínimamente invasiva en puente e injerto del foco sin abordar la previa fijación. Consolidación en 6 semanas.



Fig. 5. Cicatrices en el postoperatorio inmediato. Paciente sin castrillo y sin limitar la movilidad del brazo.

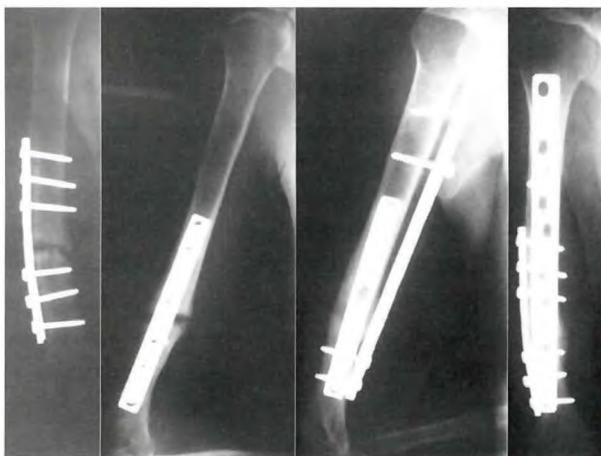


Fig. 4. Paciente operado previamente dos veces. Fijación mínimamente invasiva con injerto del foco y sin retirar la osteosíntesis anterior. Consolidación en 6 semanas.



Fig. 6. Pseudoartrosis hipertrófica. Consolidación en 6 semanas.

Resultados

Se obtuvo consolidación ósea en todos los pacientes; con 6 semanas, en 10 pacientes, 2 meses, en 1 paciente, y 3 meses en otro (Figura 6). No hubo ningún caso de infección posoperatoria, ni se produjo ningún caso de lesión nerviosa.

Se presentan los resultados funcionales en la Tabla 1 y Tabla 2. A los 3 meses, 5 pacientes estaban asintomáticos, con la función normal del miembro operado. Hubo solamente síntomas menores en el sitio donador del injerto óseo en 4 pacientes y todos los pacientes obtuvieron el alta al día siguiente de la cirugía.

La función del codo fue buena o muy buena en todos los pacientes; cinco pacientes tuvieron óptimas funciones para los hombros, 4 con buena función y 2 fueron calificados como regular y uno como mala por presentar una consolidación viciosa previa del húmero proximal.

Discusión

La fijación en puente de las fracturas diafisarias presenta buenos resultados y su uso está cada vez más di-

Tabla 1. Datos antes de la operación

Paciente	Edad (años)/ sexo	Tipo	Tratamiento anterior	Duración pseudoartrosis (meses)	Motivo
1	54/H	hipertrófica	conservador	9	inestabilidad
2	62/H	atrófica	placa	12	inestabilidad
3	54/H	atrófica	placa	14	inestabilidad
4	35/H	atrófica	clavo endomedular	6	dolor
5	29/H	atrófica	placa	24	dolor
6	68/M	atrófica	conservador	6	dolor + inestabilidad
7	26/H	atrófica	clavo endomedular + placa	12	dolor + inestabilidad
8	85/M	atrófica	conservador	12	dolor + inestabilidad
9	24/M	hipertrófica	clavo endomedular	6	dolor
10	36/H	atrófica	conservador	6	dolor
11	71/H	hipertrófica	conservador	12	dolor + inestabilidad
12	73/M	atrófica	conservador	12	inestabilidad

Tabla 2. Datos post-operatorio

Paciente	Tiempo de consolidación (semanas)	Función codo	Función hombro	Dolor
1	6	muy buena	óptima	No
2	6	muy buena	óptima	No
3	8	bueno	regular	dolor en cresta ilíaca
4	12	muy buena	regular	No
5	6	muy buena	óptima	dolor en cresta ilíaca
6	6	bueno	bueno	dolor en cresta ilíaca
7	6	muy buena	óptima	No
8	6	bueno	mala	No
9	6	muy buena	óptima	No
10	6	muy buena	óptima	No
11	6	bueno	bueno	No
12	6	bueno	bueno	dolor en cresta ilíaca

fundido, al ser una técnica quirúrgica mínimamente invasiva. Su objetivo es el mantenimiento de la alineación ósea mediante reducción indirecta sin abrir el foco de fractura, lo que preserva la vascularización local y confiere menor agresión operatoria a los tejidos blandos, sustituyendo la estabilidad absoluta por la relativa y esti-

mular de este modo la formación ósea. Se han demostrado las ventajas de las placas puente en las fracturas de diferentes segmentos, como el fémur y la tibia, pero pocos trabajos han abordado su uso en el húmero [8][9], no existiendo ninguna descripción para el uso en pseudarthrosis del húmero.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio aplicados a las pseudartrosis de húmero facilitan la cirugía. El tiempo quirúrgico en relación con la técnica convencional disminuyó, el sangrado fue mínimo y no tuvimos lesiones nerviosas de cualquier naturaleza. Los pacientes permanecieron internados en el hospital solamente un día y al ser una técnica mínimamente invasiva, las complicaciones estaban disminuidas frente a otros trabajos de la literatura con técnicas abiertas [10-12]. También los resultados funcionales fueron satisfactorios sin rigidez articular del codo, con una función adecuada del hombro y rápida consolidación ósea que posibilitan una rehabilitación inmediata.

El pasado y la fijación en puente de la placa dio estabilidad suficiente para proporcionar la consolidación, y el injerto óseo suministró el necesario aporte biológico en los casos de pseudoartrosis atrófica. Demostrando una capacidad biológica de consolidación de la diáfisis del húmero, que se logra mediante la técnica de la placa puente, en la que no es necesario el uso de estabilidad absoluta ni de compresión focal, lo que contradice algún trabajo previo [13]. Segonds et al [12] afirman que la falta de compresión en el foco o un número insuficiente de tornillos son los principales responsables de las pseudartrosis. En el presente trabajo hemos visto que no es necesario ningún tipo de compresión en el foco ni tampoco una estabilidad absoluta. Además, como no se precisan grandes disecciones, la vascularización local se encuentra preservada. Con la asociación del estímulo biológico promovido por el injerto óseo y la estabilidad mecánica suficientemente conferida por la placa, se reúnen todos los elementos necesarios para el éxito del procedimiento [14]. Siguiendo el principio de ser lo menos invasivo posible [11][14-16] optamos por no retirar los materiales de síntesis en los pacientes previamente operados con placas y tornillos. Solamente en uno de los casos, en el cual la parte proximal del asta causaba dolor al paciente debido a la migración, se optó por su extracción.

El uso de la conformación de la placa en onda [4] facilita la fijación en los casos en que existe callo óseo exuberante en la faz anterior del húmero. Tal dificultad, encontrada en el caso de pseudartrosis hipertrófica, no impidió el pasado ni la fijación de la placa sin la necesidad de moldeo. Los resultados obtenidos confirman que para obtener la consolidación hay que utilizar técnicas cuidadosas, biológicas y mecánicamente adecuadas [4]. Pero no se recomienda la presente técnica en casos con una infección activa por el impedimento del uso de material de síntesis y de injerto óseo. Tampoco se recomienda su uso en grandes defectos óseos por la limitación de la disponibilidad del injerto.

Sin embargo, son necesarios nuevos estudios comparativos con un número mayor de pacientes a fin de que se puedan identificar las limitaciones de la técnica y definir si se aplica a los casos más graves y encontrar posibles alternativas para el uso del injerto óseo autólogo que causó dolor en el sitio de la remoción en algunos pacientes aunque el tratamiento mínimamente invasivo de las pseudartrosis diafisarias del húmero, al facilitar la inmediata movilidad del miembro operado y obtener una consolidación ósea rápida y eficaz se mostró como una adecuada forma de tratamiento. I

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Jupiter J, von Deck M. Ununited humeral diaphyses. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7:644-53.
2. Broadbent MR, Will E, McQueen MM. Prediction of outcome after humeral diaphyseal fracture. *Injury* 2009; 41:572-7.
3. Wiese A, Pape HC. Bone defects caused by high-energy injuries, bone loss, infected non-unions and nonunions. *Orthop Clin N Am* 2010; 41:1-4.
4. Ring D, Jupiter JB, Quintero J, Sanders RA, Marti RK. Atrophic ununited diaphyseal fractures of the humerus with a bony defect treatment by wave-plate osteosynthesis. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82-B:867-71.
5. Calori GM, Albisetti W, Agus A, Iori S, Tagliabue L. Risk factors contributing to fracture non-unions. *Injury* 2007; 38(suppl):11-8.
6. Frölke JP, Patka P. Definition and classification of fracture non-unions. *Injury* 2007; 38(suppl):19-22.
7. Filho GRM, Filho LAM, Pitanga B. Surgical treatment for nonunion of the humerus shaft. *Rev Brasil Ortop* 2003; 8:21-30.
8. Livani B, Belangero WD. Bridging plate osteosynthesis of humeral shaft fractures. *Injury* 2004; 35:587-95.
9. Zhiquan A, Bingfang Z, Yeming W, Chi Z. Minimally invasive plating osteosynthesis (MIPO) of middle and distal third humeral shaft fractures. *J Orthop Trauma*. 2007; 21:628-33.
10. King AR, Moran SL, Steinmann SP. Humeral nonunion. *Hand Clin* 2007; 23:449-56.
11. Marti RK, Verheyen CCPM, Besselaar PP. Humeral shaft nonunion: evaluation of uniform surgical repair in fifty-one patients *J Orthop Trauma* 2002; 16:108-15.
12. Segonds JM, Alnot JY, Masmejean E. Pseudarthroses et retards de consolidation aseptiques de la diaphyse humérale. *Rev Chir Orthop* 2003; 89:107-14.

13. Hierholzer C, Sama D, Toro JB, Peterson M, Helfet DL. Plate fixation of ununited humeral shaft fractures: effect of type of bone graft on healing. *J Bone Joint Surg (Am)* 2006; 88-A:1442-7.
14. Pugh DMW, McKee MD. Advances in the management of the humeral nonunion. *J Am Acad Orthop Surg* 2003; 11:48-59.
15. Gerber A, Marti R, Jupiter J. Surgical management of diaphyseal humeral nonunion after intramedullary nailing: wave-plate fixation and autologous bone grafting without nail removal. *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12:309-13.
16. Ring D, Barrick WT, Jupiter JB. Recalcitrant non-union. *Clin Orthop Rel Res* 1997; 340:181-9.

Conflictos de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Diseño y desarrollo de un modelo experimental para estudios biomecánicos de fracturas tipo B de Tile del anillo pélvico

Design and development of an experimental model for biomechanical studies of Tile type B1 fracture of the pelvic ring

Serrano Escalante FJ¹, Giráldez Sánchez MA¹, Cano Luis P¹, García Rodríguez J², Navarro Robles A², Carranza Bencano A¹

¹ Departamento de Traumatología y Cirugía Ortopédica, Hospital Universitario Virgen del Rocío. ² Departamento de Ingeniería Mecánica. Escuela Superior Ingenieros, Sevilla.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Diseñar un modelo estandarizado y reproducible para la realización de ensayos biomecánicos de fracturas tipo B1 de Tile del anillo pélvico.

Metodología: Establecida en dos fases. Fase 1, determinación de requerimientos fundamentales del sistema. Fase 2, diseño, testado y elección de las piezas del modelo experimental. Se empleó una máquina universal de ensayos (MTS- 810), programas de diseño gráfico (Solid Edge Academic), fantomas, rail de carga deslizante y materiales industriales de Fabricación del Sistema de Fijación.

Resultados: Se obtuvo un modelo constituido por dos sistemas de anclaje, superior e inferior, que permiten articular la pelvis a la máquina de ensayo tanto proximalmente, a través del sacro y L5, como a nivel distal con ambos fémures. El sistema permitió fijación adecuada de especímenes a máquina de ensayo, mantener la estética postural de bipedestación a la carga y reproductibilidad de lesión B1 de Tile.

Conclusión: Es posible diseñar y fabricar un sistema estandarizado de fijación de pelvis humanas a una máquina de análisis de materiales para el estudio biomecánico de las fracturas tipo B1 de Tile del anillo pélvico.

Palabras clave:

Pélvis, fracturas pélvicas, ensayos biomecánicos, diseño experimental.

Abstract

Objetive: The aim of the study is to design a standardized and reproducible procedure for biomechanical testing of Tile B1 fractures of the pelvic ring.

Methodology: The methodology for this study was divided in two phases. In the first phase, the requirements to be covered by the system were determined, and in the second one experimental model pieces were designed and chosen. An Universal Testing Machine (MTS-810), Graphic Design Plans Program Software (Solid Edge Academic), Fantomas, Bearing, Sliding Rail and Manufacturing Material Fixing System were used.

Results: A specific loading biomechanic system has been created, consisting on an upper and a lower anchor, which allows pelvis ring fix to the test machine both proximally through the sacrum and the last lumbar vertebra, and in terms of both femurs to the database of the testing machine. The procedure make a correct bone fixation, place the pelvis in a stand position, getting to align the upper and lower anterior iliac spines in the same plane and reproduce Tile B1 fracture.

Conclusion: It is possible to design and manufacture a simple standard system for determining human pelvis to a testing machine for biomechanical studies of Tile type B1 pelvic ring fractures.

Keywords:

Pelvis, pelvic fracture, biomechanic trials, experimental design

Correspondencia

F.J. Serrano Escalante
Esperanza de Triana, 15, 5ºB. 41010 Sevilla.
doctoresca@hotmail.com

I Introducción

Son pocos los trabajos biomecánicos publicados que analizan las fracturas pélvicas con inestabilidad horizontal de forma específica. La reproducción de sus sistemas de fijación es difícil, al no estar definidos y descritos de una forma exhaustiva. Los grupos de investigación con interés en la patología pélvica precisan del desarrollo de procedimientos propios e individuales que permitan el estudio de un modelo biomecánico específico.

Las fracturas de pelvis tienen un especial significado para el traumatólogo, debido a que son generadas por traumatismos de alta energía y con frecuencia se asocian a lesiones en otros órganos y sistemas. Estas fracturas, por sí mismas, son causa importante de morbilidad y mortalidad por sangrado. Se han desarrollado estudios biomecánicos [1-5] sobre pelvis de cadáver humano en los que se emplean sistemas de fijación muy heterogéneos, y en muchas ocasiones la información es incompleta o sesgada en algún aspecto, lo que compromete la reproductibilidad de dichos estudios. Tanto las características del espécimen empleado (hueso fresco, embalsamado) como las del sistema de fijación varían en función del estudio. Se describen sistemas de fijación con apoyos mono o bipodal, así como fijación a través de sacro, vértebra lumbar, ilíaco o tuberosidades isquiáticas. El método de fijación del espécimen también varía. En ocasiones se usa resina, o bien tornillos o barras para proporcionar estabilidad al conjunto una vez conectada con la máquina de ensayos de materiales. Con el desarrollo de un sistema de fijación propio se pretende definir las bases de un modelo biomecánico sobre el cual puedan ser realizados futuros proyectos de investigación biomecánicos sobre pelvis de cadáver humano. A su vez, se aplicaría dicho modelo sobre un patrón lesional de fractura de pelvis (fractura tipo B1 de Tile) que ha sido poco estudiado en la bibliografía [5].

I Diseño y metodología

La metodología seguida para el estudio se dividió en dos fases.

Primera Etapa. Determinación de las Necesidades del Modelo

El proyecto requirió la identificación inicial de necesidades fundamentales del modelo. Se estimó que el sistema debía anclar de forma estable el espécimen, y no modificar la estática del espécimen durante la carga. Así mismo, se consideró necesario que dichas estructuras permitieran la reproducción del mecanismo lesional de las fracturas con inestabilidad rotacional. Por tanto, fue preciso obtener instrumentos que permitieran:

- La adaptación del hueso a la máquina de ensayos. Correcta unión entre el hueso (fantomas de pelvis y fémures), el acero del sistema de anclaje y la máquina de ensayos.
- El control de angulaciones y deformidad de la pelvis al aplicar carga en la máquina servohidráulica.
- Los desplazamientos laterales de ambos fémures al aplicar carga axial.
- La corrección de defectos óseos, ante la posibilidad de asimetrías entre las longitudes de los fémures de los especímenes a estudio.

Segunda Etapa. Diseño del Modelo Experimental (Anclajes y Sistemas Anexos)

Diseño de los planos de las piezas de anclaje y transmisión de carga para la elaboración sistematizada de las mismas. Elección de material anexo necesario para cumplir los objetivos determinados. Fabricación de los prototipos de los sistemas de anclaje, montaje con piezas suplementarias, anclaje a fantomas e inclusión en el banco de pruebas y, finalmente, realización de testado secuenciado de cada pieza. Modificación en los casos que se precise y nueva evaluación.

La máquina universal de ensayo empleada en el proyecto (MTS-810) es una prensa hidráulica con la que es posible someter materiales a ensayos de tracción y compresión para medir sus propiedades. Esta máquina es ampliamente utilizada en la caracterización de nuevos materiales. Del mismo modo, fueron necesarios una serie de elementos mecánicos específicos para generar el sistema. Permite hacer ensayos midiendo durante el proceso la deformación y las diferentes cargas que se puedan aplicar en el material o elemento a ensayar. Este dispositivo trabaja completamente automatizado mediante un *software* que gestiona cada una de las funciones realizable con el equipo. Los diseños de los dispositivos de anclaje del hueso a la máquina de ensayo han sido realizados con el programa de diseño avanzado Solid Edge Academic ®. Es un *software* de parametrizado de piezas en 3D que permite el modelado de piezas de distintos materiales, doblado de chapas, ensamblaje de conjuntos, soldadura y funciones de dibujo en plano. Los modelos anatómicos empleados son pelvis artificiales denominadas fantomas que están construidas según parámetros anatómicos humanos y pretenden simular la morfología, consistencia y características mecánicas de la pelvis humana. Están formados por una cubierta rígida de resina que remeda la superficie cortical del hueso biológico lleno por espuma menos rígida que simula al hueso esponjoso trabecular. Estos modelos pueden cortarse y taladrarse de forma más sencilla que otros consti-

tuidos únicamente por hueso cortical artificial. Proporcionan una base uniforme de especímenes con propiedades físicas parecidas al hueso humano. Del mismo modo, fueron necesarios una serie de elementos mecánicos específicos para generar el sistema. Un rodamiento que es un elemento mecánico que reduce la fricción entre un eje y las piezas conectadas a éste, sirve de apoyo y facilita su desplazamiento. Y por último, un tren de deslizamiento, un sistema de recirculación de rodillos capaz de soportar cargas elevadas. Sus características fundamentales son su alta capacidad de carga y su rigidez. Absorbe fuerzas en todas las direcciones, excepto en la dirección del movimiento y momentos alrededor de todos los ejes. El carro y la guía están ajustados entre sí como un sistema estándar con una tolerancia muy reducida a la precarga. Los rodillos cilíndricos están dispuestos en X y soportan fuerzas de compresión, de tracción y fuerzas laterales. Este dispositivo cuenta con un sistema de rigidez graduable que hace posible determinar qué rozamiento se desea, desde el bloqueo total hasta la liberación completa.

I Resultados

El sistema de fijación de la pelvis a la máquina de ensayo que se adoptó, se diseñó teniendo en cuenta consideraciones mecánicas, económicas y estéticas. La carga axial que se genera en la pelvis de un individuo se produce a través de la columna vertebral, que finaliza en el sacro. El sacro a través de los huesos ilíacos transmite los esfuerzos a las extremidades inferiores. Fue necesario articular la pelvis a la máquina de ensayo tanto proximalmente (a través del sacro y de la última vértebra lumbar), como a nivel distal (ambos fémures) asegurando una posición de la pelvis similar a la bipedestación. Los fémures fueron conectados a la base de la máquina de ensayos formando el ángulo adecuado con la vertical (10° de valgo y 15° anteversión), consiguiendo alinear las espinas ilíacas antero superiores e inferiores en el mismo plano. Para ello fue diseñado un modelo constituido por un anclaje superior y otro inferior.

A) anclaje superior

Permite la conexión de la máquina de ensayos al hueso sacro y L5 del espécimen. Está compuesto por la (1) pletina, (2) el rodamiento, (3) el vástago, (4) el puente y (5) el vaso.

La pletina constituye el nexo de unión del anclaje superior al espécimen. Se optó por un diseño sencillo y de bajo coste. Se elaboraron diversos prototipos de esta pieza. Inicialmente la pletina fue diseñada con 90° de angulación. Constituida por un brazo vertical con orificios en línea para anclaje de varillas roscadas a nivel del sacro, y un brazo horizontal con dos hileras de orificios para introducir torni-

llos en el cuerpo de L5 y promontorio. Tras fabricación y testado se confirmó que el sistema establecido era rígido y compacto, aunque con la angulación 90° no permitía una correcta colocación de la pelvis en el espacio. Por esta razón, se rediseñó una nueva pletina con angulación a 130° (Prototipo 2), que consiguió mantener alineadas las espinas ilíacas anterosuperior e inferior, quedando el brazo horizontal en un eje paralelo al suelo. Se observó que los orificios establecidos en el brazo largo de la pletina dificultaban el anclaje de las varillas al interferir con las espinosas del sacro. Por ello se diseñaron tres orificios alargados que unificaban los anteriores y permitían escoger el punto de entrada de las varillas. (Prototipo 3) Posteriormente, se diseñó una pieza que desciende desde el rodamiento hacia la pletina que hacía de nexo de unión con ésta, a la que se denominó Puente. Esta pieza debía ser anclada a la pletina de forma reversible para que el material fungible no reutilizable fuera el menor posible para reducir al mínimo los costes del sistema. Para el anclaje del puente se elaboraron muescas laterales en el brazo corto de la pletina (Prototipo 4) para colocación de tornillos con tuerca. Para dar mayor sencillez de manejo y comodidad al sistema, se eliminaron las muescas laterales y se diseñaron en su lugar orificios roscados (Prototipo 5). La maniobrabilidad del montaje mejoró introduciendo unos pequeños agujeros laterales en el brazo largo de la pletina, de forma que la pletina pudiera posicionarse de forma correcta con agujas de Kirschner, sin precisar de colaboradores, quedando en una posición adecuada, e impidiendo que se moviera durante los taladros (Prototipo 6) (Figura 1).

Se probaron distintos tipos cementos industriales para el relleno del espacio entre la región posterior de sacro y la pletina: cemento de PMMA quirúrgico, cementos industriales de fraguado rápido de dos componentes y resinas de dos componentes. Se consideró que una masa rígida en dicha zo-



Fig. 1. Imagen del Prototipo 6 de la Pletina.

na proporcionaría mayor rigidez al sistema, evitando el efecto parabrisas de las varillas al aire y fenómenos de aflojamientos de las tuercas. Todos los cementos empleados conseguían este objetivo, aunque los cementos industriales de dos componentes (Fast-Fix®) y el PMMA, fueron los seleccionados por sus características de manipulación y tiempo de fraguado. Tras evaluar la relación coste-eficacia de los dos tipos de cementos, se eligió al cemento industrial de fraguado rápido como el idóneo para realizar la fijación adicional de la pletina al componente sacro del fantoma.

Proximalmente a este sistema fue necesario utilizar varias piezas, que se describen a continuación.

2. Rodamiento

El sistema debía estar dotado de un dispositivo que permitiera la adaptación del montaje en una posición de bipedestación. Para ello, las espinas ilíacas anterosuperior y anteroinferior deben quedar alineadas en el mismo plano vertical. Se eligió un sistema de rodamiento rígido de bolas que proporcionaba la versatilidad necesaria (Figura 2). Tras angular el sistema hasta la posición deseada, el rodamiento era fijado a través de tornillos quedando el sistema estabilizado con los ejes alineados. De esta forma, se consiguió corregir los errores en el posicionamiento de la pelvis en el plano vertical.

3. Vástago

La unión del rodamiento al puente se realizó a través de un vástago cilíndrico que encajaba en el orificio de la esfera del rodamiento.

4. Puente

La unión del vástago cilíndrico a la pletina planteó varias opciones: Crear pletinas con vástagos soldados, anclar los vástagos a la pletina mediante un orificio-tornillo o emplear un nexo de unión entre ambos. Las piezas pletinas-vástagos podrían encarecer mucho el coste económico del sistema de fijación, ya que serían materiales no reutilizable tras cada prueba. El anclaje de los vástagos a la pletina mediante



Fig. 3. Imágenes de pieza Puente con Vástago.

un orificio-tornillo implicaría una dificultad de anclaje entre las piezas, asociada a estrés biomecánico adicional por unión de tornillo. Se optó por crear un nexo de unión entre el vástago cilíndrico y la pletina. La pieza de unión diseñada se denominó «Puente» (Figura 3). Esta pieza tenía forma de U con el objetivo de evitar problemas de acoplamiento en la zona central, y permitir unión en los extremos a la pletina a través de cuatro ranuras, dos en cada lado, lo que facilitaban el montaje. Disponía de un eje cilíndrico soldado en su parte superior (Vástago) que era fijado internamente al rodamiento. La unión del rodamiento a la máquina de ensayo requirió el diseño de un soporte que tuviera en un lado una base circular con orificios para anclarse al rodamiento, y por otro, un vástago para unirse a la mordaza superior de la máquina de ensayos. A esta pieza se la denominó «Vaso» (Figura 4).

A modo de síntesis, el anclaje proximal del sistema de fijación (Figura 5) quedó formado finalmente por las siguientes piezas: Pletina, Material de Anclaje de la pletina (cemento acrílico, tornillos y varillas roscadas), el Puente, el Vástago, el Rodamiento y el Vaso.

B) Anclaje inferior

El anclaje inferior está compuesto por los siguientes elementos: (1) Bases de los fémures, (2) Resina o material de fijación de los fémures a las bases (3) Sistema carro-perfil (4) Discos, (5) Suplementos y (6) Base de conexión a la máquina.

El diseño de las bases de los fémures debería permitir hacer una fijación rápida del hueso, facilitar el anclaje a la máquina de ensayos, tener capacidad de estabilizar de forma correcta los fémures en una posición adecuada de 15° anteversión y 10° de valgo, y permitir cierto grado de rotación una vez fijados los fémures por si se hubieran producido defectos de rotación durante su anclaje. Para ello se optó por un diseño simple de anclaje femoral donde la sujeción de los fémures se realizaba a través de cilindros que fueron llenados con un material que permitía la fijación entre el hueso y el metal. Este cilindro fue colocado en



Fig. 2. Rodamiento multidireccional bloqueable.



Fig. 4. Imágenes del Vaso.

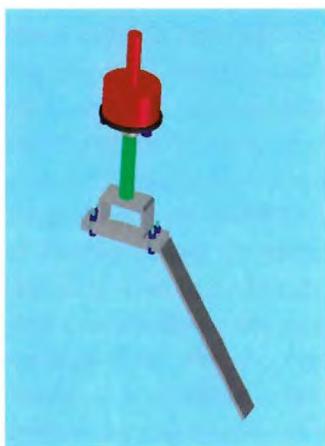


Fig. 5. Esquema Tridimensional del Conjunto Anclaje Superior.

posición vertical y soldado en el centro de una lámina metálica, constituyendo la Base del Fémur. Posteriormente esta lámina metálica fue unida al resto de elementos de anclaje inferior. El primer prototipo fue constituido por un cilindro de 60 mm de diámetro y 100 mm de longitud y una base cuadrangular de 4 mm de grosor y 200 mm de lado. Tras la fabricación del primer prototipo, y su testado con fantoma de fémur y resina de fraguado lento, se comprobó que el sistema permitía un anclaje óptimo del fémur en posición vertical, pero el grosor y tamaño de la pletina de la base era excesivo para permitir su ensamblaje en la máquina de ensayos.

En el prototipo 2 se mantuvieron las dimensiones del cilindro reduciéndose el tamaño y grosor de la base cuadrangular a 2 mm de grosor y 180 mm de lado. Se confirmó la capacitación de equilibrio al incluir el fémur, y la ausencia de problemas de espacio al introducirla en la máquina de ensayos.

Tras realizar estas correcciones, fue necesario plantear nuevos diseños que permitieran la conexión de la Base de los Fémures al resto de elementos del anclaje inferior. En el prototipo 3 se añadieron orificios en la base horizontal, que permitían el paso de los tornillos de anclaje a la pieza inferior. Los orificios se taladraron con una forma curva para

permitir la rotación de las placas, y realizar correcciones angulares en la rotación de los fémures tras su fijación.

La prueba del prototipo 3 mostró que el anclaje con tornillos era óptimo, pero que el tamaño de la base era excesivo, ya que la rotación de las mismas quedaba bloqueada por exceso de contacto. En el Prototipo 4 se redujo el tamaño de la Base a 170 mm, para evitar este contacto. A pesar de ello las pruebas mostraron que las correcciones en rotación seguían siendo mínimas, generando choque entre aristas. Por esta razón se planteó un cambio de diseño de la pletina base, y se optó por un diseño circular (Prototipo 5) (Fig. 6), con lo que solucionó el problema de choque.

Con este prototipo 5 se alcanzó el diseño óptimo para las Bases de los Fémures, que constaba de dos cuerpos. Por un lado un cilindro hueco, en el que se aloja el fémur, y que es posteriormente rellenado con resina. Y por otro una base circular a la que se le practicaron 4 orificios con morfología específica, para permitir girar y desplazar la base del fémur sobre la pieza inferior antes de ser fijado mediante tuercas, consiguiendo colocar el fémur en la posición correcta con respecto a la pelvis.

2. Material de fijación fémur – base de fémur

El anclaje entre el fémur y la base metálica correspondiente fue analizado con dos productos industriales, resina de poliéster y resina epóxica. La resina de poliéster presentó problemas relacionados con el fraguado lento como la fuga del componente a través de poros entre puntos de soldadura y la difícil colocación del fémur en la base sin que se produjeran movimientos aberrantes, que redujeran la calidad de la fijación. La resina epóxica fue seleccionada al presentar menor tiempo de fraguado, mayor viscosidad y mejor aplicabilidad.

El disco es el elemento de enlace entre los carros y las bases de los fémures. Es una pieza circular con 4 orificios pasantes para la fijación del disco al carro con tornillos, y otros 4 orificios roscados para atornillar a ellos sendas va-



Fig. 6. Imagen del prototipo 5 de la Base del Fémur.

rillas roscadas. En estas varillas irían colocadas la base de los fémures, fijadas mediante arandelas y tuercas. Para la corrección de posibles dismetrías entre fémures fueron diseñados unos suplementos que se sitúan entre los discos y el carro. Estos suplementos eran placas metálicas rectangulares de varios grosores con orificios que coincidían con los del disco. Estos dispositivos fueron incluidos debido a la variabilidad en las dimensiones de los fémures de los f臆omas y especímenes de futuros estudios. Diferencias en las longitudes de los fémures antes de su fijación a las bases se podrían corregir cortándolos y dejándolos al mismo nivel. Sin embargo, estas correcciones serían imposibles de realizar si se determinan una vez fijados los fémures.

Fue diseñado un sistema carro-perfil (Figura 7) para permitir la apertura de la sínfisis al ser sometida la pelvis a la carga de ensayo. Se incorporó al montaje un sistema de guiado, que permitía el deslizamiento de dos carros a lo largo de una guía en forma de cola de milano, que restringía el desplazamiento de los mismos a una sola dirección. Mediante la inclusión o no de unos limitadores se consigue variar el coeficiente de rozamiento de las vagonetas y por tanto el grado de apertura.

La pieza base constituía una superficie horizontal rectangular de conexión entre el anclaje inferior y la mordaza de la máquina de ensayos a través de un eje cilíndrico inferior. A lo largo de su eje central presenta cuatro orificios pasantes para su fijación al sistema carro-perfil.

El sistema final de montaje pelvis-máquina ensayo (Figura 8) se realizó con un anclaje superior (Figura 9): Pletina, Material de Anclaje de pletina (cemento acrílico, tornillos y varillas roscadas), Puente con vástago, Rodamiento y Vaso con vástago y un anclaje Inferior (Figura 10) : Bases, Poliuretano, Disco, Suplementos, Sistema Carro-Perfil, y la Base del fémur.

Discusión

Son pocos los estudios biomecánicos orientados al análisis biomecánico de lesiones pélvicas con inestabilidad horizontal. Kim y cols. [6] publicaron un ensayo biomecánico sobre 5 pelvis no embalsamadas de cadáver humano donde compararon la estabilidad de dos métodos de fijación externa en las fracturas de pelvis Tile B1 y C. Se comparó un montaje supracetabular con un montaje anterosuperior a nivel de la cresta iliaca. Cada espécimen fue montado en una máquina servohidráulica de análisis de materiales en posición de bipedestación bilateral. En cada una de las pelvis se simularon fracturas B1, como es el caso de objeto de este trabajo. Emplearon un sistema rígido de apoyo bipodal en el que los fémures quedaban fijados en dispositivos cilíndricos. No se

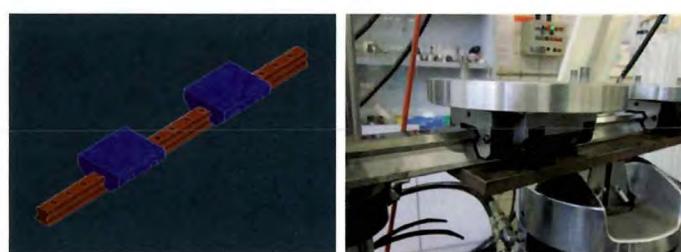


Fig. 7. Diseño e imagen del Sistema Carro-Perfil.

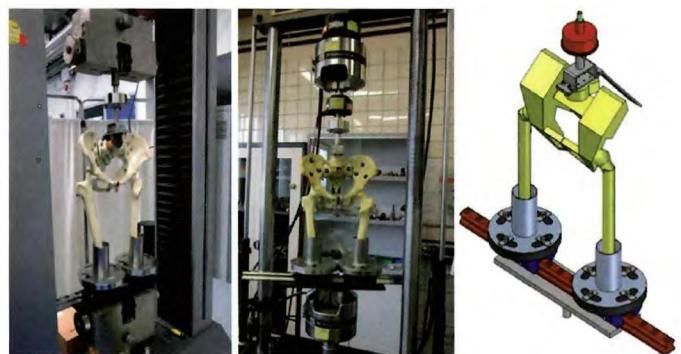


Fig. 8. Sistema de fijación pelvis-fémures a máquina de ensayo.

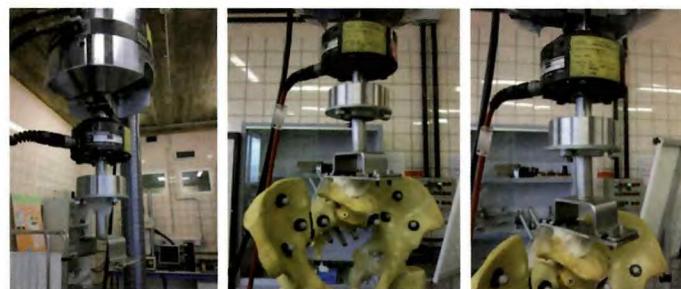


Fig. 9. Anclaje Superior.



Fig. 10. Anclaje Inferior.

menciona el método de fijación de ambos fémures a la máquina de análisis de materiales, ni si estos estaban situados en un plano fijo o móvil. Tampoco la dimensión de los cilindros ni la posición de los fémures. La máquina de análisis de materiales ejercía presión sobre una plataforma similar a la del diseño que aquí se desarrolla, aunque no se especifican sus medidas ni el método de fijación al espécimen. MacAvoy et al [7] publicaron un modelo biomecánico de apoyo monopodal para la realización de pruebas de estabilidad sobre:

pelvis intactas, lesionadas con una fractura en libro abierto (fractura B1 de Tile) y fijadas con material de osteosíntesis (una placa superior o doble placa superior y anterior). El apoyo monopodal fue simulado aplicando fuerzas musculares y carga equivalente a la masa corporal sobre pelvis de cadáveres humanos. Este modelo monopodal generaría mayores cargas nocivas sobre el espécimen al aplicar las cargas axiales. No especifica qué métodos de fijación emplearon para conectar la máquina de ensayos a la vértebra L3, ni la fijación del fémur a la base. Se emplearon 3 cables metálicos ajustables para simular la musculatura abductora, y la flexión y extensión de la cadera, y así mantener al espécimen en una posición anatómica. En el modelo que se ha diseñado en este proyecto, el diseño de los sistemas de anclajes proximal y distal permite mantener a los especímenes de estudio en posición anatómica sin necesidad de emplear estos sistemas de fijación (cables) adicionales. La longitud de cada cable fue ajustada antes de colocar a cada pelvis en la máquina de análisis de materiales. No se especifica la tensión aplicada a cada cable, ni la longitud y grosor de los mismos, así como los sistemas de fijación de estos cables al modelo. La vértebra L3 y las diáfisis femorales fueron fijados con resina epóxica. La resina es similar a la empleada en este proyecto. Dujardin et al [8] publicaron un análisis biomecánico sobre pelvis de cadáveres humanos en las que midió la movilidad de la articulación sacroiliaca cuando se generan diferentes lesiones ligamentarias con el objetivo de simular distintos grados de lesión pélvica por compresión anteroposterior. Diseñaron un dispositivo para generar cargas y medir la movilidad de la articulación. Las pelvis fueron conectadas a este dispositivo a través de un soporte estable localizado en la 4º vértebra lumbar y a dos tornillos que atravesaban la 4º vértebra lumbar y la 1º sacra. De forma esquemática mostraban este dispositivo que consistía en una doble pletina que formaba un ángulo de 90º, a través de la cual se introducían los tornillos en L4 y S1. Para incrementar la estabilidad del montaje emplearon cemento óseo de la misma forma que se ha empleado en el modelo presentado, aunque no especificaron qué tipo de cemento emplearon ni sus características. Este diseño es similar al prototipo 1 de la pletina del anclaje proximal de este trabajo. El diseño con angulación de 130º de la pletina que se ha establecido en este estudio proporciona una mejor estabilidad al sistema y permite una colocación más fisiológica del espécimen. La aplicación de cargas a nivel de las tuberosidades isquiáticas no permite extrapoluar sus resultados a un sistema de apoyos mono o bipodal, por lo que sus resultados son difícilmente extrapolables a la práctica clínica habitual. Simonian et al [9] publicaron un estudio biomecánico donde

se simulaban las lesiones generadas en el anillo pélvico por un mecanismo de compresión anteroposterior. Para la preparación de la prueba biomecánica, los fémures fueron asegurados en un cilindro de aluminio con una resina adhesiva. La pelvis quedaba libre para rotar a nivel de las articulaciones conservadas, por lo que se requirió el empleo de cadenas para conseguir la estabilización de la pelvis en un plano anteroposterior. Los autores refieren que las cadenas simulaban las fuerzas musculares que in vivo mantienen a la pelvis en posición erguida contrarrestando el momento de fuerza aplicada en sentido vertical a través de la espina lumbar. Fueron fijadas a nivel anterior en la fosa iliaca, y a nivel posterior en la cresta glútea del ilion en ambos lados. Fueron tensadas de forma manual con el espécimen no sometido a cargas axiales. El tensado manual de las cadenas introduce un factor aleatorizante a la hora de reproducir las pruebas con este modelo experimental, ya que la resultante final de esta tensión variará en función de la tensión aplicada por el investigador. En el modelo aquí diseñado la estabilidad se consigue mediante los sistemas de anclajes proximal y distal. El modelo de Simonian et al [9] fue diseñado para simular una posición erguida en bipedestación, aunque los autores reconocen que fue imposible simular todas las fuerzas implicadas. Al estar fijados ambos fémures la capacidad para la sínfisis pública para abrirse disminuía. A pesar de ello, el modelo permitía cierto desplazamiento en sentido vertical. Varga y cols. [10] publicaron un estudio donde probaron diferentes métodos de fijación empleados en el tratamiento de la disrupción sinfisaria, en comparación con la biomecánica de la sínfisis pública intacta. Estos autores emplearon el modelo de carga monopodal. Cada pelvis fue montada sobre una superficie de carga de una máquina de análisis de materiales. Las cargas fueron aplicadas a través de un balón de carga que se articulaba libremente con un dispositivo hemisférico ajustable, fijado a 45º sobre la superficie proximal del sacro con cuatro tornillos esponjosos axiales y uno sagital. Distalmente, cada superficie acetabular se articuló con una prótesis de cadera bipolar, permitiendo de esta forma el apoyo bipodal. Cada vástago modular fue fijado en un cilindro con una resina sintética con bajo punto de fusión, permitiéndose la libre rotación de estos cilindros sin cambios en la posición del centro de rotación de la cadera. Estos cilindros fueron colocados sobre unas placas de carga deslizantes, que impedían el desplazamiento anteroposterior, pero permitía el movimiento libre y con muy bajo coeficiente de fricción de los vástagos en un plano coronal. De esta forma pretendían eliminar cualquier tipo de estabilidad extrínseca que pudiera añadirse al montaje pélvico. Sin embargo, al eliminar la estabilidad generada

por estructuras capsulares de la articulación coxofemoral, así como la generada por ambos fémures en bipedestación, se alejan de una situación óptima próxima a la estática humana normal. En el modelo expuesto, los desplazamientos de ambos fémures en el plano coronal son posibles, aunque quedan limitados por el tren de deslizamiento, intentando simular la biomecánica lesional de estos patrones.

Existen modelos biomecánicos que han sido diseñados para el estudio de otros patrones lesionales de la pelvis como las lesiones pélvicas inestables en el plano vertical [11-17][20]. Ponsen et al [11] realizaron un estudio mecánico que comparaba la rigidez de distintos montajes de fijación externa en una fractura de pelvis tipo C de Tile. Yinger et al [12] publicaron un estudio mecánico que comparaba la rigidez de 9 métodos de fijación diferentes del anillo pélvico posterior en 6 pelvis de plástico conectadas a un sistema de carga monopodal. Comstock et al [13] publicaron un estudio biomecánico que valoraba la rigidez de 4 métodos de fijación de la articulación sacroiliaca en una fractura de pelvis inestable en el plano vertical. La columna lumbar y las diáfisis femorales fueron fijadas con resina de poliéster para conectarlos posteriormente a los dispositivos de prueba. Los fémures fueron colocados con las caderas en extensión completa para simular la posición de bipedestación. Los autores no especificaron las características de los distintos dispositivos empleados para la fijación de los especímenes, ni de qué formas se conectaron a la máquina de ensayos. Sagi et al [14] examinaron los efectos de varias configuraciones de tornillos iliacosacros con y sin placa anterior en la síntesis pública en la movilidad y estabilidad de un modelo pélvico humano con una fractura inestable de pelvis. Cada pelvis fue fijada a través de la hemipelvis inestable con resina de poliéster a un dispositivo con forma de U, que era conectado a la célula de carga de la máquina de análisis de materiales. Van Zwienen et al [15] publicaron un estudio comparativo randomizado sobre pelvis humanas embalsamadas para determinar la rigidez y fuerza de distintos sistemas de fijación con tornillos iliacosacros. Para permitir la aplicación de cargas, el sacro fue fijado con 2 placas y tornillos junto con resina de polimetilmetacrilato. Todo ello fue montado sobre un armazón, del que no se exponían sus características básicas. Gorczyca et al [16] compararon la fuerza relativa de los tornillos iliacosacros y las barras transiliacas en la fijación de una fractura de pelvis inestable en el plano vertical con fractura sacra. Emplearon dos hemiartroplastias de cadera como soporte de la pelvis, simulando un apoyo bipodal, sin limitación en el desplazamiento lateral. Cada hemiartroplastia estaba conectada a través de un sistema de cilindros a dos bases independientes que permití-

an cierto desplazamiento en el plano lateral, aunque el grado de movimiento no quedaba especificado. La conexión de la máquina de ensayos con la vértebra L5 de cada espécimen no fue descrita. Tampoco quedaban definidos los grados de movilidad ni de rotación de las hemiartroplastias. Berber et al [17] compararon un método de fijación lumbopélvica con distintos métodos de fijación del anillo pélvico posterior empleados en el tratamiento de las fracturas tipo C de Tile [18] con lesión sacra transforaminal (Denis tipo 2) [19]. Emplearon un modelo pélvico sintético sometido a cargas cíclicas monopodales. La articulación coxofemoral fue sustituida por una prótesis semiconstreñida de cadera. Las cargas fueron aplicadas sobre el cuerpo de S1. El aparato abductor fue simulado empleando cables de acero tensados desde la cresta iliaca y la prótesis (zona de trocánter) hasta el cilindro base en el que quedaba fijada la prótesis. Este cilindro fue conectado a una plataforma horizontal que permitía el desplazamiento en el plano transversal (anteroposterior y medio lateral), de forma que todas las cargas verticales pasaran a través del sacro. Esta superficie de deslizamiento es similar al sistema carro-perfil del modelo presentado, aunque no se introduce un sistema de control del desplazamiento ni se especifican las características del mismo. Doro et al. [20] publicaron un estudio biomecánico para establecer la relación entre el grado de diástasis pública y lesión de los ligamentos sacroiliacos anteriores en las fracturas de pelvis por compresión antero-posterior. Clásicamente diástasis de más de 2,5 cm se han asociado a lesión de los ligamentos sacroiliacos anteriores (Lesión Tipo II de la Clasificación de Young-Burgess [21] que requieren de estabilización quirúrgica. Emplearon un modelo biomecánico de carga transversal que generaba fuerzas de compresión anteroposterior sobre pelvis humanas congeladas en fresco. Dispusieron de una máquina servohidráulica de compresión biaxial. Midieron los desplazamientos sinfisarios y la aparición de lesiones ligamentarias. Concluyeron que 2,2 cm de diástasis pública fue el valor medio a partir del cual existe lesión de los ligamentos sacroiliacos anteriores. Detectaron que no siempre que se lesionan estos ligamentos, existe lesión del suelo pélvico (ligamentos sacrotuberosos y sacroespinales).

Existen otras líneas de ensayo biomecánico en las que la pelvis forma parte activa de su análisis como los trabajos sobre fracturas acetabulares [22-25], aunque debido a sus características específicas los modelos difieren sustancialmente a los ya comentados. Shazar et al [22] diseñaron un modelo de apoyo monopodal, sobre una hemipelvis conectado a una hemiartroplastia sobre la que se generaba una fractura transversa de acetáculo. Chang et al [23] publica-

ron un estudio biomecánico con modelos de hemipelvis fijadas a bloques de polimetilmetacrilato en la cresta ilíaca y en la tuberosidad isquiática. Hak et al [24] fijaron las diáfrasis de los fémures a unos soportes de aluminio con polimetilmetacrilato. Emplearon un sistema de poleas fijados a los soportes de los fémures para simular la inserción de la musculatura abductora, tratando de simular un apoyo monopodal. Levine et al [25] publicaron un estudio biomecánico sobre un modelo de hemipelvis con apoyo monopodal. Las pelvis fueron fijadas con 2 tornillos y polimetilmetacrilato a través de la articulación sacroiliaca. El bloque de polimetilmetacrilato fue fijado a un dispositivo que permitía la movilidad en tres planos y la síntesis fue fijada con un tornillo conectado a la máquina de análisis de materiales.

No existe ningún modelo de referencia para la realización de ensayos biomecánicos de las fracturas tipo B1 de Tile de pelvis. Son pocos los trabajos que versan sobre este campo y existe gran heterogeneidad de dispositivos. Los autores no suelen declarar de forma explícita las características específicas de sus montajes y en términos generales son pocos los modelos que consiguen condiciones de carga similares a las fisiológicas como el que se presenta en este trabajo.

Es posible diseñar un dispositivo, reproducible, para ensayos biomecánicos sobre fracturas de pelvis con inestabilidad rotacional. En el presente trabajo se ha obtenido un modelo experimental óptimo que permite un anclaje adecuado de huesos a una máquina de ensayos, tanto proximal como distalmente, y que mantiene la estática corporal fisiológica durante los test. Se ha capacitado con elementos que permiten eliminar dismetrías óseas de carácter unipodal y presenta un anclaje dinámico distal con posibilidad de movilidad en el eje transversal de los elementos óseos. Este sistema de soportes servirá de base para cualquier trabajo de análisis sobre fracturas de pelvis tipo B1, tanto para análisis de técnicas de osteosíntesis como del comportamiento del anillo pélvico en situaciones de carga. ■

Agradecimientos

Agradecemos la confianza que FUNDACIÓN MAPFRE ha depositado en este grupo de investigación para desarrollar el presente trabajo. Este proyecto ha sido realizado gracias a la concesión de la Beca FUNDACIÓN MAPFRE 2008.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Simonian PT, Routt C. Jr, Harrington RM, Tencer AF. The acetabular T type fracture. A biomechanical evaluation of internal fixation. Clin Orthop Rel Res 1995; 314:234-40.
2. Simonian PT, Routt C. Jr, Harrington RM, Tencer AF. Anterior versus posterior provisional fixation in the unstable pelvis. A biomechanical comparison. Clin Orthop Rel Res 1995; 310:245-51.
3. Babis GC, Trousdale RT, Jenkyn TR, Kaufman K. Comparison of two methods of screw fixation in periacetabular osteotomy. Clin Orthop Rel Res 2002; 403:221-7.
4. Zhu Q, Lu WW, Holmes A, Zheng Y. The Effects of Cyclic Loading on Pull-Out Strength of Sacral Screw Fixation. An In Vitro Biomechanical Study. Spine 2000; 25:1065-9.
5. Akesen B, Wu C, Mehbod A, Sokolowski M, Transfeldt E. Revision of Loosened Iliac Screws. A Biomechanical Study of Longer and Bigger Screws. Spine 2008; 33:1423-8.
6. Kim WY, Eran TC, Seleem O, Mahalingam E, Stephen D, Tile M. Effect of pin location on stability of pelvis external fixation. Clin Orthop Rel Res 1999; 361:237-44.
7. MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen W, van der Muellen M. Stability of open book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance. J Orthop Trauma 1997; 11: 590-3.
8. Dujardin FH, Roussignol X, Hossenboccus M, Thomine JM. Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. J Orthop Trauma 2002; 2:99-103.
9. Simonian PT, Routt C. Jr, Harrington RM, Mayo KA, Tencer AF. Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An understanding of instability and fixation. Clin Orthop Rel Res 1994; 309:245-56.
- 10 Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M. Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. Injury 1995; 26:75-80.
- 11 Ponsen KJ, Joosse P, van Dijke GA, Snijders CJ. External fixation of the pelvic ring. An experimental study on the role of pin diameter, pin position, and parasymphyseal fixator pins. Acta Orthop Scan 2007; 78:648-53.
- 12 Yinger K, Scalise J, Olson SA, Bay BK, Finkemeier CG. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. J Orthop Trauma 2003; 17:481-7.
- 13 Comstock CP, van der Meulen MC, Goodman SB. Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures. J Orthop Trauma 1996; 10:517-22.
- 14 Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T. Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. J Orthop Trauma 2004; 18:138-43.
- 15 van Zwienen, van den Bosch, Snijders CJ, Kleinrensink GJ, van Vugt. Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. J Orthop Trauma 2004; 18:589-95.

16. Gorczyca JT, Varga E, Woodside T, Powell J, Tile M. The strength of iliosacral lag screws and transiliac bars in the fixation of vertically unstable pelvic injuries with sacral fractures. *Injury* 1996; 22:561-4.
17. Berber O, Amis A, Day A. Biomechanical testing of a concept of posterior pelvic reconstruction in rotationally and vertically unstable fractures. *J Bone Joint Surg (Br)* 2011; 93-B:237-44.
18. Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? *J Bone Joint Surg (Br)* 1988; 70-B:1-12.
19. Denis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: an important problem: retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop Rel Res* 1988; 227:67-81.
20. Doro C, Forward D, Kim H, Nascone J, Sciadini M, Hsieh A, et al. Does 2,5 cm of symphyseal widening differentiate anteroposterior compression I from anteroposterior compression II pelvic ring injuries? *J Orthop Trauma* 2010; 24: 610-5.
21. Young JW, Burgess AR, Brumback RJ, Poka A. Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management. *Radiology* 1986; 160: 445-51.
22. Shazar N, Brumback RJ, Novak VP, Belkoff SM. Biomechanical evaluation of transverse acetabular fracture fixation. *Clin Orthop Rel Res* 1998; 352:215-22.
23. Chang JK, Gill SS, Zura RD, Krause WR, Wang GJ. Comparative strength of three methods of fixation of transverse acetabular fractures. *Clin Orthop Rel Res* 2001; 392:433-41.
24. Hak DJ, Hamel AJ, Bay BK, Sharkey NA, Olson SA. Consequences of transverse acetabular fracture malreduction on load transmission across the hip. *J Orthop Trauma* 1998; 12:90-100.
25. Levine GL, Behrens FF, Tornetta III P. Biomechanical consequences of secondary congruence after both-column acetabular fracture. *J Orthop Trauma* 2002; 16:87-91.

Conflictos de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.

Artroplastia total tras fractura intracapsular de cadera en paciente con parálisis cerebral infantil

A case of intracapsular hip fracture in a patient with infantile cerebral palsy

Sanz Ruiz P, Laguna Aranda R, Chana Rodríguez F, Villanueva Martínez M, Vaquero Martín J

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

Resumen

Objetivo: Presentamos el caso de un paciente de 36 años con una fractura intracapsular de extremidad proximal de fémur de larga evolución que fue sometido a una artroplastia de sustitución total con un resultado funcional excelente. La tasa de aflojamiento del implante es baja a pesar de la juventud de estos pacientes, pues tienen un nivel de actividad bajo y precisan de ayuda de bastones. Hay que considerar la espasticidad, los movimientos involuntarios y la realización de tenotomías que merman la estabilidad del implante.

Palabras clave:

Parálisis cerebral, artroplastia, cadera, espasticidad.

Abstract

Objective: We present the case of a 36 year-old patient with an intracapsular fracture of the proximal femur who underwent a total replacement arthroplasty with an excellent functional outcome.

The loosening rate of the implant is low despite youth of these patients, as they have a low level of activity and require the aid of crutches. It should be considered that spasticity, involuntary movements and the performance of tenotomies decrease the stability of the implant.

Key words:

Cerebral palsy, arthroplasty, hip, spasticity

Introducción

La parálisis cerebral infantil es una lesión cerebral fija, no progresiva, cuyo origen se produce en el período perinatal. Tiene una prevalencia variable, entre 0,6 y 5,9 niños por cada 1000 recién nacidos [1] y produce un déficit motor variable aunque en ocasiones se acompaña de otros disturbios como retraso mental, convulsiones, alteraciones sensoriales, etc. La pérdida de control motor provoca múltiples anormalidades en el desarrollo del esqueleto (displasia de caderas, escoliosis, deformidades pie, etc.) lo que obliga a estos pacientes a consultar frecuentemente con un cirujano ortopédico.

La displasia de cadera está provocada por el desequilibrio y contractura muscular, la coxa valga y la anteversión fe-

moral. Durante muchos años estos pacientes no han sido subsidiarios de tratamiento protésico debido a la elevada tasa de complicaciones asociadas, concretamente la inestabilidad protésica [2][3] y la opción más frecuente de tratamiento en las fractura intracapsulares desplazadas no subsidiarias de reducción y síntesis ha sido la artroplastia de resección [4]. El mejor conocimiento de la enfermedad, nuevos implantes protésicos (cotilos constreñidos y tripolares) han permitido usar cabezas protésicas de mayor diámetro y animado a realizar artroplastias en casos seleccionados con resultados esperanzadores [5].

Presentamos el caso de un paciente de 36 años con una fractura intracapsular de extremidad proximal de fémur de larga evolución que fue sometido a una artroplastia de sustitución total con un resultado funcional excelente.

Caso clínico

Paciente varón de 36 años, con antecedente de parálisis cerebral infantil tipo hemiparesia-espástica derecha con dé-

Correspondencia

P. Sanz Ruiz
Servicio COT - HGU Gregorio Marañón
Calle Doctor Esquerdo nº46, 28028 Madrid España
e-msil: Pablo.sanzruiz@gmail.com

ficit cognitivo remitido desde una residencia por inflamación del miembro inferior izquierdo de varios días de evolución. Tras estudios clínico radiológicos fue diagnosticado de trombosis venosa profunda (TVP), quedando ingresado en el servicio de medicina interna recibiendo tratamiento anticoagulante con heparina de bajo peso molecular (enoxaparina). Se realizó un TAC tóraco-abdomino-pélvico para completar el estudio observándose una fractura subcapital de cadera derecha desplazada con signos de consolidación.

A la exploración física el paciente era poco colaborador. El miembro superior derecho presentaba el hombro en rotación interna y flexión marcada del codo, muñeca y articulaciones metacarpo-falángicas. En el miembro inferior derecho la cadera estaba en flexión, aproximación y rotación interna, rodilla en flexo, y equino del tobillo y pie. En el miembro inferior izquierdo se apreció un aumento de temperatura con enrojecimiento, compatible con una TVP. La movilización pasiva de la cadera derecha producía dolor.

La familia refería una incapacidad para la deambulación de dos meses de evolución sin antecedente traumático filiado, asegurando que previamente el paciente caminaba sin asistencia. Los estudios radiográficos confirmaron el diagnóstico de fractura subcapital de fémur derecho en vías de consolidación, observándose una displasia acetabular y coxa valga (Figura 1).

Con objeto de conseguir una restauración funcional máxima se decidió tratamiento quirúrgico mediante la realización de una artroplastia total. Para ello se utilizó un vástago Summit (DePuy®, Warsaw, IN, EEUU), y un cotilo de doble movilidad (Tornier®, Francia), implantados median-



Fig. 1. Fractura subaguda subcapital de fémur derecho.



Fig. 2. Artroplastia total de cadera derecha. Nótese la osificación heterotópica alrededor del cuello del implante.

te un abordaje posterolateral con reconstrucción rigurosa de la cápsula y rotadores externos. No fue necesario realizar tenotomías asociadas. La profilaxis antibiótica se realizó con cefazolina 2 g, 6 dosis. Las radiografías posoperatorias mostraron una correcta colocación del implante (Figura 2), por lo que se autorizó la carga a las 48 horas de la cirugía, iniciando tratamiento rehabilitador en ese mismo momento.

Se realizaron revisiones a las 6 semanas, 3 meses y, posteriormente, con carácter anual. Con un seguimiento de 4 años el paciente se encuentra asintomático, deambula sin ayuda y tiene un alto grado de satisfacción personal y por parte de la familia.

■ Discusión

Los enfermos con PCI suelen presentar posiciones anómalas de las caderas, siendo más frecuente la flexión,

aducción y rotación interna que, junto a las contracturas musculares asociadas, suponen un riesgo aumentado de luxación protésica [2][3]. Estas anomalías han determinado que la artroplastia total de cadera no estuviera indicada en estos pacientes debido al alto índice de complicaciones asociadas, prefiriéndose realizar otros procedimientos como la artrodésis, y la artroplastias de resección, siendo esta última la que históricamente ha conseguido resultados más predecibles [4]. No obstante, la artroplastia de resección necesita ser muy amplia para aliviar el dolor y la deformidad y debe reservarse para pacientes incapaces de caminar y sólo para facilitar la higiene perineal y la sedestación.

Los resultados de las artroplastias totales de cadera, en estos pacientes, han mejorado [6][7] por la mejoría de la técnica quirúrgica, reconstruyendo de manera más anatómica los planos capsulares y musculares; por la aparición de nuevos implantes, como cotilos constreñidos y de doble movilidad y, por último, por la mejoría en los pares de fricción que permite utilizar cabezas de mayor tamaño (índice cabeza/cuello superior), consiguiendo una mayor estabilidad intrínseca. Esta técnica permite una bipedestación asistida, sedestación, transferencia e higiene perineal indolora e incluso se consigue, en algunos casos, la deambulación sin asistencia [7] como el caso presentado.

Existen pocos artículos en la literatura que evalúen los resultados de la artroplastia total de cadera en pacientes con PCI y, además, las escalas de evaluación disponibles para evaluar los resultados no son válidas en estos casos porque muchas de las variables funcionales que se miden están afectadas por la misma parálisis cerebral. Buly et al [7] publicaron los resultados en 19 artroplastias en enfermos, con una edad media de 30 años, y un seguimiento de 10 años, con una tasa de supervivencia del 95%. Las prótesis eran cementadas. Se consiguió erradicar el dolor en 16 de los 18 pacientes. Doce mejoraron su categoría funcional en un grado y en todos los pacientes mejoró la movilidad de cadera. Fue necesaria la realización de tenotomías en 12 pacientes y registraron dos luxaciones por malposición del componente acetabular, un aflojamiento femoral a los 3 años y otro acetabular a 15 años de la cirugía. El 58% de los pacientes presentaron calcificaciones heterotópicas siendo todas asintomáticas. En el postoperatorio inmediato los enfermos fueron tratados mediante un yeso en espica durante 4-6 semanas

Por su parte, Weber y Cabanelas [5] publicaron los resultados en 15 caderas, con un seguimiento medio de 9 años. La indicación era artrosis primaria en 3 pacientes, en 8 secundaria a la displasia y en 5 fue secundaria al tratamiento

fallido de una fractura del cuello femoral. Al final del seguimiento, once pacientes estaban libres de dolor, tres tenían un dolor leve o moderado. Un paciente, sufrió una movilización del implante a los 13 años y requirió revisión. Sólo fue necesaria la realización de tenotomía de los aductores en dos casos. No hubo luxaciones en esta serie a pesar de la no utilización de inmovilización postoperatoria en la mayoría de los pacientes. Un paciente presentó una osificación dolorosa.

Wicart et al [8] revisaron, de forma retrospectiva, en 14 pacientes con patología neuromuscular, 18 artroplastias totales de cadera. De ellos 6 eran PCI, 6 enfermos con patología medular y uno con enfermedad de Steinert. El seguimiento medio fue de 6 años y tuvieron cuatro luxaciones que se resolvieron con tratamiento conservador en los primeros 4 meses; 3 osificaciones heterotópicas asintomáticas, un aflojamiento acetabular y 3 femorales. Para este grupo, incluso para los enfermos no ambulantes, consideran que la artroplastia total es la técnica de elección. Mientras Schorle et al [9], en 18 casos mostraron unos resultados muy similares con pocas complicaciones.

El tratamiento de elección de las fracturas intracapsulares desplazadas de extremidad proximal de fémur es la reducción y síntesis, sobre todo en pacientes jóvenes [10]. En nuestro caso, dada la evolución de la fractura y las características del paciente optamos por una artroplastia de cadera. Descartamos la utilización de una artroplastia bipolar, a pesar de la estabilidad inherente de la misma, por la displasia acetabular. La utilización de una artroplastia total de cadera con un tamaño de cabeza convencional nos planteaba dudas sobre la estabilidad, por lo que nos decantamos por utilizar un cotilo de doble movilidad, siendo este un implante el que confiere mayor estabilidad a la cadera protésica, sin presentar la tasa de aflojamientos del componente acetabular que presentan otros implantes más constreñidos [11][12].

En conclusión, la artroplastia total de cadera en la PCI es una opción válida en estos enfermos. La tasa de aflojamiento del implante es baja, a pesar de la edad precoz, debido a que son enfermos cuyo nivel de actividad es bajo y precisan de ayuda de bastones lo que supone una menor sobrecarga a través de la articulación. Hay que tener en cuenta que la espasticidad, los movimientos involuntarios y la realización de tenotomías puede mermar la estabilidad del implante. La profilaxis se debe realizar mediante la adecuada orientación de los componentes, incluso incrementando la anteversión global vástago-cotilo o la utilización de cabezas femorales de tamaño grande (>36), cotilos constreñidos o de doble movilidad. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cornell MS. The hip in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1995; 37:3-18.
2. Samilson RL, Tsou P, Aamoth G, Green WM. Dislocation and subluxation of the hip in cerebral palsy. Pathogenesis, natural history and management. *J Bone Joint Surg (Am)* 1972; 54-A:863-73.
3. Howard CB, McKibbin B, Williams LA, Mackie I. Factors affecting the incidence of hip dislocation in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg (Br)* 1985; 67-B:530-2.
4. Abu-Rajab RB, Bennet GC. Proximal femoral resection-interposition arthroplasty in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop Part B* 2007; 16:181-4.
5. Weber M, Cabanela ME. Total hip arthroplasty in patients with cerebral palsy. *Orthopedics* 1999; 22:425-7.
6. Raphael BS, Dines JS, Akerman M, Root L. Long-term follow up of total hip arthroplasty in patients with cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res* 2010; 468:1845-54.
7. Buly RL, Huo M, Root L, Binzer T, Wilson PD. Total hip arthroplasty in cerebral palsy. Long-term follow-up results *Clin Orthop Relat Res* 1993; 296:148-53.
8. Wicart P, Barthas J, Guillaumat M. Total hip replacement of the paralytic hip. *Rev Chir Orthop* 1999; 85:581-90.
9. Schörle CM, Fuchs G, Manolikakis G. Total hip arthroplasty in cerebral palsy. *Orthopade* 2006; 35:823-33.
10. Tannast M, Mack PW, Klaeser B, Siebenrock KA. Hip dislocation and femoral neck fracture: decision-making for head preservation. *Injury* 2009; 40:1118-24.
11. Philippot R, Adam P, Reckhaus M, Delangle F, Verdot FX, Curvale G, et al. Prevention of dislocation in total hip revision surgery using a dual mobility design. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009; 95:407-13.
12. Pattyn C, De Haan R, Kloeck A, Van Maele G, De Smet K. Complications encountered with the use of constrained acetabular prostheses in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2010; 25:287-94.

Conflictos de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Necrosis avascular de la cabeza femoral: estudio experimental en corderos

Avascular necrosis of the femoral head: experimental study in lambs

Martínez-Álvarez S¹, Azorín D¹, Epeldegui T¹, Forriol F²

¹ Hospital Infantil Universitario Niño Jesús, Madrid. ²Universidad San Pablo – CEU, Facultad de Medicina, Campus de Montepríncipe, Boadilla del Monte, Madrid.

Resumen

Objetivo: Establecer un modelo experimental reproducible, en el cordero, para provocar una necrosis avascular de la cabeza del fémur.

Material y metodología: Utilizamos 21 corderos, con edades comprendidas entre los 6 y 22 semanas. En el primer grupo (13 corderos) se seccionó la musculatura ilio-inguinal, inyectando una sustancia esclerosante y ligando los vasos pericapsulares en el cuello femoral, mediante cerclaje de alambre. En el segundo grupo (9 corderos) se ligó el cuello femoral mediante brida de plástico y sección del ligamento redondo. No se utilizó ningún tipo de inmovilización. El sacrificio de los animales se realizó, según el grupo, entre las 15 y 34 semanas. Efectuamos estudios radiográficos, macroscópicos e histológicos.

Resultados: Las cabezas femorales mostraron un centro secundario de osificación y un adelgazamiento del cartílago fisario, más intenso en los animales con evolución superior a 7 semanas tras el insulto vascular. Se observó un aumento de la densidad ósea de la cabeza femoral, con aplanamiento cefálico, disposición irregular de la fisis e hipercrecimiento del trocánter mayor. Hallamos necrosis del cartílago articular sin apreciar una invasión vascular de la zona hipertrófica del cartílago de crecimiento. En la metáfisis hallamos áreas fibróticas.

Conclusión: La lesión vascular experimental en la cadera de corderos inmaduros produce cambios apreciables en el cartílago articular, el centro secundario de osificación, la fisis de crecimiento y la metáfisis.

Palabras clave:

Necrosis avascular, cadera, crecimiento, cartílago de crecimiento.

Abstract

Objective: To establish a reproducible experimental model in lambs to cause avascular necrosis of the femoral head.

Material and Methods: We used 21 lambs, aged between 6 and 22 weeks. In the first group (13 lambs), the ilio-inguinal musculature was sectioned, injecting a sclerosing substance and ligating the pericapsular vessels in the femoral neck by wire cerclage. In the second group (9 lambs), the femoral neck was ligated using a plastic loop and sectioning of the round ligament. No type of immobilization was used. The animals were sacrificed, depending on the group, between 15 and 34 weeks. We conducted radiographic, gross, and histological studies.

Results: The femoral heads showed a secondary site of ossification and thinning of growth plate cartilage, more severe in the animals with course longer than 7 weeks after vascular injury. Increased bone density in the femoral head, with cephalic flattening, irregular arrangement of the physis and hypergrowth of the greater trochanter was observed. We found necrosis of joint cartilage without evidence of vascular invasion of the hypertrophic area of cartilage growth. We found fibrotic areas in the metaphysis.

Conclusion: Experimental vascular injury in the hip of immature lambs causes substantial changes in joint cartilage, the secondary site of ossification, the growth physis and metaphysis.

Key words:

Avascular necrosis, hip, growth, cartilage growth.

Correspondencia

S. Martínez

Servicio COT - Hospital Niño Jesús
Avda. Menéndez Pelayo 65. 28009 Madrid
smartinezal@salud.madrid.org

I Introducción

La osteonecrosis traumática de la cabeza femoral es un trastorno doloroso de la cadera que se asocia a traumatismos o microtraumatismos repetidos. Con frecuencia evoluciona hacia el colapso de la cabeza femoral y termina con una artroplastia total de cadera en pacientes jóvenes [1]. La fisiopatología del fenómeno isquémico es desconocida y cuando éste aparece, se sigue con mecanismos de reparación ósea pero evoluciona hacia el colapso articular. Por ello, cuando se produce una necrosis vascular es prioritario evitar la deformación de la cabeza del fémur.

Entre los posibles mecanismos causantes se han descrito la isquemia producida por émbolos grasos [2], el taponamiento microvascular de los vasos sanguíneos de la cabeza femoral por grasa de la médula ósea [3], la coagulación intravascular [4] y la embolización retrógrada de la grasa de la médula ósea [5]. A principios de los ochenta surgió el concepto de la presión celular acumulada, una teoría que sostiene que las células óseas están expuestas a presiones o agresiones múltiples cuyos efectos producen la muerte celular [6]. Posteriormente, se demostró que la osteonecrosis se caracteriza por la apoptosis de los osteocitos y de las células de revestimiento del hueso trabecular en la lesión necrótica pero también a distancia de la lesión, en el fémur proximal [7]. Así mismo, la capacidad de replicación de las células osteoblásticas en la región intertrocantérica del fémur es menor en el hueso necrótico que en el artrósico [8]. Por otra parte, tanto el número como la actividad de las unidades formadoras de colonias de fibroblastos, que refleja el número de células mesenquimales pluripotenciales (MSC) que podrían formar osteoblastos maduros, están reducidas. A esto debemos añadir la afectación de capilares por fenómenos embólicos o trombóticos, que dificultan la llegada de células osteogénicas.

Hernigou et al [9] sugirieron que la causa de la osteonecrosis no era exclusivamente vascular y podría estar causada por una enfermedad de las células óseas o MSC. Esto se puede relacionar con el bajo grado de actividad y número de MSC del compartimento hematopoyético y estromal [10], así como con la menor proliferación de los osteoblastos [11] del tejido óseo necrótico. Si aceptamos este planteamiento fisiopatológico, la implantación en la lesión necrótica de MSC sería una línea de tratamiento en la osteonecrosis post-traumática de cabeza femoral. Cualquiera que sea la causa que provoque la necrosis (traumatismos, insultos vasculares, corticoterapia, alcohol, etc.) conlleva en el hueso en crecimiento, de manera precoz, hacia la necrosis del cartílago de crecimiento y del hueso.

El fenómeno de reparación que predomina tras la necrosis isquémica de la cabeza femoral en el hombre es un crecimiento,

por aposición, de nuevas capas de hueso a partir del hueso necrótico trabecular. Glimcher y Kenzora [11-13], en cabezas femorales humanas adultas obtenidas tras la cirugía y, también, en modelos experimentales sobre conejos [8][12] demostraron la regeneración tisular por la invasión del hueso necrótico por MSC y capilares que provienen de zonas sanas. Vieron, además, que las MSC próximas a la superficie del hueso necrótico se diferencian en osteoblastos [8] que, a su vez, forman un hueso aposicional sobre la superficie del hueso necrótico trabecular cubriendo, de forma eventual, la superficie de la cabeza femoral. Posteriormente, la zona necrótica central es reabsorbida por los osteoclastos y reemplazada por hueso neoformado. Tras estos procesos se produce el ensanchamiento de las trabéculas, el incremento de masa ósea por volumen y un aumento de la radiodensidad en las zonas de reparación.

Durante la fase de reabsorción, cuando el hueso necrótico es reemplazado por nuevo hueso y las propiedades mecánicas de la cabeza femoral se ven alteradas apreciándose un aplanamiento y una deformidad. Esta última se produce por los propios fenómenos de reparación que siguen a la necrosis isquémica y puede provocar una degeneración precoz de la articulación que afecta directamente a su función.

Los estudios sobre hueso en crecimiento en niños y adolescentes, como ocurre con la enfermedad de Perthes, son difíciles de realizar por la imposibilidad de obtener muestras de dichas cabezas femorales inmaduras. Nuestra hipótesis de trabajo es que la alteración de la vascularización aislada produce una alteración en la extremidad proximal del fémur del cordero semejante a lo que se conoce en clínica humana osteonecrosis post-traumática. El objetivo inicial de este estudio es establecer un modelo adecuado, reproducible y seguro en el cordero, conociendo los tiempos para producir una necrosis céfálica de la cabeza del fémur como modelo experimental.

I Material y métodos

Realizamos un estudio experimental, comparativo, mediante intervención quirúrgica, prospectivo, de resultados radiológicos e histológicos. El proyecto de investigación experimental fue aprobado por el Comité de Ética de la Fundación de Investigación Biomédica del Hospital Niño Jesús

Utilizamos para el estudio 22 corderos (*Ovis Aries*), con edades comprendidas entre los 6 y 22 semanas. En el primer grupo (13 corderos), de edades comprendidas entre 6 y 15 semanas (media 13 semanas) se realizó un abordaje anterior de la cadera derecha, seccionando la musculatura ilio-inguinal, inyectando una sustancia esclerosante y ligando los vasos pericapsulares en el cuello femoral, mediante cerclaje de alambre (Figura 1).

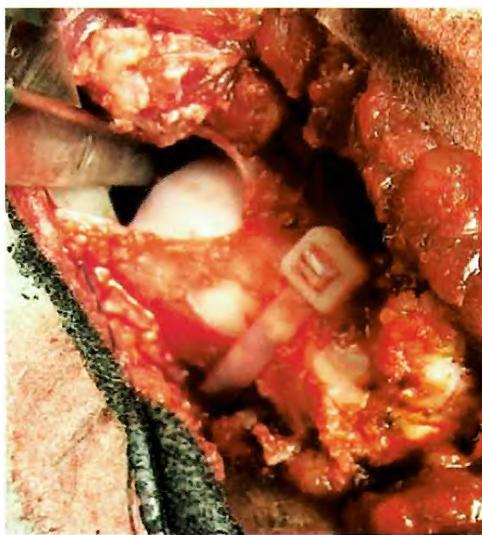


Fig. 1. Abordaje lateral de la cadera y cerclaje alrededor del cuello femoral mediante brida de plástico y sección del ligamento redondo sin luxar la cabeza femoral.

En un segundo grupo (9 corderos), de edades comprendidas entre 19 y 22 semanas (media 20 semanas), se realizó un abordaje lateral de la cadera izquierda con ligadura en el cuello femoral mediante brida de plástico y sección del ligamento redondo.

Técnica quirúrgica

La cirugía se efectuó bajo anestesia general y profilaxis antibiótica y preparación aseptica de la cadera. Se colocó el animal en decúbito supino. En el primer grupo se realizó un abordaje inguinal, sobre la cadera derecha de 10 cm, sobre el pliegue inguinal. Se identificaron la arteria y vena femorales profundas, procediéndose a la inyección de sustancia esclerosante al 2% 1,5 cc. Se seccionó la musculatura aductora, se efectuó una capsulotomía en T, con desperiostización del cuello femoral, sin luxación coxofemoral. Posteriormente se pasaron dos cerclajes de alambre por el cuello femoral que se enrollaron para rodear el cuello y evitar la penetración vascular. Una vez realizados los gestos se cerró por planos y se suturó la musculatura aductora, la piel y el tejido subcutáneo (Vicryl 00). El tiempo medio de cirugía fue de 62 minutos (30 a 90 minutos), en su mayor parte, por la dificultad en el paso de los alambres.

En el segundo grupo se siguió el mismo protocolo general pero se posicionaron los animales en decúbito lateral derecho para efectuar un abordaje posterolateral mediante una incisión longitudinal de 10 cm. Se localizó el trocánter mayor y se desinsertaron la musculatura rotadora y glútea para acceder a la capsula articular de la cadera. Se realizó una capsulotomía

parcial procediendo al cerclaje del cuello femoral mediante una brida de plástico. Posteriormente, se seccionó el ligamento redondo subluxando la cabeza femoral. Por último, se cerró la cápsula y reinsertó la musculatura aductora y rotadora con puntos transóseos, suturando por planos. El tiempo medio de la cirugía fue 22 minutos (15 a 30 minutos).

Protocolo postoperatorio

No se utilizó ningún tipo de inmovilización y tras la intervención se dejó a los animales caminar libremente por sus jaulas. El sacrificio de los animales se realizó, según el grupo, entre las 15 y 34 semanas. Cuatro animales fueron sacrificados previamente un caso por infección, otro por luxación, otro por necrosis del miembro y, el último, por deterioro del estado general y disnea.

Eutanasia y necropsia

El sacrificio se realizó mediante la inyección de 0,1 mg/kg peso de xilacina, 0,1 mg/kg peso de morfina, 10 mg/kg de peso de ketamina y 5 g de fenobarbital. La porción proximal del fémur de cada uno de los animales fue disecada, examinada macroscópicamente y radiografiada antes de proceder a su estudio histológico.

Estudio radiográfico

Se efectuaron radiografías de anteroposterior de ambas caderas en los animales vivos y radiografía una radiografía de contacto, después de extraer las piezas y cortarlas por la mitad en el plano coronal, tras el sacrificio.

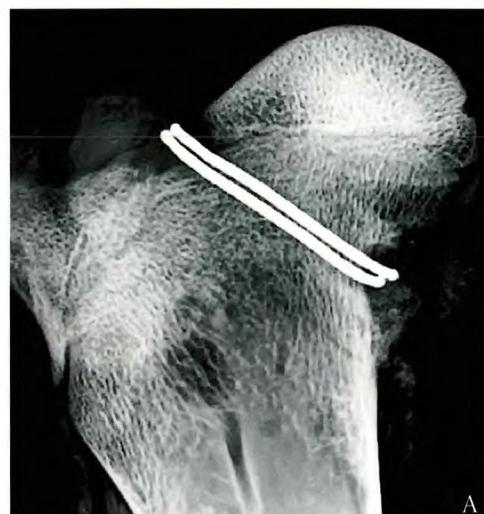
Estudio histológico

Las preparaciones para el estudio histológico se colocaron, una vez cortadas las piezas, en formol durante 7-15 días, para posteriormente pasarlas por una solución decalcificante con EDTA, durante 6-8 semanas. Una vez decalcificadas se procedió a su corte para su procesado y posterior corte de 4 µm que se tiñeron con tricrómico de Mason y Safranina 0. Las secciones fueron examinadas y fotografiadas con el uso de un microscopio.

I Resultados

Se analizaron las cabezas femorales de los corderos del grupo 1, observando un centro de osificación secundario (COS) rodeado de cartílago epifisario (CE). Entre el cartílago epifisario y el centro de osificación secundario observamos el cartílago de crecimiento. La fisis metáfisaria se situaba en la base del centro de osificación secundario.

Los resultados fueron muy similares en ambos grupos, no hallando diferencias entre la vía de abordaje, la utilización



A



B

Fig. 2. a) Radiografía de contacto de la extremidad proximal del fémur tras lesión vascular de la misma, b) sección macroscópica con aplanamiento de la cabeza femoral e hipercrecimiento del trocánter mayor. En la región epifisaria se aprecia un hueso trabecular con aspecto claro que sugiere necrosis grasa.

de sustancias esclerosantes, el método de cerclaje o la sección del ligamento redondo.

Resultados macroscópicos

El examen de las cabezas femorales mediante corte coronal mostró un centro secundario de osificación y un adelgazamiento del cartílago fisario. Este adelgazamiento era más intenso en los animales con evolución superior a 7 semanas tras el insulto vascular. El hueso trabecular presentaba un aspecto claro que sugería necrosis grasa (Figura 2) (Figura 3).

Resultados radiográficos

Evidenciamos, en las radiografías, necrosis de la cabeza femoral a partir de la quinta semana. Se observó un aumento de la densidad de la cabeza femoral, con aplanamiento cefálico e hipercrecimiento del trocánter mayor. Además,

apreciamos una hipercrecimiento del cartílago que rodea a la cabeza femoral (Figura 2) (Figura 3).

Resultados histológicos

La necrosis del cartílago articular fue evidente desde las cinco semanas de la cirugía. En el cartílago articular observamos una disminución del grosor asociado a una desestructuración de las columnas de condrocitos (Figura 4). La fisis mostró una morfología irregular con pérdida de la disposición columnar. Aparecieron lagunas vacías en la zona proliferativa e hipertrófica del cartílago de crecimiento que rodeaba el centro de osificación secundario. Los condrocitos del cartílago de crecimiento presentaron una ausencia de los núcleos que sugieren muerte celular (Figura 5). El cartílago epifisario alrededor del cartílago de crecimiento estaba adelgazado.

El cartílago articular mostró una interrupción ante la presencia de un tejido fibroso que se introducía entre las trabéculas del hueso subcondral. No observamos invasión vascular de la zona hipertrófica de condrocitos. En la epífisis

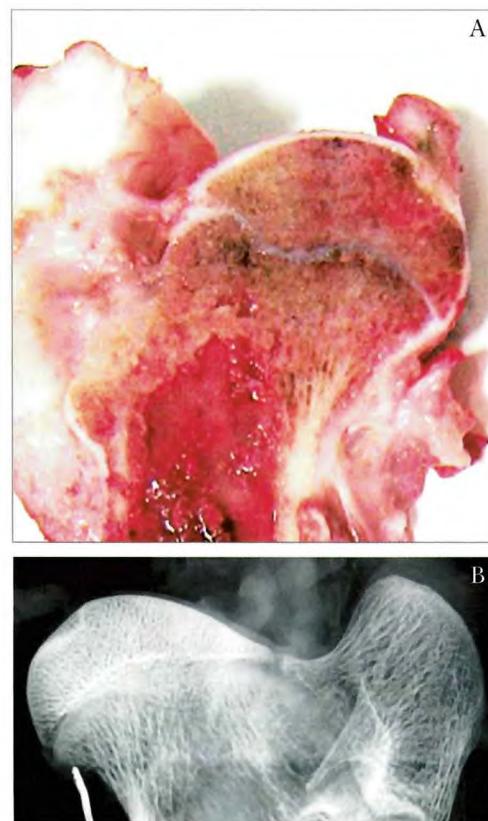


Fig. 3. a) colapso de la cabeza femoral con aplanamiento y congestión venosa. Existe un hipercrecimiento del trocánter mayor, b) aumento de la densidad radiológica, hipertrofia del cartílago articular en las zonas periféricas.

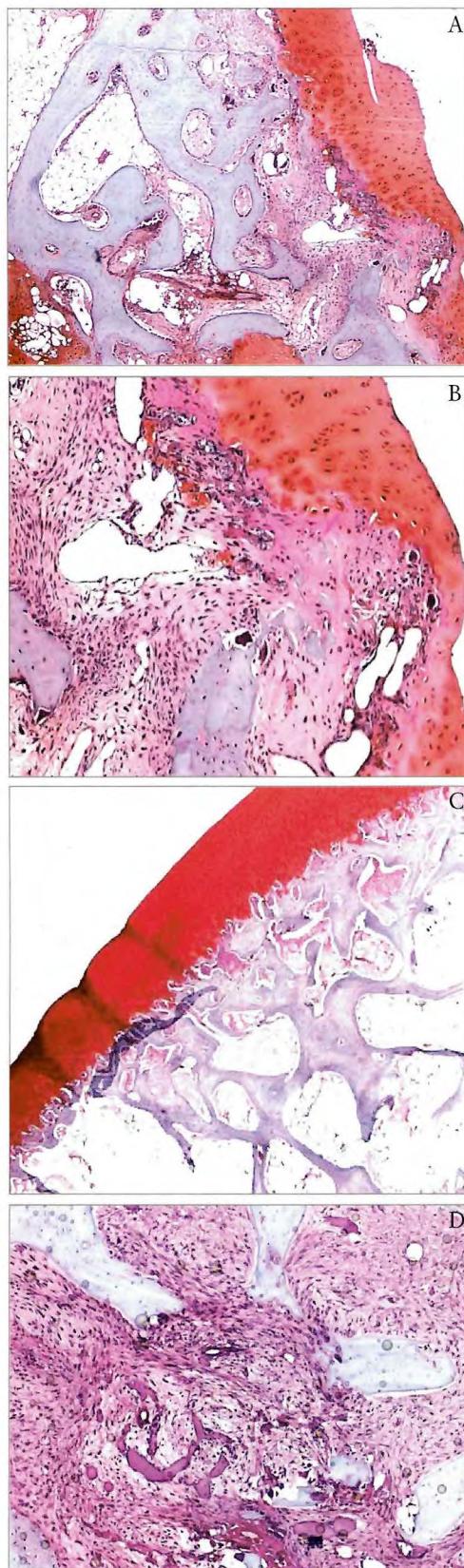


Fig. 4. a) disminución del grosor del cartílago articular e invasión de éste por tejido fibrovascular, b) detalle sobre la invasión de tejido fibrovascular, c) disminución del grosor del cartílago articular en la zona lateral de la cabeza femoral, d) intensa fibrosis en la epífisis.

encontramos trabéculas engrosadas, desapareciendo el tejido adiposo intertrabecular que fue sustituido por degeneración mucoide. También las vacuolas fueron más pequeñas por necrosis del espacio graso.

En la metáfisis hallamos fibrosis con presencia de hueso neoformado en las trabéculas gruesas y presencia de vasos congestivos. Observamos áreas de degeneración mucinosa (Figura 6).

■ Discusión

Se han empleado diferentes modelos experimentales para estudiar los efectos de la isquemia en la cabeza femoral, describiendo diferentes métodos y modelos en cerdos [2-4][14-17], perros [18][19], ratas [20], cordero [21], conejos [13]. Hemos elegido el cordero ante la escasez de datos bibliográficos acerca de la vascularización de la cabeza femoral. Hay que tener en consideración que en todos los modelos no se producen los mismos cambios histológicos. Nuestro trabajo

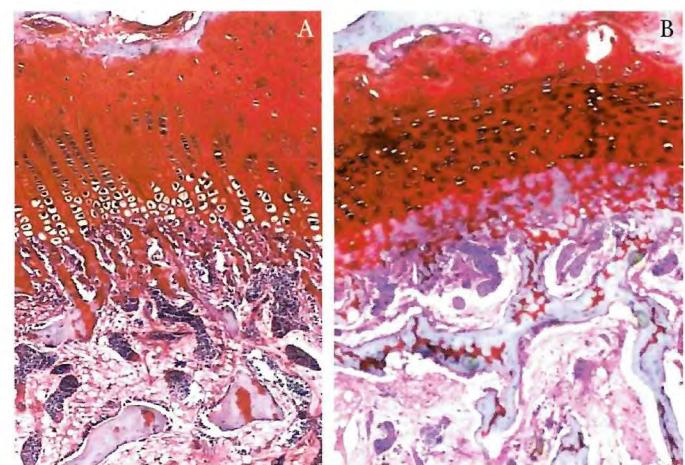


Fig. 5. a) Cartílago de crecimiento que rodea al centro secundario de osificación, b) lagunas vacías en las zonas proliferativas e hipertróficas y una pérdida de la disposición columnar del cartílago fisario.

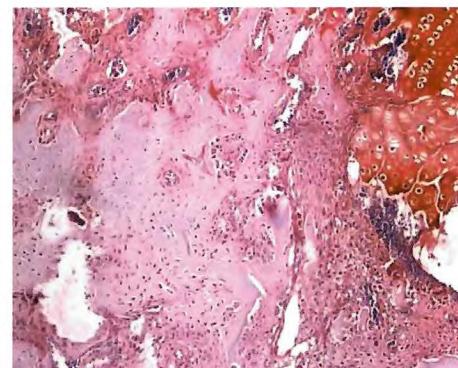


Fig. 6. Fibrosis del espacio metafisario con presencia de neoformación ósea y vasos congestivos.

pone de manifiesto la afectación vascular como posible agente etiológico en la osteonecrosis postraumática y permite un mejor conocimiento de su etiopatogenia y el desarrollo de procedimientos terapeúticos.

Se han utilizado diferentes modelos experimentales para estudiar los efectos de la isquemia sobre el cartílago epifisario y la placa de crecimiento que rodea al centro secundario de osificación [14][22] pero no todos producen los mismos cambios histológicos. En un modelo experimental de perros inmaduros, la necrosis isquémica cambió la morfología y el grado, encontrando desde la normalidad hasta lesiones en el espesor completo del cartílago de crecimiento [20]. En un modelo canino de necrosis isquémica de la cabeza femoral inmadura se realizaron múltiples interrupciones del aporte vascular y se observó una afectación selectiva de la fisis que rodea al centro secundario de osificación, aunque este modelo también se asoció con muchos fallos técnicos [19][23].

Salter y Bell [24], en un modelo experimental realizado con corderos, observaron una afectación del cartílago epifisario que variaba desde una afectación parcial de la zona central de la cabeza femoral, hasta una afectación total de la cabeza femoral. Los cambios fueron más evidentes en los especímenes de mayor evolución, apareciendo siempre con más de 7 semanas desde la cirugía. En los corderos en los que se dejó evolucionar la necrosis hasta las 11 semanas observamos la mayoría de los cambios, tanto macroscópicos como microscópicos. Nuestro modelo presenta una baja tasa de fallos siendo los resultados reproducibles si bien se requiere que los animales sean muy jóvenes y esperar más de 8 semanas para ver las alteraciones con claridad. Solo cuatro animales tuvieron que ser sacrificados antes de tiempo, dos por causas generales y otros dos relacionados con la técnica. Obtuvimos cambios morfológicos en la cabeza femoral en aquellos animales de menor edad. Sin embargo, no vimos diferencias relacionadas por la vía de abordaje, la utilización de sustancias esclerosantes, el método de cerclaje o, lo que resulta de más interés, por seccionar o no el ligamento redondo. Las cabezas femorales intervenidas mostraron un centro secundario de osificación y adelgazamiento del cartílago fisario, más intenso en los animales con evolución superior a las 7 semanas después de la cirugía. El hueso trabecular presentó un aspecto claro de necrosis. También las imágenes radiográficas presentaron signos de necrosis de la cabeza femoral y un aumento de la densidad de la cabeza femoral, con aplanamientocefálico e hipercrecimiento del trocánter mayor. Histológicamente la necrosis del cartílago articular fue evidente a partir de las cinco semanas de la cirugía. En el cartílago articular observamos una disminución del grosor asociado a una destrucción celular. También la fisis mostró una morfolo-

gía irregular con pérdida de la disposición columnar encontrando lagunas vacías en la zona proliferativa e hipertrófica. Además, el cartílago epifisario alrededor del cartílago de crecimiento estaba adelgazado. Por su parte, el cartílago articular mostró una interrupción ante la presencia de un tejido fibroso que se introducía entre las trabéculas del hueso subcondral. No observamos invasión vascular de la zona hipertrófica de condrocitos. En la epífisis encontramos trabéculas engrosadas, desapareciendo el tejido adiposo intertrabecular que fue sustituido por degeneración mucoide. También las vacuolas fueron más pequeñas por necrosis del espacio graso. En la metáfisis hallamos fibrosis con presencia de hueso neoformado en las trabéculas gruesas y presencia de vasos congestivos con áreas de degeneración mucinosa.

De nuestra investigación preliminar quisieramos destacar que los cambios regenerativos, en el centro de osificación, no se producen de forma global y homogénea en la cabeza femoral. La regeneración se realiza de forma asimétrica en el centro secundario de osificación dando un aspecto de aplanamiento de la cabeza femoral en las zonas periféricas y preservación de la altura en la zona central. Además, la aparición de nuevos centros de osificación en la epífisis contribuye al aspecto irregular y fragmentado de la cabeza femoral.

Nuestro estudio no solo se centra en los cambios que aparecen en el centro de osificación secundario también ha buscado la afectación del cartílago de crecimiento que lo rodea. La lesión de este cartílago produce cambios en la forma y el crecimiento circunferencial de la cabeza femoral, que en cabezas femorales inmaduras puede comprometer la función posterior. Hemos obtenido resultados similares a los descritos en la literatura. En el clásico estudio realizado por Salter [7] sobre cerdos inmaduros, observó una deformidad grave de la cabeza femoral, a las 8 semanas de la cirugía, apreciando signos macroscópicos de colapso de la cabeza femoral, aumento de la densidad, hipertrrofia del cartílago fisario e histológicos con disminución del cartílago articular en la zona lateral, bandas fibrosas, engrosamiento de las trabéculas óseas, degeneración mucoide y vacuolas más pequeñas, pérdida de la disposición columnar de la fisis de crecimiento y más evidentes a partir de la séptima semana.

Boss et al [23] realizaron un estudio experimental para valorar los efectos de la supresión vascular. Bejar et al [20] también estudiaron el efecto de la eliminación de la vascularización en las cabezas femorales de las ratas. Provocaron la necrosis de la cabeza femoral mediante la ligadura de los vasos en el cuello femoral y seccionaron el ligamento redondo que conllevó una necrosis y la sustitución del tejido óseo por tejido fibroso. Progresivamente el tejido necrótico era reemplazado por tejido graso hematopoyético confirmando el as-

pecto de hueso anormal y biomecánicamente frágil. Además, la cabeza femoral perdía progresivamente su forma esférica. También se produjeron cambios regresivos en el cartílago articular y cambios inflamatorios en la membrana sinovial. Posteriormente estudiaron diversas opciones terapéuticas mediante la exposición a oxígeno hiperbárico, limitación de la carga, medicación con enoxaparina, reducción de la presión intraósea, mediante técnicas de descompresión de la cabeza femoral, medicación con factor endotelial de crecimiento vascular (VEGF) para estimular la revascularización y medicación con ácido zolendrónico para disminuir la actividad osteoclástica.

Microscópicamente vimos una necrosis del cartílago articular que rodea al centro de osificación secundario que fue sustituido por tejido fibrovascular que emerge desde el espacio medular, como señaló el grupo de Kim et al [3][15-17] en sus trabajos en cerdos. Es importante destacar el crecimiento anormal de la cabeza femoral, con disminución del grosor del cartílago articular y aplanamiento en la zona lateral. Esta apariencia de colapso en la zona periférica se debe al crecimiento asimétrico en la zona lateral no acompañada de crecimiento en la zona central.

Si consideramos la patología vascular como causante de la osteonecrosis de la cabeza femoral se puede aprovechar la capacidad angiogénica de las MSC de médula ósea, circulantes o progenitores endoteliales para mejorar la recuperación del flujo sanguíneo en distintos modelos isquémicos [2-4][14-20][25-28]. Kinnaird et al [28] vieron que las células estromales derivadas del hueso, en el hombre, promueven la arteriogénesis mediante mecanismos paracrinos y demostraron que la expresión de genes codificadores de citoquinas relacionadas con la arteriogénesis (FGF-2), factor de crecimiento endotelial vascular (VEGF), interleuquina-6 (IL-6) y factor de crecimiento placentario estaban aumentados. Realizó un modelo experimental de isquemia en la pata trasera de ratón, inyectando submuscularmente células estromales cultivadas derivadas del hueso y encontraron una recuperación del flujo sanguíneo colateral y de la función de la extremidad. Concluyeron que era la señalización paracrina y no la incorporación celular la causante de la mejoría de la isquemia tisular. Por su lado, Müller et al [29] valoraron la secreción de proteínas angiogénicas por las MSC y sus implicaciones clínicas en el tratamiento de la necrosis avascular. Trataron cinco pacientes con leucemia y osteonecrosis de la cabeza femoral, secundaria a corticoterapia, mediante cirugía de descompresión de la cabeza femoral e infiltración de MSC. Tras un seguimiento medio de 16 meses, apreciaron una mejoría clínica en los pacientes y la formación de hueso mineralizado en las zonas afectadas. También Wang et al [30] demostra-

ron que el aumento de la producción de VEGF por las células osteoblásticas aumenta la angiogénesis y favorece el flujo de entrada de osteoblastos en la superficie ósea.

Las MSC adultas se encargan de mantener, generar y reemplazar células diferenciadas dentro de su propio tejido específico como consecuencia del recambio celular fisiológico o de daño celular por lesión [31]. Las poblaciones de células progenitoras y de MSC son los componentes superiores de sistemas continuos de renovación celular en casi todos los tejidos humanos.

Hernigou y Bernaudin [32] publicaron el primer trasplante autólogo de médula ósea en un paciente de 13 años con osteonecrosis de la cabeza humeral por drepanocitosis. Tres meses después de la implantación, las radiografías mostraron una regeneración de la cabeza humeral y en la RNM se observó una normalización de la señal de la médula ósea. Posteriormente, el mismo Hernigou et al [9][10][33] y Gangji et al [8] estudiaron la eficacia de la terapia celular en pacientes con osteonecrosis de la cabeza femoral. Tras la aspiración de 400 ml de médula ósea de la cresta ilíaca se obtuvo un concentrado celular de 50 ml. Mientras, se realizó el segundo paso de la técnica, la descompresión de la cabeza femoral. Bajo control radioscópico se introdujo manualmente un trépano de 3 mm a través del trocánter, cuello y cabeza del fémur hasta la lesión necrótica y se inoculó la médula ósea en la lesión necrótica.

Hernigou y Beaujean [33] estudiaron prospectivamente 189 caderas, en 116 pacientes, tratadas mediante descompresión de la cabeza femoral e infiltración de médula ósea, con un seguimiento medio de 7 años (5-11 años). Los factores de riesgo asociados eran corticoterapia en el 16%, alcoholismo en el 30%, drepanocitosis en el 34%, trasplante en el 11%, idiopático en el 5% y de otra causa en el 4%. Cuando los pacientes fueron tratados antes del colapso de la cabeza femoral (estadios I-II), los resultados fueron mejores que en los pacientes tratados en estadios avanzados (III-IV). Gangji et al [34] estudiaron 13 pacientes (18 caderas) con osteonecrosis de la cabeza femoral estadio I-II, sin fractura subcondral, en un estudio comparativo a doble ciego. Se utilizó un grupo de referencia, sólo con descompresión de la cabeza femoral, y otro grupo de injerto de médula ósea, descompresión e implantación de células mononucleares de médula ósea. Después de dos años mejoró el dolor y los síntomas articulares en el grupo de injerto de médula ósea de manera significativa. El análisis de supervivencia también demostró una diferencia entre los dos grupos en el tiempo transcurrido hasta el colapso. Además, en el grupo de infiltración de médula ósea el volumen de la lesión necrótica descendió un 35%, a los 24 meses. En ambos estudios se observó una me-

joría en la evolución de la cabeza femoral tras la implantación de MSC en estadios iniciales de osteonecrosis.

Los trabajos realizados para el conocimiento de la fisiopatología de la osteonecrosis muestran que hay un descenso de MSC en el fémur proximal y un número insuficiente de osteoblastos para efectuar la remodelación ósea y, por lo tanto, un mecanismo de reparación inadecuado que provoca el colapso de la cabeza femoral. La implantación de células osteogénicas en estadios iniciales puede hacer que estas lesiones sean reversibles. Además, las células inyectadas en la médula ósea aportan factores óseos y angiogénicos (FGF-2, PDGF, VEGF, TGF-β, BMP-7) actuando como sustrato terapéutico, promoviendo la formación de hueso tras una fractura y osteonecrosis [35-40].

El estudio realizado tiene limitaciones pues experimentamos únicamente con la variable vascular, despreciando otros factores que también podrían provocar la necrosis ósea o que son la consecuencia de la isquemia. Además, los animales utilizados son cuadrúpedos lo que hace que el factor mecánico de la deformación y colapso no sean tan evidentes como en el hombre. Por otra parte, como ocurre con los estudios sobre el crecimiento, éste varía por razones genéticas de unos individuos a otros y es muy difícil establecer modelos homogéneos que permitan establecer el momento más adecuado para efectuar las acciones lesivas. Todo esto explica que los resultados sean diferentes de unos animales a otros y que no siempre se consiga unas lesiones de la misma magnitud.

Nuestro trabajo ha puesto de manifiesto que la necrosis isquémica de la cabeza femoral, realizada de forma experimental, provoca un daño selectivo al cartílago epifisario, el centro de osificación secundario y la placa fisaria de crecimiento. Observamos que los cambios morfológicos consisten en el adelgazamiento del cartílago articular, la muerte celular de la fisis que rodea al centro de osificación secundario, la invasión de tejido fibrovascular y el engrosamiento de las trabeculas en la epífisis y metafisis y la degeneración vacuolar y mucinosa en la metafisis. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lieberman JR, Berry DJ, Mont MA, Aaron RK, Callaghan JJ, Rajadhyaksha, et al. Osteonecrosis of the hip: management in the 21 st century. *J Bone Joint Surg (Am)* 2003; 85-A:337-55.
2. Hofstaetter JG, Roschger P, Klaushofer K, Kim HK. Increased matrix mineralization in the immature femoral head following ischemic osteonecrosis. *Bone* 2010; 46:379-385.
3. Kim H, Bian H, Aya-ay J, Garces A, Morgan EF, Gilbert SR. Hypoxia and HIF-1 expression in the epiphyseal cartilage following ischemic injury to the immature femoral head. *Bone* 2009; 45:280-288.
4. Kothapalli R, Aya-ay JP, Blan H, Garces A, Kim HK. Ischemic injury to femoral head induces apoptotic and oncotic cell death. *Pathology* 2007; 39:241-246.
5. Neidel J, Zander D, Hackenbroch MH. Low plasma levels of insulin like growth factor I in Perthes disease. A controlled study of 59 consecutive children. *Acta Orthop Scand* 1992; 63: 393-398.
6. Salter RB. Legg-Perthes disease: the scientific basis for the methods of treatment and their indications. *Clin Orthop Rel Res* 1980; 150:8-11.
7. Salter RB. The present status of surgical treatment for Legg-Perthes disease. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984; 66-A:961-6.
8. Gangji V, Hauzeur JP, Schoutens A, Hinsenkamp M, Appelboom T, Egrise D. Abnormalities in the replicative capacity of osteoblastic cells in the proximal femur of patients with osteonecrosis of the femoral head. *J Rheumatol* 2003; 30:348-51.
9. Hernigou P, Beaujean F. Abnormalities in the bone marrow of the iliac crest in patients who have osteonecrosis secondary to corticosteroid therapy or alcohol abuse. *J Bone Joint Surg (Am)* 1997; 79-A:1047-53.
10. Hernigou P, Beaujean F, Lambotte JC. Decrease in the mesenchymal stem cell pool in the proximal femur in corticosteroid-induced osteonecrosis. *J Bone Joint Surg (Br)* 1999; 81-B:349-55.
11. Glimcher MJ, Kenzora JE. The biology of osteonecrosis of the human femoral head and its clinical implications: II. The pathological changes in the femoral head as an organ and in the hip joint. *Clin Orthop Relat Res* 1979; 139:283-312.
12. Glimcher MJ, Kenzora JE. The biology of osteonecrosis of the human femoral head and its clinical implications. III. Discussion of the etiology and genesis of the pathological sequelae; comments on treatment. *Clin Orthop Relat Res* 1979; 140:273-309.
13. Kenzora JE, Steele RE, Yosipovitch ZH, Glimcher MJ. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. *Clin Orthop Relat Res* 1978; 130:8-46.
14. Shapiro F. Femoral head deformation and repair following induction of ischemic necrosis. An histologic and magnetic resonance imaging study in the piglet. *J Bone Joint Surg (Am)* 2009; 91-A:2903-14.
15. Kim H. Histopathologic changes in growth-plate cartilage following ischemic necrosis of the capital femoral epiphysis: An experimental investigation in immature pigs. *J Bone Joint Surg (Am)* 2001; 83-A:688-97.

16. Kim H. Pathogenesis of metaphyseal radiolucent changes following ischemic necrosis of the capital femoral epiphysis in immature pigs. A preliminary report. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004; 86-A:129-35.
17. Kim H. Flattening and apparent fragmentation following ischemic necrosis of the capital femoral epiphysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2002; 84-A:1329-34.
18. Sanchis M, Zahir A, Freeman MA. The experimental simulation of Perthes disease by consecutive interruptions of the blood supply to the capital femoral epiphysis in the puppy. *J Bone Joint Surg (Am)* 1973; 55-A: 335-42.
19. Zahir A, Freeman AR. Cartilage changes following a single episode of infarction of the capital femoral epiphysis in the dog. *J Bone Joint Surg (Am)* 1972; 54-A:125-36.
20. Bejar J, Peled E, Boss JH. Vasculature deprivation-induced osteonecrosis of the rat femoral head as a model for therapeutic trials. *Theor Biol Med Model* 2005; 2:24.
21. McKibbin B, Holdsworth FW. The nutrition of immature joint cartilage in the lamb. *J Bone Joint Surg (Br)* 1966; 48-B:793-803.
22. Carranza A. Simulación experimental de la enfermedad de Perthes. Resumen de tesis doctoral. Biomécanica 1997; 9:148-53.
23. Boss JH, Miszelevich I. Osteonecrosis of the Femoral Head of Laboratory Animals: The lessons learned from a comparative study of osteonecrosis in man and experimental animals. *Vet Pathol* 2003; 40:345-54.
24. Salter RB, Bell M. The pathogenesis of deformity in Legg-Perthes disease. An experimental investigation. *J Bone Joint Surg (Br)* 1968; 50-B:436.
25. Ponseti IV. Legg-Calve-Perthes disease. Histochemical and ultrastructural observations fo the epiphyseal and physis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1983; 65-A:797-807.
26. Pringle D. Indentation properties of growing femoral head following ischemic necrosis. *J Orthop Res* 2004; 22:122-30.
27. Koob T. Biomechanical properties of bone and cartilage in growing femoral head following ischemic osteonecrosis. *J Orthop Res* 2007; 25:750-7.
28. Kinnaird T, Stabile E, Burnett MS, Lee CW, Barr S, Fuchs S, et al. Marrow-derived stromal cells expresss genes encoding a broad spectrum of arteriogenic cytokines and promote in vitro and in vivo arteriogenesis through paracrine mechanisms. *Circ Res* 2004; 94:678-85.
29. Müller I, Vaegler M, Holzwarth C, Tzaribatchev N, Pfister SM, Schütt V, et al. Secretion of angiogenic proteins by human multipotent mesenchymal stromal cells and their clinical potential in the treatment of avascular necrosis. *Leukemia* 2008; 22:2054-61.
30. Wang Y, Wan C, Deng L, Liu X, Cao X, Gilbert SR, et al. The hypoxia-inducible factor alpha pathway couples angiogenesis to osteogenesis during skeletal development. *J Clin Invest* 2007; 117:1616-26.
31. Carlson CS, Meuten DJ, Richardson DC. Ischemic necrosis of cartilage in spontaneous and experimental lesions of osteochondrosis. *J Orthop Res* 1991; 9:317-29.
32. Hernigou P, Bernaudin F. Course of bone tissue after bone marrow allograft in adolescents with sickle cell disease. *Rev Chir Orthop* 1994; 80:138-43.
33. Hernigou P, Beaujean F. Treatment of osteonecrosis with autologous bone marrow grafting. *Clin Orthop Rel Res* 2002; 405:14-23.
34. Gangji V, Hauzeur JP, Matos C, DE Maertelaer V, Tounghouz M, Lambermont M. Treatment of osteonecrosis of the femoral head with implantation of atulogous bone marrow cells: a pilot study. *J Bone Joint Surg (Am)* 2004; 86-A:1153-60.
35. Shyu KG, Manor O, Magner M, Yancopoulos GD, Isner JM. Direct intramuscular injection of plasmid DNA encoding angiopoietin-1 but not angiopoietin-2 augments revascularization in the rabbit ischemic hindlimb. *Circulation* 1998; 98:2081-7.
36. Radomsky ML, Thompson AY, Spiro RC, Poser JW. Potential role of fibroblast growth factor in enhancement of fracture healing. *Clin Orthop Rel Res* 1998; 355:283-93.
37. Bostrom MP, Asnis P. Transforming growth factor beta in fracture repair. *Clin Orthop Rel Res* 1998; 355:124-31.
38. Yang C, Yang SH, Du JY, Li J, Xu WH, Xiong YF. Basic fibroblast growth factor gene transfection to enhance the repair of avascular necrosis of the femoral head. *Chin Med Sci J* 2004; 19:111-5.
39. Horwitz EM, Prockop DJ, Fitzpatrick LA, Koo WW, Gordon PL, Neel M, et al. Transplantability and therapeutic effects of bone marrow-derived mesenchymal cells in children with osteogenesis imperfecta. *Nat Med* 1999; 5: 309-13.
40. Lieberman JR, Conduah A, Urist MR. Treatment of osteonecrosis of the femoral head with core decompression and human bone morphogenetic protein. *Clin Orthop Rel Res* 2004; 429: 139-45.

Conflict de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Sistema de entrenamiento para operaciones de reemplazo total de rodilla

System training for operations of total knee replacement TKR

Pinto ML², Sabater JM¹, Sofrony JI², Garcia NM¹, Azorín JM¹, Perez C¹

¹ Virtual Reality and Robotics Lab. Universidad Miguel Hernández de Elche, España. ² Escuela de Ingeniería Electromecánica. Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Desarrollar un simulador para las operaciones de reemplazo total de rodilla (TKR) que sirve además como base para el estudio de otras intervenciones como reemplazo total de cadera (THR).

Material y Método: Se describe una aplicación que integra el modelado de objetos óseos y tejidos blandos con el procesamiento de imágenes médicas y la tecnología háptica para aumentar las propiedades de inmersión. El sistema esta compuesto por dos etapas, primero se analizaron imágenes medicas de la articulación y se estableció un plan intraoperatorio para seccionar los tejidos. En una etapa posterior, se integró la información de los huesos seccionados para interactuar con modelos virtuales de prótesis e instrumental quirúrgico, añadiendo sensaciones de contacto.

Resultados: Se generó un modelo mixto superficial-volumétrico que simuló un hueso mediante la separación de secciones definidas por el usuario como la sección superficial sobre la cual no se proponen deformaciones o modificaciones (cortes, taladrado, fresado) y sección volumétrica compuesta por primitivas superficiales (puntos, esferas, o cubos) con propiedades de transformaciones geométricas y reportes de colisión independiente.

Conclusion: El simulador presentado se puede usar para el entrenamiento de cirugías ortopédicas utilizando imágenes, modelos e instrumental 3D que complementa los métodos clásicos de enseñanza.

Palabras clave:

Prótesis total de cadera, prótesis total de rodilla, haptica, simulación.

Abstract

Objetive: To develop an orthopedic surgery simulator for operations for total knee replacement (TKR), this also serves as the basis for the study of other interventions such as total hip replacement (THR).

Material and method: Is described an application based on open source software that integrates the modeling of bone and soft tissue objects in medical imaging and haptic technology to enhance the properties of immersion. The system consists of two stages; first, medical images of a joint are analyzed, and a plan for intraoperative 3D sections is established. At next stage, the user integrates information from the different objects previously generated from the sectioned bones to interact with virtual models and prosthesis.

Results: The main contribution of this work is the generation of a mixed model surface and volume to simulate the machining of a bone by removing user-defined sections such as section surface on which no deformation or proposed modification (cutting, drilling, milling) and volumetric section consists of surface primitive (points, spheres, or cubes) with properties of geometric transformations and independent collision reports.

Conclusions: The simulator can be used to train other orthopedic cases considering the use of images, 3D models and specific instruments, becoming a training tool that complements traditional methods of medical education.

Keywords:

THR, TKR, haptics.

Correspondencia

J. M. Sabater Navarro

Universidad Miguel Hernández de Elche

Avda. Universidad s/n. Edificio Quorum V. 03202 Elche (Alicante)

j.sabater@umh.es

I Introducción

En la cirugía de reemplazo total de rodilla (PTR) los cortes del hueso y del cartílago son reemplazados por superficies metálicas o plásticas. El objetivo de la PTR es corregir la alineación axial de la extremidad inferior, mantener la estabilidad y aliviar el dolor articular y restablecer la función [1][2]. En esta intervención se procura la pérdida mínima de hueso sano y estabilizar la articulación [3].

Las características de la cirugía ortopédica ha aprovechado los simuladores de entrenamiento pues los huesos constituyen partes rígidas, fácilmente modelables en un entorno informático con una buena visualización 3D. Hoy se disponen de simuladores y navegadores para la cirugía protésica que facilitan la planificación y el implante y colocación exacta de los componentes. Sin embargo, en la gran mayoría, los cálculos realizados son geométricos y cinemáticos, es decir, se fundamentan en la localización y visualización 3D de objetos sólidos sin considerar las fuerzas y colisiones entre tejidos o entre tejidos y herramientas quirúrgicas. Por tanto, muchos de los pasos de las cirugías de las arthroplastias, como son la separación de partes blandas, fresado, taladrados, cortes o suturas no están incluidas en las aplicaciones.

Se dispone de aplicaciones específicas para artroscopia de rodilla [4], de un sistema para PTR [5][6]; por su parte, el simulador InsightArthroVR® [7], es un sistema de entrenamiento de una situación artroscópica real de mínima invasión, con una herramienta multi-propósito adaptable a dos articulaciones mediante una carcasa en plástico de hombro o rodilla y dos dispositivos Phantom Omni® como elementos de realimentación de fuerzas.

Nuestro objetivo es desarrollar un simulador para las intervenciones de PTR que sirva, además, como base para el estudio de otras intervenciones como la arthroplastia de cadera (PTC) y la inserción de clavos intramedulares, integrando el modelado de objetos óseos y tejidos blandos con el procesamiento de imágenes con las interfaces hápticas como dispositivos con reflexión de fuerzas.

I Material y métodos

El sistema consistió en un ordenador y dos dispositivos hápticos conectados a él. Se dispuso de versiones para dispositivos hápticos (Falcon de Novint®, Wiimote de Nintendo® y Phantom Omni de Sensable®) (Figura1)

Los dispositivos hápticos sirvieron como interfaz para el manejo del posicionamiento tridimensional. Algunos dispositivos (Wiimote®) sólo tenían capacidad limitada para el «renderizado» de fuerzas hacia el usuario, como es la vibración mecánica que puede producir. Otros como el Phan-



Fig. 1. Componentes del sistema.

tom Omni®, en cambio, eran capaces de «renderizar» vectores tridimensionales de fuerzas hacia el operador.

Desarrollamos un conjunto de aplicaciones para el análisis, reconstrucción y visualización tridimensional, enfocado a la simulación de las intervenciones PTR. Las características de este conjunto de aplicaciones denominado SITKHR (Simulación de Intervenciones TKR y THR) eran la visualización de imágenes radiográficas en formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), en planos anatómicos diferentes con marcación de puntos de referencia anatómicos, ser una herramienta para el corte de imágenes en cualquier plano anatómico o una sección específica de acuerdo a las marcas del usuario, así como para la obtención de un modelo mixto superficial/volumétrico en cualquier zona, eje y dimensión de la imagen DICOM. Además de disponer de una asignación morfológica de tamaños para las partículas elementales que constituyen el modelo volumétrico para su aplicación en el «renderizado» háptico. Reconstruir los tejidos específicos, a partir de la imagen DICOM, con la posibilidad de exportarlos en diferentes formatos de visualización gráfica tridimensional. Simular el mecanizado de un hueso a partir de la exploración y reconstrucción de la imagen DICOM de una zona específica de la cadera, el fémur o la rodilla. Realimentar las fuerzas en las herramientas de exploración y mecanizado, mediante la integración de la interfaz háptica (Phantom de Sensable Inc.) y desarrollar simulaciones de cortes e interacción con los módulos de eliminación de partículas y de «renderización» de fuerzas en función de las superficies que entran en contacto.

El SITKHR se dividió en dos aplicaciones que permitieron, por una lado plantear el procedimiento de deformación (corte, fresado, taladrado) de los componentes de una articula-

ción, a partir de una exploración de las imágenes 2D; y, por otro, integrar los modelos tridimensionales de cada sección obtenida en la etapa anterior, en un entorno virtual en el que se puede interactuar con herramientas 3D que tienen propiedades de reflexión de fuerzas (Figura 2). El simulador utilizaba software de código abierto, en lenguaje de programación C++, compilado con Microsoft Visual Studio® 2005 (S.O. Windows XP®, CPU Intel® Core®2 Quad Q8200, 2.33GHz, 4GB de RAM). Su arquitectura estaba basada en el uso de las librerías VTK [6] para el desarrollo de los entornos de realidad virtual; ITK [8], para el registro y filtrado de imágenes medicas; QT [9] para proporcionar las funciones estándar de un interfaz o GUI, compatible con VTK; V-Collide [10] para analizar el problema de la detección de colisiones y OHAE [11] para la integración y control del dispositivo haptico Phantom Omni® de SensAble Technologies, Inc.

APLICACIÓN1: Modulo de análisis, reconstrucción y visualización imágenes médicas

Mediante APLICACIÓN1 se consiguió la lectura de imágenes medicas en formato DICOM; marcar puntos de referencia anatómicos en un plano transversal, sagital y coronal. Estas opciones de visualización fueron importantes para analizar la toma de datos en un tratamiento intraoperatorio. Así, para la intervención de PTR, por ejemplo, se notaba que el estudio radiográfico además de certificar la patología subyacente, permitía obtener una aproximación de los tamaños de los implantes a utilizar. La radiografía ántero-posterior permitió valorar el tamaño del implante tibial, la imagen lateral el tamaño del implante femoral y la axial el implante rotuliano.

APLICACIÓN1 incluyó herramientas de procesado de imágenes 2D con una etapa de segmentación y filtrado para

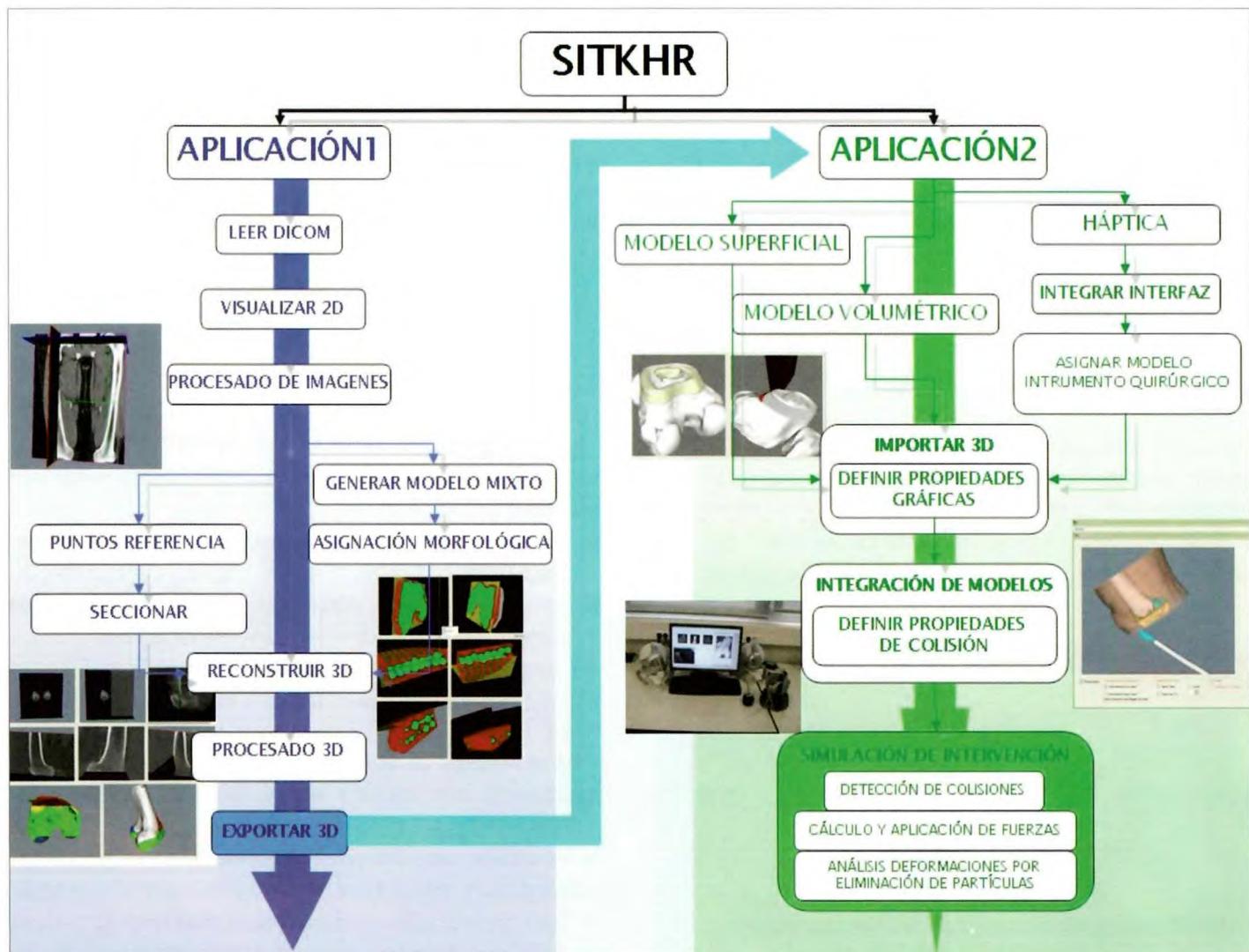


Fig. 2. Esquema general módulo SITKHR.

la separación de los componentes de las articulaciones específicas y la asignación de planos de corte que simulaban deformaciones de tejidos sobre una imagen 2D en la que se apreciaba con claridad y, posteriormente a los cortes indicados, las modificaciones de huesos y tejidos. Luego se reconstruyeron y previsualizaron sólidos o modelos superficiales, como resultados de cortes pero en tres dimensiones. Se ofrecieron opciones de procesamiento para el suavizado, diezmado y exportación de dichos modelos. La particularidad diferencial más importante de esta aplicación era:

-Algoritmo obtención modelo mixto superficial/volumétrico para el desarrollo de un sistema de realidad virtual que permitía simular las intervenciones PTR. Se propuso un algoritmo que generaba el modelo tridimensional de los tejidos a intervenir, como un conjunto mixto superficial/volumétrico, entendiendo el volumétrico como la agrupación de modelos superficiales de pequeño tamaño, partículas elementales, y no de «renderización» volumétrica propiamente dicho. Esto permitió considerar las deformaciones únicamente por la eliminación o desplazamiento de las partes volumétricas, sin necesidad de cálculos de remallados, los cuales son muy costosos computacionalmente.

El modelo mixto consistía en la separación de secciones definidas por el usuario como la sección superficial sobre la cual no se proponen deformaciones o modificaciones (cortes, taladrado, fresado) y la sección volumétrica compuesta por primitivas superficiales (esferas o cubos) con propiedades de transformaciones geométricas y reportes de colisión independiente y con un tamaño tal que en su conjunto simulan visualmente que hacen parte de un modelo superficial general (Figura 3). La aplicación de la PTR o PTC se especificaba según las imágenes procesadas, las secciones de corte definidas y las herramientas que se quieran simular.

El modelo mixto se exportó de APLICACIÓN1 que contenía únicamente puntos del espacio correspondientes con

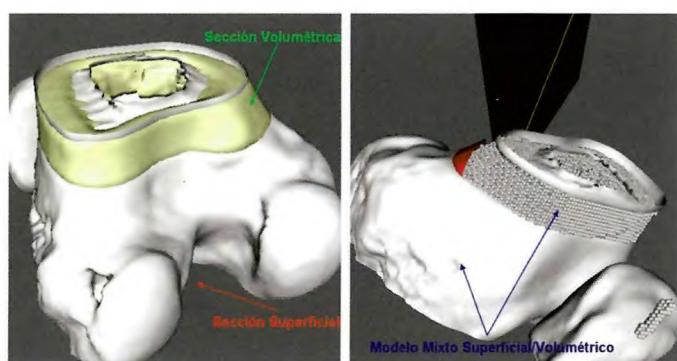


Fig. 3. Combinación Modelo Mixto Superficial/Volumétrico.

las coordenadas de los píxeles que cumplían la condición de contorno, por ejemplo, píxeles de las imágenes que corresponden a hueso. El algoritmo para la obtención de la parte volumétrica del modelo mixto se definió como

- i. Selección de la sección volumétrica (conjunto de imágenes con vistas anterior/posterior, lateral o axial).
- ii. De las imágenes seleccionadas identificar los píxeles que cumplan la condición de contorno definida para el volumen (por ejemplo que el valor del píxel sea mayor que el valor de contorno).
- iii. Determinar las coordenadas en el espacio tridimensional de los píxeles que cumplan la condición.
- iv. Asignar las coordenadas al conjunto de primitivas (esferas, cubos, etc.) que representaran el modelo volumétrico.
- v. Definir dimensiones de las partículas volumétricas según el espaciado entre imágenes (por ejemplo, el radio de las esferas se selecciona igual al espaciado en x, o en el caso de partículas elementales cúbicas, la longitud del lado del cubo es igual al espaciado entre imágenes en x, y o z).

Para obtener un modelo volumétrico denso (sin huecos o espaciados entre partículas), se incluyeron dos etapas antes de la asignación de coordenadas:

- vi. La segmentación por crecimiento de semillas [12], lo que también evita el seccionado de imágenes y permite la obtención de tejidos específicos.
- vii. Filtrado binario para el relleno de huecos (para el caso se ha usado un filtro de erosión con radio 1).

APLICACIÓN2: Simulador con capacidades hápticas

En la segunda aplicación del sistema SITKHR, se presentó un simulador que contaba con tres características de análisis:

- i) visualización de un modelo superficial para tejidos o herramientas;
- ii) integración de un modelo mixto superficial-volumétrico para la simulación de deformaciones de tejidos;
- iii) integración de una interfaz háptica para la realimentación de sensaciones táctiles en la interacción instrumento/tejido.

La generación de un entorno quirúrgico realista se logró mediante la importación y lectura de modelos tridimensionales como objetos superficiales *.vtk (Figura 4). En el caso de los tejidos sobre los que se van a realizar las operaciones quirúrgicas, se usa el modelo mixto explicado anteriormente. La «renderización» del modelo volumétrico se basa en las primitivas geométricas básicas y en la simulación de deformaciones de tejido óseo para la inserción de prótesis.



Fig. 4. APLICACIÓN2: Simulador con capacidades hapticas.

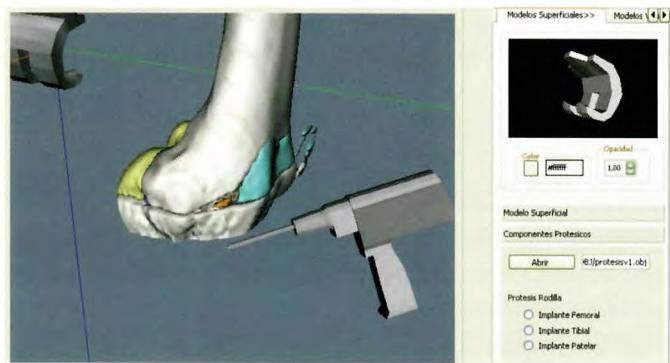


Fig. 5. Modelos específicos del cursor háptico para TKR.

Las características de la APLICACIÓN2 incluían:

- Visualización del modelo mixto: del algoritmo de generación del modelo volumétrico, se generaron las coordenadas de los píxeles pertenecientes al volumen, que al ser consideradas como centros de primitivas geométricas básicas de VTK (esferas, cubos, etc.), permitían obtener representaciones del modelo mixto en un entorno virtual, en el que, a partir de transformaciones (rotación/traslación) y opciones de adición/eliminación de la escena, se podía simular cualquier deformación de tejidos, con un realismo visual dependiente de la cantidad y tamaño de las partículas volumétricas.
- Integración dispositivo haptico: la interfaz haptica se integró en la escena de «renderización» a través de la asignación del efecto final del Phantom Omni®, a una geometría 3D que se movía en la escena de acuerdo a la posición y orientación del dispositivo (Figura 5).
- Efectos de colisión: el análisis de la detección de colisiones se implementó mediante el uso de V-Collide que obtenía información no solo de la pareja de objetos colisionados, por ejemplo instrumento-hueso, sino también de los polígonos triangulares intersectados por cada objeto, lo que permitió crear efectos de sangrado o marcado de trayectorias sobre tejidos, al cambiar el color de los triángulos incluidos.

«Renderización» de fuerzas: la realimentación de fuerzas se aplicó mediante un algoritmo planteado en función del reporte de colisión y del tipo de modelo con el que chocaba el instrumento quirúrgico virtual. Si la colisión se daba entre un modelo superficial y la herramienta haptica, se aplicó un vector de fuerzas simple determinado por un sistema físico resorte-amortiguador. Sí, por el contrario, la colisión se produjo con un componente del modelo volumétrico, el vector de fuerzas dependía de las características de las partículas colisionadas. Una vez aplicado el vector de fuerzas, según se pulsaran los botones de la interfaz, se habilitaron las opciones de liberación del vector de fuerzas para permitir por ejemplo trasladar o eliminar partículas.

- Simulación de cortes 3D: para la aplicación de funciones de corte sobre modelos superficiales de la escena, inicialmente se consideró usar las utilidades de VTK relacionadas con el seccionado de mallados poligonales tipo vtkPolyData, como vtkClipPolyData. Sin embargo, esta opción evidenció las desventajas gráficas al considerar mallados huecos internamente, ya que una vez realizado el corte por un plano específico, se debieron remallar las zonas complementarias de las superficies resultantes. Una simulación posterior de cortes aprovechó las superficies generadas por la reconstrucción de modelos con las imágenes obtenidas como resultado del algoritmo de seccionado de APLICACIÓN1, integrándolas mediante funciones sucesivas de importación de archivos *.vtk.
- La animación de cortes partió del reporte de colisión entre el instrumento haptico bisturí y un modelo volumétrico basado en primitivas elementales superficiales que a continuación, fue eliminado de la escena junto con toda su información de colisión. Ya que se debieron cargar previamente varios modelos, no fue necesario ejecutar ningún tipo de remallado, porque cada superficie conservaba una geometría complementaria visible cuando alguno de los mallados vecinos se eliminaba.
- Deformación de tejidos para la simulación de fresado y taladrado 3D. La APLICACIÓN2 se complementó con un algoritmo que consideraba la deformación de

tejidos a partir de una generación dinámica de superficies que envolvían una serie de puntos correspondientes a los centros de primitivas en un modelo volumétrico. Esta propuesta (Figura 6) en lugar de cargar las superficies de cada primitiva, la detección de colisiones se realizó con una superficie que envolvía una nube de puntos variable según la interacción con la interfaz háptica.

El algoritmo de deformación de tejidos se basó en la aplicación de envolventes convexas o cierre convexo o *Convex Hull* [13]. Intuitivamente, una cubierta convexa puede definirse como una banda elástica que rodea una colección de puntos, la cual se ajusta exactamente al contorno de los puntos. Aprovechando que las librerías de VTK contienen aplicaciones para la generación de cubiertas envolventes partiendo de arreglos de puntos en dos y tres dimensiones, se usaron los filtros vtkHull, vtkDelaunay3D y vtkSurfaceReconstructionFilter para generar modelos superficiales. Al probar el modelo volumétrico asignando una superficie convexa con vtkDelaunay3D, se obtuvieron superficies envolventes que no dieron una buena apariencia visual, porque los modelos volumétricos utilizados no necesariamente fueron conjuntos convexos.

Las siguientes pruebas consistieron en la definición de una imagen con dimensiones, origen y espaciado iguales a

los datos de procesamiento de APLICACIÓN1, con la posibilidad de configurar valores píxeles específicos cuya posición coincidiera con el conjunto de puntos centrales de un modelo volumétrico. La estrategia para la creación de las envolventes dinámicas no consistió directamente en la visualización de imágenes en la misma escena con los modelos mixtos, sino en la aplicación de filtros que reconstruyeran superficies a partir de los datos cargados en dichas imágenes. Adicionalmente se posibilitó una dinámica superficial al cambiar los valores de píxeles durante la misma ejecución del programa y, por tanto, el mallado resultado de la reconstrucción.

De la interacción de la interfaz háptica con el modelo virtual y la envolvente agregada en la escena con propiedades de contacto, se relacionó el reporte de colisión para la identificación de vértices colisionados con la herramienta, los cuales se eliminaron del conjunto de datos que definió la imagen y por tanto se generó una nueva reconstrucción superficial que simuló gráficamente la modificación de tejidos.

Resultados

Máximo número de imágenes procesadas

Dependiendo del tipo de dato definido para almacenar cada uno de los componentes de una pila de imágenes, las funciones de visualización y procesamiento de APLICACIÓN1 se vieron afectadas en función del uso de la memoria RAM del sistema. En la Tabla 1 se presentan los datos de memoria y proceso máximo soportado para cierta cantidad de imágenes de fémur en formato DICOM almacenadas como datos tipo *short*.

Según el procesamiento ejecutado, la apreciación del comportamiento de APLICACIÓN1 se definió como excelente, buena, regular o mala, según el tipo y tiempo de demora en la respuesta. Esto permitió recomendar que el número de imágenes DICOM fuera de 150 imágenes para visualizar, filtrar, segmentar y seccionar continuamente; o también limitar el tamaño de la pila en 400 si únicamente se van a realizar tareas de visualización, con un ordenador que tenga mínimo 2GB de memoria RAM.

Análisis algoritmo de «renderización» de fuerzas

En la Tabla 2 se presentan las apreciaciones subjetivas del comportamiento de APLICACIÓN2 relacionadas con la realimentación de fuerzas y los valores de los coeficientes de rigidez (*K*) y amortiguamiento (*C*) del modelo físico incluido en la interacción del cursor háptico con modelos superficiales. Para dicho análisis se cambiaron los valores de *C* y *K* desde la aplicación así como el objeto tridimen-

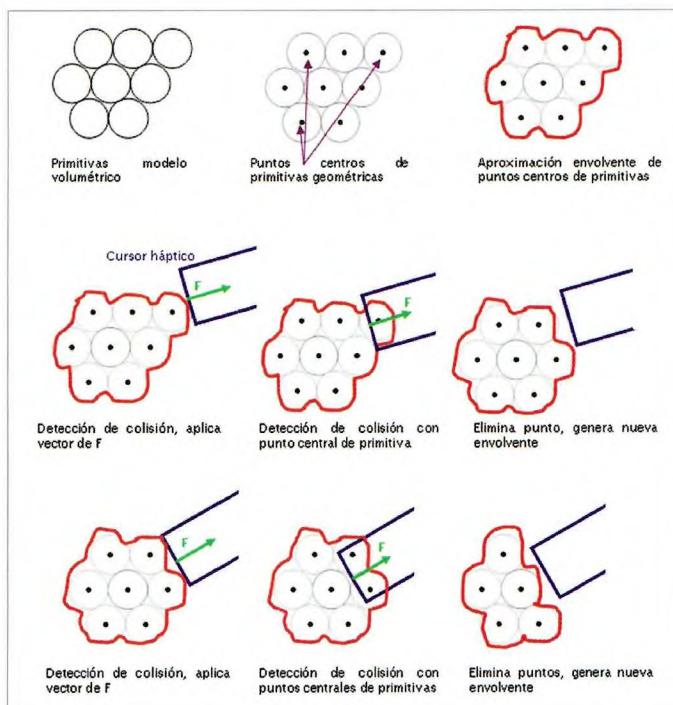


Fig. 6. Esquema generación dinámica de superficies envolventes.

Tabla 1. Análisis APLICACIÓN1 según el tamaño de la pila de imágenes

Tamaño pila de imágenes	Consumo RAM [MB]	Apreciación por proceso			
		Visualiza	Filtrado	Segmentación	Seccionado
1	540	Excelente	Excelente	Excelente	Excelente
50	632	Excelente	Excelente	Excelente	Excelente
100	729	Excelente	Excelente	Excelente	Excelente
150	826	Excelente	Excelente	Excelente	Excelente
290	1067	Excelente	Buena	Buena	Excelente
330	1150	Excelente	Buena	Buena	Buena
360	1200	Excelente	Buena	Buena	Buena
400	1320	Buena	Buena	Buena	Buena
460	1390	Buena	Buena	Regular	Regular
500	1480	Buena	Regular	Regular	Regular
570	1650	Buena	Regular	Regular	Regular
620	1980	Regular	Regular	Mala	Mala
680	2365	Regular	Mala	Mala	Mala
750	2590	Regular	Mala	Mala	Mala
810	2710	Mala	Mala	Mala	Mala

Tabla 2. Análisis «renderización» de fuerzas en modelos superficiales

10*C K	-0.05	-0.04	-0.03	-0.02	-0.01	0	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05
-0.05	I	I	I	I	M	SA	M	I	IV	IV	IV
-0.04	I	I	RA	RA	M	SA	M	I	IV	IV	IV
-0.03	I	RA	RA	RA	RA	SA	SA	I	IV	IV	IV
-0.02	MA	RA	RA	RA	RA	D	SA	SR	SR	IV	IV
-0.01	RA	RA	RA	RA	RA	D	D	SR	SR	IV	IV
0	MA	MA	SA	SA	D	D	D	SR	SR	IV	IV
0.01	RAD	MA	BAm	SA	D	D	D	SR	SR	IV	IV
0.02	RAD	RAD	BAm	BAm	D	SR	SR	BR	SR	IV	IV
0.03	MAm	BAm	BAm	BAm	BAm	SR	SR	BR	BR	IV	IV
0.04	I	RAm	BAm	BAm	BAm	SR	BR	BR	BR	IV	IV
0.05	I	I	RAm	RAm	RAm	RR	RR	RR	IV	IV	IV

Descripción de sensaciones táctiles

I	Inestable peligrosa	RA	Regular con atracción
MA	Mala con atracción	SA	Suavizada con atracción
RA	Regular con atracción	D	Despreciable
RAD	Regular con atracción y deslizamiento	SR	Suavizada con repulsión
MAm	Mala con amortiguamiento	BR	Buena con repulsión
BAm	Buena con amortiguamiento	RR	Regular con repulsión
RAm	Regular con amortiguamiento	IV	Inestable con vibraciones

sional de la herramienta quirúrgica virtual. El experimento permitió definir sensaciones táctiles inestables con vibraciones del dispositivo haptico, malas, regulares y buenas para atracción y repulsión. Con el rango encontrado para valores buenos (BAm y BR) se continuó analizando la aplicación *software*.

Análisis reporte de colisión

Teniendo en cuenta el tipo de reporte de colisión dado por la librería V-Collide implementada en APLICACIÓN2 se pudieron implementar funciones para marcar trayectorias, dibujar efectos de sangrado, trasladar y eliminar superficies o partículas de un modelo volumétrico. Una vez

que entran en contacto dos objetos en la escena que tienen propiedades de colisión, el sistema permite detectar dicha interacción, reportando el nombre de los objetos y la cantidad e identificación de los triángulos de cada modelo que se han intersectado.

Para las funciones de marcación de trayectorias simplemente se cambiaron el color de las celdas intersectadas en el objeto órgano, dejando intactas las celdas del objeto instrumento. Para las funciones de traslado y eliminación de superficies o partículas, se rescató la identificación del objeto que chocó con el cursor haptico y se aplicaron propiedades de desplazamiento o borrado de la escena según el movimiento del cursor o pulsaciones de los botones de la interfaz (Figura 7).

Pruebas de deformaciones y mecanizado de huesos

En la práctica, se obtuvieron superficies envolventes que cambiaban dinámicamente según el reporte de colisión con un cursor haptico (Figura 8). Con el reporte de las celdas colisionadas se cambia su color para marcar las trayectorias de deformación, eliminando de forma transparente para el usuario, la información de sus vértices y generando finalmente una nueva superficie que no contiene los triángulos marcados.

Discusión

Este trabajo presenta un sistema de simulación, como herramienta preoperatoria para el entrenamiento de operaciones de reemplazo total de rodilla, mediante el análisis, procesamiento y visualización de imágenes médicas, así como la reconstrucción de modelos anatómicos en entornos virtuales que integraron el tacto como sensación adicional para aumentar los niveles de realismo.

En relación con las herramientas *software* mediante el uso de iteradores o apuntadores a las referencias de las posiciones memoria en los píxeles de una imagen de diagnóstico médico, se pueden generar herramientas para el seccionado del objetos tridimensionales reconstruidos a partir de dichas imágenes, cambiando dinámicamente los valores de los píxeles en la imagen según alguna función de corte, antes de la reconstrucción. Es una estrategia que aunque requiere de la definición de tareas adicionales a nivel de programación, es fácilmente implementable con las librerías ITK.

De la bibliografía consultada para los simuladores en reemplazos articulares, se encontró que aquellos que ya incluyen las interfaces hapticas, reconocen la necesidad de plantear algoritmos que mejoren la sincronización visual-táctil, con las mínimas perdidas de realismo. Por eso, la propuesta del desarrollo de un modelo mixto superficial/volumétrico es una solución para la renderización gráfica y la interacción con realimentación de fuerzas.

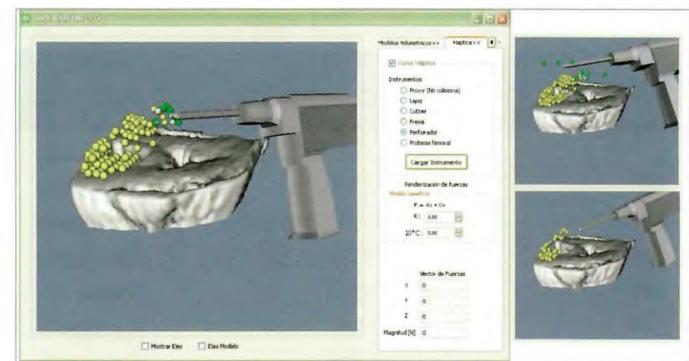


Fig. 7. Interacción modelo volumétrico: identificación, traslado y eliminación de partículas.

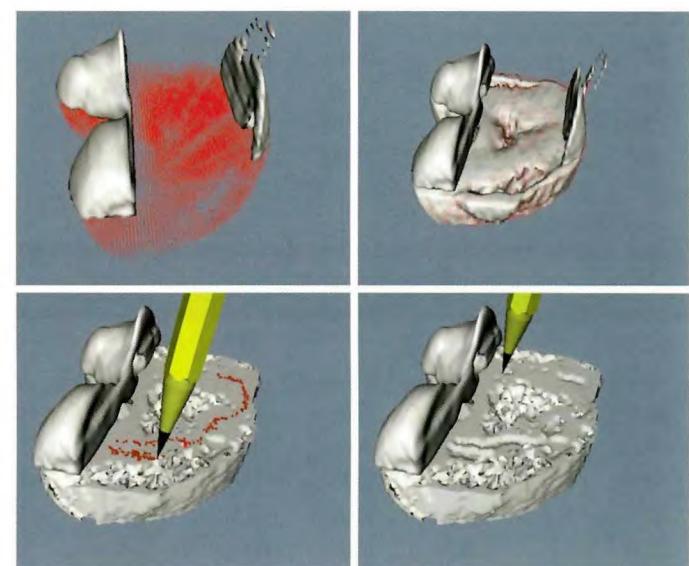


Fig. 8. Modelo de deformación. Generación de superficies envolventes, marcación de trayectorias y deformación de malla.

El esfuerzo requerido para el planteamiento y prueba de algoritmos innovadores como el seccionado de imágenes, agrupación de partículas, «renderización» haptica con modelos superficiales y volumétricos y deformaciones a través de superficies envolventes, permite la aplicación del simulador en otras áreas médicas, abriendo la posibilidad de plantear nuevas propuestas de investigación que aprovechen los resultados obtenidos en el proyecto.

Los simuladores para el área de ortopedia son aceptados como herramientas de entrenamiento que complementen los métodos clásicos de enseñanza. Antes de plantear su ejecución, se deben contar con equipos multidisciplinares, que relacionen los avances desde el punto de vista de Ingeniería con una aplicación médica específica. Por eso, el proyecto que inicialmente se presentó para apoyar tres tipos de intervenciones, se limitó únicamente a generar el

sistema de entrenamiento de un solo caso, dejando abierta la posibilidad de integrar imágenes y modelos para futuras aplicaciones. ■

Agradecimientos

Los autores agradecen la contribución del Doctor André Bauer, Traumatólogo en Medicina Deportiva, experto en Cirugía Asistidas por Robots en Ortopedia; los Profesores del Laboratorio Virtual Reality and Robotics Lab. Vr2 y al Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE.

- Motion, and Animation. 2008, <http://gamma.cs.unc.edu/V-COLLIDE/>.
11. SensAble Technologies, Inc. OpenHaptics® Toolkit v. 2.0. Programmer's Guide. 2005.
 12. Badesa J. ECOHAPTIC Principios básicos del procesado de imágenes 2D. Informe final proyecto de fin de carrera. Virtual Reality and Robotics Lab. Departamento de Ingeniería de Sistemas Industriales Universidad Miguel Hernández de Elche. 2008.
 13. Rodríguez E. Cubiertas convexas. CINVESTAV-Tamaulipas. [Artículo en línea]. <http://www.tamps.cinvestav.mx/~erte-llo/gc/sesion03.pdf>. Consulta: 22-02-2010.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. MEDISAN 2003;7(2). http://bvs.sld.cu/revis-tas/san/vol7_2_03/san13203.htm Consulta: 12-12-2009.
2. Stiehl JB. Worl experince with low contact stress mobile-bearing total knee arthroplasty: A literature review. Orthopedics 2002; 25(Suppl 1):213-7.
3. Thielemann FW, Clemens U, Hadjicostas PT. Computer-assisted surgery in revision total knee arthroplasty: aarly experience with 46 patients. <http://www.orthosupersite.com/view.asp?rID=24873>. Consulta 28-12-2009.
4. Gibson SF. Simulating Arthroscopic Knee Surgery Using Volumetric Object Representations, Real-Time Volume Rendering and Haptic Feedback. Proc. 1st Joint Conf. Computer Vision, Virtual Reality, and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery, Springer, 1997, p. 369-378.
5. Hui D, Tianzhu L, Guangzhi W, Wenbo L. Virtual total knee replacement system based on VTK. Proceedings 13th International Conference on Biomedical Engineering. Springer Berlin Heidelberg Berlin, 2009:1028-31.
6. Kitware, Inc. The Visualization Toolkit (VTK). 2009, <http://www.vtk.org/>
7. Fernández JM, Potti J, Illana AC, Pastor L, Rodríguez A, Bayona S. Entrenador-Simulador Avanzado para el aprendizaje y entrenamiento de la Cirugía Artroscópica InsightArthroVR®. Trauma Fundación MAPFRE, 2008; 19:50-8.
8. Insight Software Consortium. Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK). The ITK Software Guide. 2009, <http://www.itk.org>.
9. Nokia Qt. Qt SDK for Windows. <http://qt.nokia.com/downloads>.
10. GAMMA. V-COLLIDE Collision Detection for Arbitrary Polygonal Objects. Geometric Algorithms for Modeling,

Conflictos de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.

Estudio comparativo del tratamiento clásico y funcional de las fracturas metatarsianas

A comparative study of the traditional and functional treatment of the metatarsal fractures

Úbeda Pérez de Heredia I¹, García Díaz J², Martínez Renobales JI³, Otaño Aranguren FJ³, Sánchez Zapirain I³

¹ Servicio de Traumatología y Ortopedia. ² Servicio de Rehabilitación del Hospital FREMAP Sevilla. ³ Clínica FREMAP San Sebastián

Resumen

Objetivo: Demostrar la efectividad del tratamiento funcional de las fracturas del metatarso comparando dicho método con los tratamientos clásicos ortopédico-conservador y quirúrgico.

Material y metodología: Estudio del tratamiento de las fracturas metatarsianas aisladas o múltiples, cerradas o abiertas grado I de Gustilo en pacientes de ambos sexos y edad comprendida entre 16 y 65 años, donde 276 fueron tratados con un método funcional consistente en carga efectiva sin inmovilización de manera inmediata o precoz, y 262 con inmovilización o cirugía. Se analizó el tipo de fractura, la característica del trabajo habitual, la incapacidad temporal o baja laboral (IT) y las complicaciones de los diferentes tratamientos.

Resultados: Los pacientes tratados con el método funcional permanecieron menos tiempo de baja laboral y sufrieron menos complicaciones que los que se trataron con los métodos tradicionales.

Conclusión: Los buenos resultados obtenidos permiten generalizar el tratamiento funcional para las fracturas cerradas del metatarso.

Palabras clave:

Metatarsiano, fractura, tratamiento funcional.

Abstract

Objective: To demonstrate the efficacy of functional treatment of metatarsal fractures comparing this method with traditional orthopedic-conservative and surgical treatments.

Material and Methods: Study on treatment of isolated or multiple, closed or open Gustilo grade I metatarsal fractures in patients of both sexes. One group consisted of 276 patients treated with a functional method, with effective loading without immediate or early immobilization, and the other was a control group of 262 patients treated with immobilization or surgery. Age ranged from 16 and 65 years. Type of fracture, usual job characteristics, duration of the temporary disability or sick leave (TD) and the complications of the different treatments were analyzed.

Results: Patients treated with the functional method remained on sick leave for a shorter period and suffered fewer complications than those treated with traditional methods.

Conclusion: The good results obtained allow functional treatment of closed metatarsal fractures on general basis.

Key words:

Metatarsal bones, fracture, functional treatment.

Introducción

El tratamiento funcional de las fracturas metatarsianas consiste en el apoyo con carga efectiva de forma inmediata o lo más precoz posible con la ayuda de un zapato de suela

rígida, sin necesidad de recurrir a la inmovilización de la zona anatómica lesionada ni al uso de ortesis o vendajes de contención. Este método de tratamiento es una adaptación de los protocolos postquirúrgicos de cirugía percutánea del pie [1] que indica el apoyo inmediato del pie afecto con un zapato de suela rígida por considerar que los protocolos de tratamiento conservador sobreprotegen los callos de fractura sin aportar beneficios [2,3].

Correspondencia

I. Úbeda Pérez de Heredia
Hospital FREMAP. Avenida Jerez s/n. 41014-Sevilla
inigo_ubeda@fremap.es; dr.iubedap@gmail.com

Los músculos y ligamentos dorsales y plantares del metatarso actúan como un sistema de conten-ción capaz de mantener por sí mismo la posición bípeda [4] y ante una fractura de uno o más metatarsianos, evitan un desplazamiento significativo de los fragmentos. Por otra parte, el apoyo sobre una suela plana y rígida distribuye uniformemente las presiones entre el calcáneo y las cabezas me-tarsianas, y la carga precoz permite pequeños movimientos del foco de fractura que estimulan la formación del callo óseo [5,6].

I Material y método

Realizamos un estudio de casos y controles con un grupo de casos prospectivo que incluye a los sujetos sometidos al tratamiento funcional, y un grupo control retrospectivo que recoge los tratados de manera convencional con inmovilización enyesada, descarga inicial y apoyo progresivo, y los que se trataron quirúrgicamente de inicio. Se estudiaron prospectivamente 276 individuos tratados con el método funcional y 262 sujetos tratados con yeso (237 casos) y quirúrgico (25 casos).

Se incluyeron pacientes de ambos性s y con un rango de edad entre los 16 y 65 años, con dia-gnóstico de fractura de metatarsianos aislada o múltiple, desplazadas o no, cerradas o abiertas grado I. Se excluyeron de la muestra a los pacientes que no pertenecían a una población activa, no causaron incapacidad temporal, presentaron patologías concomitantes que alargaran el proceso, fracturas abiertas de grado II o III, y los que fueron diagnosticados tardíamente por pasar desapercibidas sus fracturas. La muestra global (538 sujetos) reconoció a todos los pacientes tratados en el hospital FREMAP de Sevilla por fracturas simples o complejas del metatarso entre enero de 2004 y julio de 2009 que cumplieran criterios de inclusión.

Antes de someter a los pacientes al tratamiento funcional se les ofreció la posibilidad de optar por cualquiera de los tratamientos posibles y se les realizó un consentimiento informado.

En referencia al grupo de casos, se les indicó ejercer carga completa inmediata si bien a aquellos que mostraron intolerancia al dolor se les permitió diferir el apoyo o deambular con carga parcial, nunca más tarde de las tres semanas, a fin de actuar dentro del periodo de formación de callo fibroso [6]. Se infiltró el foco de fractura con 2 cc de Betametasona de depósito previamente a la colocación del zapato de suela rígida y la deambulación inmediata [7]. Dicho procedimiento se hizo a criterio del médico que proporcionó la primera asistencia, estando condicionado a la concomitancia de patologías que la contraindicaran, la existencia de un mínimo componente inflamatorio o la oposición del paciente.

Las fracturas de los metatarsianos se clasificaron en cuatro tipos de fracturas, I: Fracturas del primer metatarsiano; V: Fracturas del quinto metatarsiano; C: Fracturas de los metatarsianos centrales; CC: Fracturas complejas como combinación de las anteriores. Según la solución de continuidad se dividieron en fracturas cerradas y fracturas abiertas grado I de Gustilo, y según el grado de desviación de los fragmentos en fracturas con o sin desplazamiento.

Además se analizó el tipo de tratamiento. El método funcional se realizó en todos los pacientes tanto con criterio de tratamiento conservador como quirúrgico. La decisión de tratamiento convencional (clásico) ortopédico o quirúrgico se basó en las indicaciones de Rockwood [8].

La evaluación del resultado del estudio casos-controles se basó en la duración de la baja laboral o incapacidad temporal (IT) en relación con el tipo de fractura y la característica del trabajo habitual clasificado éste en sedentario, bipedestación prolongada en terreno llano, o deambulación en terreno irregular, y también en las complicaciones derivadas del tratamiento en uno y otro grupo.

Se aplicó la prueba de Lavene para igualdad de varianzas y la t de Student para la igualdad de medias de todos los grupos para evaluar la IT en relación al tipo de fractura, y se realizó un análisis de las varianzas (ANOVA) en cada uno de los tres grupos de tratamiento: funcional, conservador convencional, y quirúrgico, para evaluar la IT en función de la actividad laboral.

I Resultados

Se encontró que los sujetos recibieron infiltración ($n=144$) tuvieron menor duración de la incapacidad temporal que aquellos a quienes no se les administró el corticoide ($n=132$) ($p=0,218$). También en base a la duración de la incapacidad temporal se valoró la efectividad de la carga inmediata, antes del tercer día de la ocurrencia de la fractura, o diferida, entre el 3º y el 21º día de la lesión, viéndose que los que realizaron carga inmediata ($n=182$) obtuvieron una duración de la incapacidad temporal menor que los que la realizaron de forma diferida ($n=94$) ($p=0,157$).

Encontramos una disminución de los días de incapacidad temporal en los pacientes tratados con el método funcional en comparación con los que fueron tratados mediante inmovilización con yeso (Ta-bla 1) (Figura 1) ($p=0,0005$) para las medias de forma global y también en el análisis diferenciado por grupos de fracturas (fracturas de metatarsiano central ($p=0,006$); fracturas complejas ($p=0,011$); fracturas de primer metatarsiano ($p=0,014$); fracturas del quinto metatarsiano ($p=0,0005$)). La duración media de la incapaci-

ciudad laboral también ha sido inferior en los pacientes tratados con el método funcional que en los tratados quirúrgicamente [tabla 1, figura 2] ($p=0,001$).

Los tres grupos de tratamiento, funcional, conservador con yeso (clásico) y quirúrgico en función de la actividad laboral no presentaron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al tipo de trabajo realizado. Pese a ello se apreció menor duración de la incapacidad temporal en el grupo sometido a tratamiento funcional en comparación con el grupo control. Hay tendencia a un aumento de la media de la duración de la incapacidad temporal (IT) a mayor intensidad de trabajo (Tabla 2) (Figura 3).

Las complicaciones de ambos tratamientos se muestran en la Tabla 3.

Discusión

Basándonos en la duración de la incapacidad temporal o baja laboral y en el número y gravedad de las complicaciones de los diferentes tratamientos existentes para las fracturas metatarsianas, el tratamiento funcional proporciona mejores resultados que el tratamiento clásico. Cabe destacar que la muestra de pacientes que siguió tratamiento clásico quirúrgico es pequeña en comparación con la de los pacientes con indicación quirúrgica que fueron tratados funcionalmente, sin embargo hemos querido incluir dichos resultados para mostrar que el tratamiento funcional es factible en aquellas fracturas que cumplen los criterios de indicación quirúrgica, salvo para las fracturas de la base del quinto metatarsiano que cursen con importante

Tabla 1.

Indicación de Rockwood	Tratamiento	Metatarsiano efectuado	Nº de pacientes fracturado	Días de IT
CC	53	C 51,47	68	33
	Funcional	I V Total	18 87 226	32 31 36
		C	44	52
Conservador clásico	CC	46	83, Conservador	(inmovilización
I	27 enyesada)	55,75 V Total	119 236	60 61
	Quirúrgico	C CC I V Total	0 4 1 2 7	
	CC	C	7	46
	Funcional	I V	24 3 16	76 80 59
		Total	50	65
Quirúrgico	Quirúrgico	C CC I V Total	0 8 2 8 18	- 204 128 103 143
	Conservador clásico (inmovilización enyesada)	C CC I V Total	1 0 0 0 1	

(I) primer metatarsiano, (V) quinto metatarsiano
Fractura de (C) metatarsiano central, (CC) complejas.

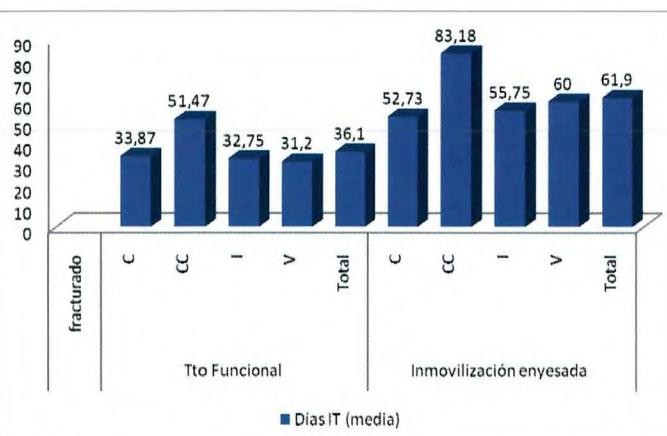


Fig. 1. Incapacidad temporal (días) en las fracturas de los metatarsianos según el tratamiento clásico ortopédico y funcional (C: Fracturas de metatarsiano central. CC: Fracturas complejas. I: Fractura de primer metatarsiano. V: Fractura del quinto metatarsiano).

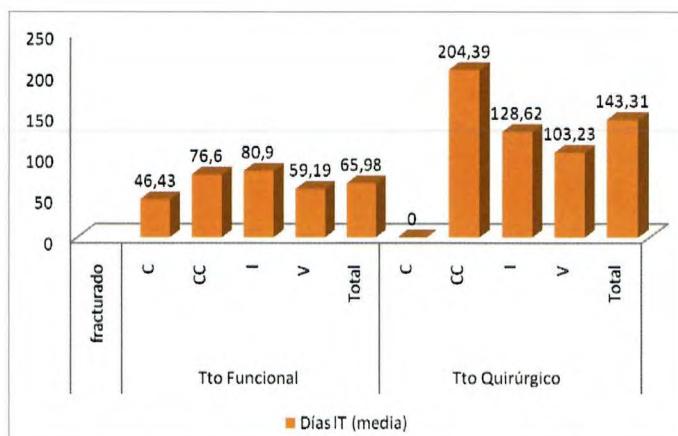


Fig. 2. Incapacidad temporal (días) en las fracturas de los metatarsianos según el tratamiento clásico quirúrgico y funcional (C: Fracturas de metatarsiano central. CC: Fracturas complejas. I: Fractura de primer metatarsiano. V: Fractura del quinto metatarsiano).

Tabla 2.

Tratamiento	Trabajo	Nº de pacientes	Incapacidad temporal (IT)	
			Mediana	Desviación típica
Funcional	A	29	35	26
	B	116	39	46
	C	131	43	33
	Total	276	41	39
Quirúrgico	A	1	454	.
	B	8	93	92
	C	16	183,5	94
	Total	25	178	111
Yeso	A	46	52,5	75
	B	91	51	61
	C	100	63	79
	Total	237	57	72

A: trabajo sedentario

B: trabajos que requieren bipedestación prolongada y deambulación en terreno llano

C: trabajos que requieren deambulación en terreno irregular.

desplazamiento de fragmentos, para las cuales cabe considerar tratamiento quirúrgico de inicio. Hecha esta salvedad, se propone la generalización de este método como tratamiento para las fracturas del metatarso, propugnándose una carga con un zapato de suela rígida preferentemente dentro de los tres primeros días desde la ocurrencia de la lesión sin necesidad de recurrir a la infiltración del foco con corticoides y procediendo a la retirada del zapato de suela rígida cuando exista certeza radiológica de consolidación. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Schneider W, Knahr K. Scoring in forefoot surgery. A statistical evaluation of single variables and rating systems. Acta Orthop Scand 1998; 69:498-504.
- Pryno T, Pedersen DP. Follow up of metatarsal fractures treated with pressure bandage and weight bearing. Ugesker Laeger. 1999; 161:3090-3.
- Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M. Clinical rating systems for the ankle-hindfoot,



Fig. 3. Fractura de los cuatro primeros metatarsianos tratados con el método funcional. a) radiografía en el momento de la fractura, b) tres meses después de la fractura.

Tabla 3.

Complicaciones del tratamiento	Tratamiento Funcional	Tratamiento clásico conservador	Tratamiento quirúrgico
Metatarsalgia	1	-	3
Retardo de consolidación	2*	-	1
Pseudoartrosis	-	2	1
Trombosis venosa profunda	1	1	-
Artrosis tarso-metatarsiana	1	2	1
Artrosis metatarso-falángica	-	1	-
Dolor Regional Complejo	1	3	-
Hallux Rigidus	1	-	1
Problemas cutáneos	-	2	-

*En ambos casos se trató de una fractura de la base del 5º metatarsiano con importante diástasis de fragmentos.

- midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int* 1994; 15:349-52.
4. Blakslee TJ. Traumatic injuries of the first ray. *Clin Podiatr Med Surg* 1996; 13:549-73.
 5. Perron AD, Brady WJ, Keats TA. Management of common stress fractures. When to apply conservative therapy, when to take an aggressive approach. *Postgrad Med* 2002; 111:95-6.
 6. T.P. Rüedi. W.M. Murphy. Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas. Ed. Masson. Barcelona. 2003. p. 13-6.
 7. Úbeda Pérez de Heredia I, García Díaz J, Huesa Jiménez F, Vargas Montes J. Fracturas de metatarsianos tratadas sin inmovilización y con carga inmediata. *Trauma Fundación Mapfre* (2008), vol. 19 (1): 37-42.

8. Rockwood and Green's. (C.A.Rockwood, Robert W., Md. Bucholz, James D., Md. Heckman, D.P.Green). Volume 2. *Fractures and Dislocations of the Midfoot and Forefoot: Injuries to the forefoot: Metatarsal Fractures: Treatment. Fractures in Adults.* 6th Edition Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia. 2006. p. 2373-2383.

Conflictos de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Joseph Jules F. Félix Babinski. 1857-1932

Epónimos asociados

Síndrome de Anton-Babinski: negación de la ceguera recurriendo a la confabulación por persona ciega.

Reflejo de Babinski: método para evocar el reflejo de Aquiles.

Signo de Babinski I: reflejo patológico que extiende el dedo gordo del pie y los otros dedos cuando se rasga la planta del pie con un objeto.

Signo de Babinski II: prueba galvánica que indica una alteración auditiva unilateral.

Signo de Babinski III: pérdida o disminución de reflejos del tendón de Aquiles durante la ciática.

Síndrome de Babinski: asociación de la patología cardíaca y arterial en la sífilis tardía.

Síndrome de Babinski-Froment: trastornos vasomotores y tróficos, amiotrofia difusa, reflejos exagerados del tendón y contracciones musculares.

Síndrome de Babinski-Fröhlich: obesidad femenina e infantilismo sexual, atrofia o hipoplasia de las gónadas y alteración de las características sexuales secundarias

Síndrome de Babinski-Nageotte: afección bulbar unilateral con lesiones de la región médulo -bulbar.

Biografía

Babinski, hijo de un ingeniero polaco, nació el 17 de noviembre 1857 en París, donde murió el 29 de octubre 1932. Fue uno de los médicos que consolidaron l'Hôpital de la Salpêtrière, uno de los centros de mayor prestigio en el mundo a finales del siglo XIX. Como estudiante de medicina Babinsky fue el alumno preferido de Charcot. Babinski defendió en 1884 su tesis sobre la esclerosis múltiple en la Universidad de París. En su actividad clínica era muy independiente y se caracterizaba por realizar los exámenes clínicos en silencio y durante mucho tiempo. Sus excepcionales dotes de observador le facilitaron la descripción de numerosas patologías neurológicas.

A la muerte de su maestro, Charcot, quedó desplazado de la sucesión académica por una serie de intrigas, por lo que pasó a ser jefe de neurología del vecino hospital de la Pitié, donde trabajó hasta su jubilación en 1922. Al no pertenecer a la carrera académica careció de escuela propia pero, sin embargo, veinticinco años después de fallecer Charcot fue el



Joseph Jules François Félix Babinski

único de sus discípulos nombrado profesor titular de neurología y miembro de la Académie de Médecine.

Al no tener durante mucho tiempo actividad docente pudo dedicarse a la práctica de la neurología. En 1900, un año antes que Alfred Fröhlich, Babinski describió el síndrome adiposo-genital en un caso de tumor de la hipófisis. Al año siguiente informó, con Agustín Charpentier, sobre la pupila de Argyll-Robertson en la neurosífilis, como expresión de una lesión del sistema nervioso central. En 1902, con Jean Nageotte (1866-1948), describió los síntomas clínicos causados por lesiones de la protuberancia y en 1905 describió el sustrato neurofisiológico de tabes dorsal. Babinski, como Charcot, se interesó por la histeria y presentó, por primera vez el diagnóstico diferencial de la histeria como consecuencia de enfermedades orgánicas.

El signo de Babinski se publicó en tres etapas. En 1896, en una reunión de la Société de Biologie presentó en 26 líneas el «phénomène orteils des» que se publicó como «signe de l'Eventail» en 1903. En el primer artículo comparó la respuesta en los dedos del lado afectado con la respuesta contralateral en pacientes hemipléjicos utilizando el pie sano como control. No queda claro en su primer artículo si estimula la planta del pie una o varias veces, punctionando, o arrastrando la aguja. Observó que todos los enfermos presentaban una debilidad en la extremidad donde aparecía la extensión y en las paraplejías o paraparesias aparecía la extensión en ambos pies. En un segundo artículo (1898) pro-

porcionó más importancia a la extensión del dedo gordo. No encontró el signo en pacientes con debilidad histérica y podía estar ausente en la hemiplegia o paraplejia con reflejos miotáticos disminuidos, normales o ausentes. Babinski advirtió que la debilidad del reflejo no guardaba relación directa con la intensidad de la parálisis. El tercer y último artículo de Babinski sobre el reflejo fue breve (1903), señalando que se puede observar en pacientes con una alteración del sistema piramidal, en pacientes con parálisis espástica congénita y... en recién nacidos en quienes el sistema piramidal no se ha desarrollado completamente.

Este signo había sido explicado tres años antes por Ernst Julius Remak (1849-1911), y también Félix Alfred Vulpian, neuropatólogo en la Salpêtrière, había observado la extensión del dedo gordo en ciertos tipos de daño cerebral medio siglo antes. Pero fue Babinski el primero en señalar su valor diagnóstico. Pocos hechos en la historia de la medicina han tenido tanta trascendencia a pesar de su simplicidad, importancia clínica e implicaciones fisiológicas. En *La Semaine médicale*, Babinski efectuó una descripción muy completa de la significación de su reflejo demostrado por las historias clínicas de pacientes con hemiplegia, epilepsia de Jackson, encefalitis y envenenamiento por estricnina, llegando a la conclusión de que el signo se explicaba por una alteración de la vía piramidal.

Babinski también contribuyó al desarrollo de la neurocirugía, particularmente en el terreno de los tumores de la médula espinal. En 1922 localizó el primer tumor espinal que fue extirpado en Francia.

Entre sus alumnos, el más célebre quizás fuera Egas Moniz, uno de los precursores de la lobotomía prefrontal. Además de su superior contribución al desarrollo de la neurología en Francia, Babinski también marcó la evolución de la psiquiatría y de la neuropsicología. Los últimos años de su vida sufrió del mal de Parkinson, pero vivió para ver sus logros en la neurología francesa y el nacimiento de la neurocirugía a la que tanto había contribuido. De hecho, seis días antes de morir, cuando un amigo le preguntó por su logro más importante, no tuvo reparo en contestar que «el signo será recordado, pero no ha sido mi mayor contribución». Así apuntaba a la neurocirugía, señalando a Martel y Vincent, los dos fundadores de la neurocirugía francesa a los que había formado. La *Oeuvre Scientifique* de Babinski, que editaron sus discípulos en 1934, reúne doscientas ochenta y ocho referencias. Doscientas cincuenta y siete llevan fecha anterior a 1918. El último texto que publicó está dedicado a la anosognomía que acompaña a algunas hemiplegías izquierdas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barraquer Bordas L. El signo de Babinski. Med Esp 1952; 27:339-53.
2. Barraquer Bordás L. Neurología. En: Laín Entralgo, P (ed). Historia Universal de la Medicina. Barcelona: Salvat, 1976, vol. 7. pp. 294-305.?
3. Cohn R. The Babinski sign; extinction during bilateral simultaneous cutaneous stimulation. J Neurophysiol 1948; 11:193-7.
4. Fisher M. Concerning the sign of Babinski. Treat Serv Bull 1951; 6:82-4.
5. Wartenberg R. Babinski reflex and Marie-Foix flexor withdrawal reflex; historical notes. AMA Arch Neurol Psychiatry 1951; 65:713-6.
6. Wartenberg R. The Babinski reflex after 50 years. J Am Med Assoc 1947; 135:763-7.

Alfred Wilhelm Volkmann. 1801-1877

I Epónimos asociados

Conductos de Volkmann: canales transversos u oblicuos en el hueso cortical de los huesos largos, que no están rodeados por lamelas óseas concéntricas, para la penetración de los vasos y nervios desde el periostio (Figura 1).



Alfred Wilhelm Volkmann

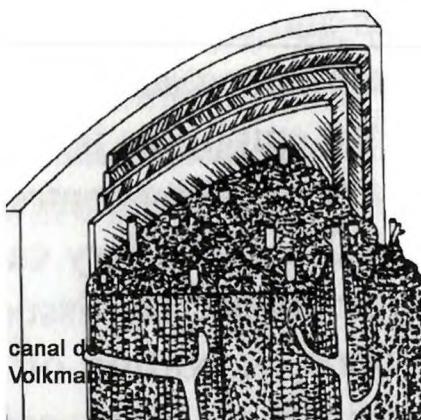


Fig. 1.

Biografías

Fisiólogo alemán nacido el 18 de julio 1801 en Zschortau, Sajonia, Alemania. Estudió en Leipzig, doctorándose en 1826, con la tesis «Observatio biologica de magnetismo animali». Trabajó como *Privatdozent* en la Universidad de Leipzig en 1828 hasta que, en 1837, aceptó ser profesor de fisiología y patología, en la Escuela de Medicina de Dorpat, hoy Tartu (Estonia), entonces países bálticos alemanes, donde comenzó a estudiar el sistema nervioso. En 1842, junto con Friederich Heinrich Bidder (1810-1894) describió el sistema nervioso simpático (Figura 2).

Obtuvo la cátedra de fisiología en la Friedrichs-Universität de Halle (1843), donde fue rector en varios períodos y donde se mantuvo hasta su muerte, en 1877. En Halle, asumió la enseñanza de la anatomía en 1854, hasta que en 1872 se separó de la fisiología. Volkmann ha sido reconocido por sus trabajos sobre el sistema nervioso, el sentido de la vista y la sangre, que le convirtieron en uno de los iniciadores de la fisiología, publicando tratados como *Physiologische Untersuchungen auf dem Gebiet der Optik* (1863/64) y *Die Hämodynamik nach Versuchen* (1850). Construyó diferentes instrumentos para medir la velocidad de la sangre y de la atención. Su hijo, Richard von Volkmann, se convirtió en un distinguido cirujano.

Richard Volkmann. 1830-1889

Epónimos asociados

Contractura de Volkmann o parálisis isquémica de Volkmann: contractura de los dedos de la mano y, a veces, de la muñeca tras una lesión grave en la región del codo o por el uso de un torniquete que elimina la vascularización muscular.

Deformidad de Volkmann: luxación congénita del asta gáfila.

Férula de Volkmann: férula utilizada en las fracturas de la extremidad inferior que tiene un apoyo para el pie y dos soportes laterales.

Cucharilla de Volkmann: cucharilla profunda para extraer hueso necrótico u otro tipo de tejidos

Triángulo de Volkmann: arrancamiento del borde posterolateral distal de la tibia, por tracción de los ligamentos, en las fracturas de tobillo. Término muy utilizado en la literatura alemana [1-5]. Es análogo al triángulo de Tillaux-Chaput. Sin embargo, al parecer el triángulo de Volkmann es anterior, siendo el llamado triángulo de Earle el posterior. Un interesante tema de discusión teórica [6]. También se habla del triángulo de Volkmann en el codo [7].



Richard Volkmann

Biografía

Nació en Leipzig el 17 de agosto de 1830, hijo del conocido fisiólogo Wilhelm Volkmann. Se doctoró en Berlín y a los 27 años trabajaba en una clínica privada hasta que esta-

lló la guerra de las siete semanas contra Austria, en la que fue sargento. Un año después sería nombrado titular de la cátedra de Cirugía y director del Instituto de Cirugía de la Clínica Universitaria de Halle.

En Richard von Volkmann ocurre como con otros escritores de cuentos infantiles famosos. Perrault era funcionario, los hermanos Grimm filólogos e historiadores, Lewis Carroll matemático y Richard Leander, seudónimo de Richard von Volkmann, uno de los cirujanos más conocidos de su época. Todos ellos fueron creadores de mundos fantásticos, pero, además, von Volkmann escribió algunos de sus relatos en el frente de batalla. Sus publicaciones literarias fueron *Soñando junto a chimeneas francesas, Reinos invisibles y Pequeñas historias* donde se recogen sus cuentos, poemas y recopilaciones de viejas y nuevas canciones de trovadores.

En la guerra contra Francia, en 1870 y 1871, probó los métodos propuestos por Joseph Lister (1827-1912) para el tratamiento de las heridas y aunque los resultados no fueron buenos, disminuyó el número de infecciones.

En 1872 retomó su actividad docente y fundó la sociedad alemana de Cirugía, junto con Gustav Simon y Bernhard von Langenbeck. En 1879 inició el nuevo hospital de Halle, centro europeo de referencia de su tiempo, siguiendo sus conceptos e ideas, especialmente en lo referente a la cirugía del aparato locomotor y del cáncer. Escribió el «Sammlung klinischer Vorträge» donde contribuyeron los médicos más destacados de su época. Trató la tuberculosis articular y ósea con aceite de hígado de bacalao, yodo y dietas. Desgraciadamente, el hacinamiento de los soldados en su clínica produjo numerosas infecciones que obligó al cierre.

En 1881 describió el síndrome que lleva su nombre y fue nombrado caballero por el Kaiser, convirtiéndose en Richard von Volkmann. Murió de una parálisis por una enfermedad vertebral crónica en Jena, el 28 de noviembre de 1889 [8-12].

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sigel A. [Classification and therapy of dislocation-fractures of the upper ankle bone astragalus with clipping of apiece of the posterior tibia fracture (so-called triangle of Volkmann)] Arch Orthop Unfallchir 1951; 44:341-64.
2. Lichtenauer F, Benthien C. [Treatment of luxation fractures of the upper ankle joint with longitudinal splitting from the tibia (so-called Volkmann's triangle) with extension and percutane-

ous fixation with Kirschner's wire traction]. Monatschrift Unfallheilk Versicherungsmed 1954; 57:338-41.

3. Fuchs CC, Scharplatz D. [Should Volkmann's triangle be screwed?] Helv Chir Acta 1989; 56:259-61.
4. Meenen NM, Lorke DE, Westerhoff M, Dallek M, Jungbluth KH. [Isolated fracture of Volkmann's triangle. A unique injury] Unfallchir 1993; 19:98-107.
5. Neumaier Probst E, Maas R, Meenen NM. Isolated fracture of the posterolateral tibial lip (Volkmann's triangle). Acta radiologica 1997; 38:359-62.
6. Bartonícek J. Avulsed edge of the tibia. Earle's or Volkmann's triangle? J Bone Joint Surg (Br) 2004; 86-B:746-50.
7. Von Elmendorff HF. [Resetting forceps for fractures of the elbow and the Volkmann's triangle]. Chirurg 1970; 41:90-1.
8. Fernández Vázquez JM, Camacho Galindo J. Richard von Volkmann (1830-1889). Acta Ortopédica Mexicana 2008; 22:278-9.
9. Volkmann R. Krankheiten der Bewegungsorgane. En: Pitha-Billroth, publishers: Handbuch der allgemeinen und speciellen Chirurgie, Vol 2: 845-920. Erlangen, 1869.
10. Volkmann R. Die ischämischen Muskellähmungen und Kontrakturen. Centralblatt für Chirurgie, Leipzig 1881; 8:801-3.
11. Volkmann R. Ein Fall von hereditärer kongenitaler Luxation beider Sprunggelenke. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie, Leipzig, 1873; 2:538-42.

Franz Weitlaner. 1872-1944

Epónimos asociados

Separador automático de Weitlaner: creado para separar tejidos sin necesidad de asistente. Mal llamado, en algunos artículos, separador de Wheatlander, Wheetlander o Wheatie.

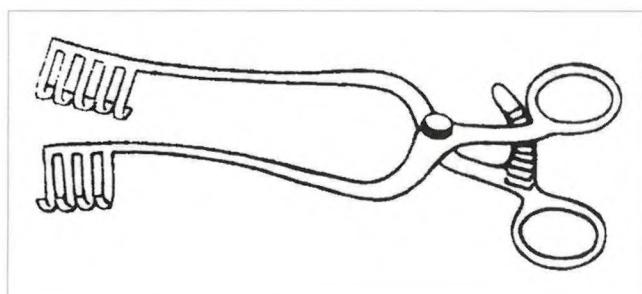


Fig. 1.



Franz Weitlaner

Biografía

Nació el 17 de septiembre de 1872 en Welsberg, a los pies de los Dolomitas, en el Südtirol, una región entonces del imperio austro-húngaro, que actualmente, con su idiosincrasia, pertenece a Italia. En 1892, se matriculó en la Facultad de Medicina, de la Universidad de Innsbruck, donde recibió el doctorado a los 26 años. Siguió en esta ciudad tirolesa otros cuatro años siendo adjunto en el hospital universitario.

En 1902 fue contratado por la compañía Lloyd austriaca como médico marino viajando desde Trieste hasta el Japón, la China y la India, donde publicó un tratado de enfermedades del mar. También publicó sobre la sífilis de los marineros y de las plagas existentes entre los habitantes de Bombay. Después de varios meses volvió a trabajar en el hospital de St. Poelten cerca de Viena, y tras su matrimonio ocupó la plaza de médico en Ottenthal, una pequeña ciudad del norte de Austria, donde nacieron su hijo y su separador.

En 1905 publicó su invento nacido de la necesidad, por falta de ayudante en una ciudad tan pequeña, para curar las heridas. Este separador fue fabricado por Windler, Berlín, en dos tamaños, uno de 17 cm y otro de 23, y un precio de salida de 20 marcos, ¡equivalentes a unos 150 euros actuales! Sin embargo, Weitlaner no registró la patente ni recibió cantidad alguna por su invento.

A partir del separador de Weitlaner, demostrando su adaptabilidad y utilidad, surgieron diferentes modelos con epónimos propios según la especialidad; el separador de

Gelpi, en neurocirugía, el de Beckman, en cirugía general y el de Chung, para efectuar exposiciones profundas en cirugía ortopédica.

En 1909 Weitlaner dejó Ottenthal para ocupar la plaza de médico de las comunidades de Purkesdorf y Bernhardsthal. En 1933 escribió a la organización médica por sus problemas de salud con la vista y el oído. En 1944 falleció de un infarto, pocos días antes de cumplir los 72 años. Además de sus escritos iniciales, publicó sobre la tuberculosis, la inflamación del tracto respiratorio y llevado de su afición por la naturaleza sobre el pie ventosa de la salamanquesa.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Meals CG, Meals RA. A history of surgery in the instrument tray: eponymous tools used in hand surgery. *J Hand Surg* 2007; 32 A:942-53.
2. Sharma A, Swan KG. Franz Weitlaner: the great spreader of surgery. *J Trauma* 2009; 67:1431-4.
3. Weitlaner F. Bei den Pestkranken und Aussätzung in Bombay. *Wien med Presse*. 1902; XIII:1323-6.
4. Weitlaner F. Eine Untersuchung über den Haftfuß des Gecko. *Verhdl Zool Bot Ges* 1902; 52:328-32.
5. Weitlaner F. Zur Verhütung einer bestimmten Art extragenitaler Syphiliseinschleppung. *Wien klin Rundschau* 1903; XVII:504.
6. Weitlaner F. Ein automatischer Wundspreizer. *Wiener Klin Rundschau* 1905; 19:114-5.

Julius Wolff. 1836-1902

Epónimos asociados

Ley de Wolff: el hueso es reabsorbido y remodelado de acuerdo con las tensiones a las que está sometido. Estableció una relación entre la forma y la función del hueso y señaló que son las leyes físicas quienes gobiernan el crecimiento óseo.

Biografía

Anatomista y cirujano ortopédico alemán, nacido el 21 de marzo 1836 en Märkisch-Friedland, Prusia Occidental, pero realizó sus estudios de bachiller y universitarios en Berlín, donde obtuvo el doctorado, en el hospital de la



Julius Wolff

Charité, en 1860, tutoriado por B. Rudolf Konrad von Langenbeck (1810-1887) (Figura 1). Su tesis doctoral versó sobre el tema que le preocupó toda su vida, la estructura interna del hueso y su modificación con las tensiones. La forma del hueso estaba diseñada para soportar las cargas pero lo que se modificaba era su estructura interna. Las trabéculas óseas eran más densas allí donde eran más necesarias para soportar las tensiones. Treinta dos años después de defender su tesis publicó su obra definitiva, *Gesetz der Transformationen der Knochen*, para demostrar su famosa ley (Figura 2) (Figura 3) (Figura 4). Este trabajo inició una etapa nueva para muchas especialidades médicas y quirúrgicas, cuando todavía no se habían descubierto los rayos X (1895).

En 1886, Wolff fue co-fundador de la sociedad berlinesa de cirugía. Fue médico en el ejército prusiano en las campañas contra Dinamarca en 1864, Austria en 1866, y contra Francia, 1870-1871, recibiendo la Cruz de Hierro.

Wolff fue un clínico práctico y un académico, sus sesiones ortopédicas, a las que acudían oyentes de todos los puntos de Europa, fueron famosas. En 1902, falleció tres días después de sufrir un ictus.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Das Gesetz der Transformación der Knochen. Berlín, A. Hirschwald de 1892. ?Publicado el apoyo ingenio de la Real Academia de Ciencias de Berlín. Traducido por P. Maquet y R. Furlong al inglés. Belin, Springer-Verlag, 1986.
2. Meyer B. Der Arzt Julius Wolff (1836-1902). Monatsschrift Berlinische, 1997, 2: 79-83. (<http://www.berlinische-monatsschrift.de/bms/bmstxt97/9702pord.htm>)

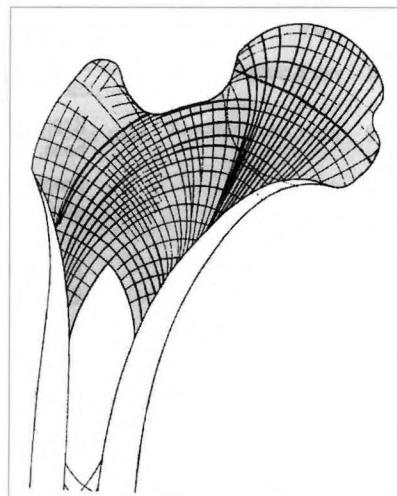
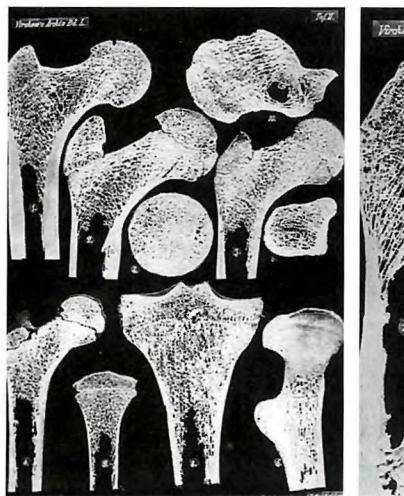


Fig. 2, 3 y 4.

Robert Merle d'Aubigne. 1900-1989

I Epónimos asociados

Escala de valoración funcional de la cadera de Merle d'Aubigné: valoración objetiva a los pacientes tratados de una patología de cadera.

I Biografía

Nació en Neuilly (Francia) en 1900, dentro de una familia hugonote. Sirvió dos meses en el ejército en 1918 poco antes de la firma del armisticio que finalizó con la Primera Guerra Mundial. Se formó en la Facultad de Medicina de París, institución con la que terminó teniendo un desacuerdo y pasó, como adjunto de cirugía general al hospital de Vaugirard durante 12 años, donde despertó su interés por la traumatología y la cirugía ortopédica.

En los años treinta trabajó con Lorenz Böhler, en Viena, y con Vittorio Putti, en Bolonia. Participó en la II Guerra Mundial como capitán de una unidad móvil, aunque durante la ocupación alemana de Francia fue miembro activo de la resistencia.

A la llegada de De Gaulle, en 1944, reorganizó el Servicio de Sanidad del ejército francés. Ese mismo año viajó a Gran Bretaña donde coincidió con personalidades como Watson Jones, Seddon y Gutmann, y adquirió una nueva visión de la cirugía ortopédica. Al regresar a Francia trabajó en el Centre de Chirurgie Réparatrice, un centro de nueva creación de la sanidad militar desde el que pasó, con su equipo, al Hospital Foch, coincidiendo en él mismo con Michel Postel y Jacques Ramadier, entre otros. En 1948 le ofrecieron la jefatura del Hopital Cochin donde permaneció hasta su jubilación en 1970.

Existió siempre cierta confusión con su nombre. En el *Journal of Bone and Joint Surgery*, apareció como Merle d'Aubigné, en el trabajo que hacía pública la escala «Merle d'Aubigné-Postel» para la evaluación funcional de la cadera. Sin embargo en 1954, su apellido aparece como «d'Aubigne RM».

De la escala de valoración de la cadera se publicaron tres versiones, en los años 1949, 1954 y 1970. El artículo de 1949 lo firman Merle d'Aubigné, Cauchoix y Ramadier después de la presentación del estudio en el Congreso Internacional de Cirugía Ortopédica, en Amsterdam, en 1948. En 1954, Merle d'Aubigné y Postel hicieron público el estudio de 323 pacientes con prótesis acrílica por etiolo-

gía traumática, degenerativa y subluxaciones, en el *JBJS*. En esta publicación se cita la «Merle d'Aubigné score» eliminando a los otros autores que aparecían en la publicación francesa previa, donde se nombraba la escala como «Postel-Merle d'Aubigné» o «PMA score». La última versión de la escala apareció en 1970, en la *Revue Francaise de Orthopedie*, después de que Larson propusiera, en 1963, la escala de valoración funcional de Iowa y William H. Harris, la conocida como Harris Hip Score, en 1969.

Merle D'Aubigné murió en 1989 en Jávea, en la costa de Alicante.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Biau DJ, Brand RA. Robert Merle d'Aubigne, 1900 – 1989. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467:2-6.
2. D'Aubigné RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1954; 35:451-75.
3. Merle d'Aubigné R. Cotation chiffrée de la fonction de la hanche. *Rev Chir Orthop* 1970; 56:481-6.
4. Merle d'Aubigné R, Cauchoix J, Ramadier JV. Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche. Application à l'étude des résultats des. *Rev Chir Orthop* 1949; 35:5-12.
5. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip alter dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study sing a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg (Am)* 1969; 51-A:737-55.
6. Larson CB. Ratings cale for hip disabilities. *Clin Orthop relat res* 1963; 31:85-93.

FUNDACIÓN MAPFRE y el Ministerio de Salud de Portugal, unidos en la prevención de accidentes domésticos

La campaña «Con Mayor Cuidado» asesorará sobre las causas de los accidentes domésticos y las medidas de prevención

El pasado mes de julio el Director General de Salud de Portugal, Francisco George, y el Director General del Instituto de Prevención, Medio Ambiente y Salud de FUNDACIÓN MAPFRE, Antonio Guzmán, firmaron un protocolo a través de la Campaña «Con Mayor Cuidado».

Su objetivo es fomentar hábitos preventivos que eviten accidentes entre las personas mayores, así como promover la formación de los profesionales de la salud, para fomentar conductas que permitan reducir los accidentes domésticos.

Dentro de la campaña «Con Mayor Cuidado» promovida por FUNDACIÓN MAPFRE, se distribuirán guías diri-



Yolanda Minguez, Subdirectora del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, Antonio Guzmán, Director General del mismo, y Victor Reis, vicepresidente del Consejo de Administración de MAPFRE Seguros de Portugal.

gidas a mayores de 65 años y se entregarán CD's y materiales complementarios a los profesionales que trabajan con este colectivo, con el fin de sensibilizarlos sobre las principales causas de los accidentes domésticos y las medidas para prevenirlos. Este acuerdo de colaboración con el Ministerio de Salud de Portugal busca mejorar la calidad de vida de la población mayor en el país Luso. I



¿Son tus músculos de hierro?

Campaña de FUNDACIÓN MAPFRE para prevenir las lesiones que sufren los músicos

FUNDACIÓN MAPFRE presentó el pasado martes 21 de junio en el Conservatorio Liceu de Barcelona, la campaña ‘¿Son tus músculos de hierro?’. El objetivo de esta iniciativa, pionera en España, es identificar las lesiones que sufren los estudiantes de música, analizar sus causas y concienciarles de las medidas que pueden tomar para evitarlas.

El 75 por ciento de los jóvenes músicos sufre algún tipo de lesión provocada por la repetición de movimientos inadecuados, posturas poco ergonómicas y estrés, tanto físico como psíquico.

Para prevenir este tipo de problemas y tratar de concienciar a este colectivo para que adopte buenos hábitos, FUNDACIÓN MAPFRE distribuirá en conservatorios y colegios de toda España material educativo y realizará talleres formativos. También facilitará información práctica a los padres, los profesores de música y los profesionales de la salud para que puedan guiar a los estudiantes de música en su desarrollo como músicos noveles y contribuyan a prevenir problemas físicos o incapacidades futuras.

En el acto de presentación, celebrado con ocasión del Día Internacional de la Música, participaron Antonio Guzmán, Director General del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE; Antoni Plasència i Taradach, Director General de Salud Pública de la Generalitat de Cataluña; María Serrat i Martín, Directora



María Serrat i Martín, Directora General del Conservatori Liceu; Antoni Plasència i Taradach, Director General de Salud Pública de la Generalitat de Cataluña; Antonio Guzmán, Director General del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, y Jaume Rosset i Llobet, Director de la Fundació Ciència i Art.

General del Conservatori Liceu; y Jaume Rosset i Llobet, Director de la Fundació Ciència i Art.

Esta campaña se ha realizado en Cataluña con la colaboración de la Generalitat, la Asociación de Conservatorios de Cataluña y la Fundació Ciència i Art. ■



FUNDACIÓN MAPFRE organiza por tercer año un campamento único en España que combina rehabilitación con actividades de ocio y diversión

Niños de 5 a 13 años con amputación de miembro superior aprenden a llevarse bien con su prótesis mioeléctrica

Un total de 17 niños procedentes de toda España, que han sufrido la pérdida de un miembro superior o que han nacido con patologías congénitas participaron la pasada semana en el campamento «Rehabilitación y diversión». FUNDACIÓN MAPFRE, en colaboración con la Universidad Rey Juan Carlos, organizó del 28 de agosto al 2 de septiembre este campamento, que ha resultado muy positivo tanto para los niños como para sus padres. Esta iniciativa pionera en España que comenzó hace tres años, siguiendo el modelo que desde hace tiempo se realiza en Suecia, pretende incrementar la autonomía de los niños que han sufrido alguna amputación, fomentar su integración plena en la sociedad y sobre todo aprender a llevarse bien con su brazo protésico con el que tendrán que convivir toda su vida.

Según la Federación Española de Ortesistas Prostéticos alrededor de 1.850 españoles de 0 a 14 años están diagnosticados de agenesia o deficiencia de miembro superior y 6.845 en todos los tramos de edad. Desde 2006 se vienen implantando en España unas 300 prótesis, nuevas o de reposición, ya que se rompen por el uso o bien hay que cambiarlas cuando los niños crecen, el coste oscila entre los 15.000 a los 30.000 euros, dependiendo del tipo de amputación. El precio es importante pero el valor que posee para estos pequeños es incalculable, ya que les hace que tanto a nivel funcional como estético sean iguales a los demás niños.

El objetivo de este campamento, que se ha celebrado en Guadarrama, Madrid, ha sido mejorar el uso de las prótesis



mioeléctricas que utilizan estos niños, perfeccionar el control para que puedan realizar distintas tareas, habituarse a practicar actividades deportivas y optimizar sus capacidades al inicio del periodo escolar.

Durante estos días, profesionales de la Universidad Rey Juan Carlos -médicos especialistas en rehabilitación, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales, psicólogos y monitores de tiempo libre- han trabajado estrechamente y de manera coordinada con las familias para que la rehabilitación de los niños sea lo más eficaz posible facilitando a los padres orientación y un espacio para compartir experiencias, ideas y muchas dudas. ■

Normas para la publicación de artículos

Información general

La revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE, se edita a través del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE con el objetivo de mejorar la calidad de vida de la persona que ha sufrido un traumatismo de cualquier índole.

Se publican artículos originales, trabajos de investigación, trabajos de revisión, casos clínicos, cartas al director, así como noticias, relacionados con el aparato locomotor, daño cerebral y medular, valoración del daño corporal. Los temas de actualización serán solicitados directamente por el Comité de redacción de la revista.

La periodicidad de la publicación será trimestral, se editarán uno o más suplementos especiales anualmente.

Los artículos de la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE se publicarán en versión digital en la *web* de FUNDACIÓN MAPFRE (www.fundacionmapfre.com/salud). Los autores de los artículos aceptarán éstas y otras formas de publicación.

Los profesionales que deseen colaborar en algunas de las secciones de la revista pueden enviar sus manuscritos a la redacción de TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE, lo que no implica la aceptación del trabajo. No se admitirán trabajos que hayan sido publicados previamente ni remitidos a otras publicaciones. El Comité de Redacción podrá rechazar, sugerir cambios o llegado el caso, se reservará el derecho de realizar modificaciones, en aras de una mejor comprensión, en los textos recibidos siempre que no se altere el contenido científico.

Los trabajos deben remitirse a:

FUNDACIÓN MAPFRE
A/A. TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE
Paseo de Recoletos 23, 28004 Madrid
Tel: 91 581 64 19 / 91 581 63 16
Fax: 91 581 85 35
<http://www.fundacionmapfre.com/salud>

También pueden remitirse por e-mail a:
fundacion.salud@mapfre.com

La revista asume el «Estilo Vancouver» preconizado por el Comité Internacional de Directores de Revistas Médicas, para más información: <http://www.icmje.org/>

- **Derechos de autor:** Todo manuscrito irá acompañado de una carta firmada por todos los autores señalando: «Los abajo firmantes transfieren, en el caso de que el trabajo titulado: ... sea publicado, todos los derechos de autor a TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE que será propietaria de todo el material remitido, en caso de su publicación.» Los autores enviarán un escrito señalando el conflicto de intereses.
En la lista de autores deben figurar únicamente aquellas personas que han contribuido intelectualmente al desarrollo del trabajo.
En la revista no se podrá reproducir ningún material publicado previamente sin autorización y sin señalar la fuente. Los autores son responsables de obtener los permisos oportunos y de citar su procedencia.
- **Proceso editorial:** Los manuscritos serán valorados por el Comité de Redacción y por los revisores de la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE.
Cuando el trabajo precise correcciones, será remitido de nuevo a los autores quienes lo enviarán a la revista en un plazo inferior a los tres meses; transcurrido este tiempo, se desestimará su publicación.
No se aceptará de forma definitiva ningún trabajo hasta que se hayan modificado todas las correcciones propuestas. Antes de la publicación de un artículo, se enviará una prueba de imprenta al autor responsable quien la revisará cuidadosamente, marcando los posibles errores, devolviéndola a la redacción de la revista en un plazo inferior a 48 horas.
- **Política editorial:** Los juicios y opiniones expresados en los artículos y comunicaciones publicadas en la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE son del autor o autores y no del Comité de Redacción. Tanto el Comité de Redacción como FUNDACIÓN MAPFRE y la empresa editora declinan cualquier responsabilidad sobre dicho material.
- **Normas éticas:** En el caso de que se presenten experimentos con seres humanos se especificará si los procedimientos seguidos en el estudio están de acuerdo con las normas éticas del comité responsable de investigación

clínica, de acuerdo con la declaración de Helsinki: www.wma.net/s/ethicsunit/helsinki.htm

Todos los manuscritos de investigación clínica y de experimentación animal irán acompañados por un certificado de la Comisión Ética o de la Comisión de Experimentación Animal del centro donde se haya efectuado el estudio.

Los autores deben mencionar en la sección de métodos que los procedimientos utilizados en los pacientes y controles han sido realizados tras obtener el consentimiento informado.

■ Secciones de la publicación

1. **Editorial.** Estará redactada por el Comité de Redacción o por encargo del mismo. La extensión no debe ser superior a 5 folios mecanografiados a doble espacio y la bibliografía no debe contener más de 10 citas.
2. **Originales.** Sean trabajos, clínicos o experimentales, no habrán sido publicados anteriormente, ni remitidos simultáneamente a otra publicación. No deben sobrepasar los 25 folios de extensión, incluyendo un máximo de 8 fotografías, 4 tablas y 30 citas bibliográficas.
3. **Revisión.** Trabajos encargados por el Comité de Redacción, que cumplan los objetivos de la revista. No debe sobrepasar las 50 citas bibliográficas ni 25 folios, incluyendo tablas y figuras.
4. **Casos clínicos.** Únicamente se publicarán aquellos casos clínicos aislados o aspectos técnicos prácticos que sean de especial interés. El número de autores no superará el número de cuatro. Una nota clínica no sobrepasará cinco folios a doble espacio, cuatro fotografías y dos tablas.
5. **Cartas al director.** Esta sección publicará la correspondencia recibida que guarde relación con las áreas definidas en la línea editorial. En caso de que se realicen comentarios a artículos publicados anteriormente, se remitirá, para su conocimiento, al autor responsable del artículo. El Comité de Redacción de la revista podrá incluir sus propios comentarios. Las opiniones que puedan manifestar los autores, en ningún caso serán atribuibles a la línea editorial de la revista.
6. **Noticias.** En esta sección se informa sobre actividades y convocatorias de premios, ayudas y becas fundamentalmente de FUNDACIÓN MAPFRE. De la misma manera

se presentarán las novedades editoriales relacionadas con las áreas de actuación de la Fundación.

■ Normas generales de envío del manuscrito

1. **Texto.** Se remitirán dos copias completas del texto y de las ilustraciones. El texto se mecanografiará con letra Arial 12 en castellano, a doble espacio, en hojas DIN A4 (máximo 30 líneas por hoja) blancas numeradas y con márgenes laterales amplios. Se acompañará de una versión en soporte informático en CD ROM. El manuscrito debe seguir el estilo internacionalmente aceptado, para lo que se recomienda seguir los consejos que a continuación se detallan:
 - Título en castellano y en inglés.
 - Apellido/s e inicial del nombre de los autores.
 - Centro de trabajo de los autores y departamento/s a los que se atribuye/n el trabajo.
 - Apellido/s e inicial del nombre del autor que se responsabiliza del trabajo, con la dirección, teléfono, fax y email donde quiera recibir la correspondencia.
 - La/s fuente/s de financiación del trabajo.
 - Conflicto de intereses.
2. **Página de presentación o del título:** en la primera página del artículo figurará:
 - Título en castellano y en inglés.
 - Apellido/s e inicial del nombre de los autores.
 - Centro de trabajo de los autores y departamento/s a los que se atribuye/n el trabajo.
 - Apellido/s e inicial del nombre del autor que se responsabiliza del trabajo, con la dirección, teléfono, fax y email donde quiera recibir la correspondencia.
 - La/s fuente/s de financiación del trabajo.
 - Conflicto de intereses.
3. **Resumen (Abstract):** En la segunda página figurará un resumen estructurado, en español y en inglés (de no más de 250 palabras). Se presentará de la siguiente forma:
 - **Objetivo del trabajo.**
 - **Material (Pacientes) y Método:** Detallando el diseño del estudio, las pruebas diagnósticas y la dirección temporal (retrospectivo o prospectivo). Se mencionará el procedimiento de selección de los pacientes, los criterios de entrada, el número de los pacientes que comienzan y terminan el estudio. Si es un estudio experimental se indicará el número y tipo de animales utilizados.
 - **Resultados:** Se mostrarán los resultados más relevantes del estudio y su valoración estadística.
 - **Conclusiones:** Se mencionarán las que se sustentan directamente en los datos obtenidos.
 - **Palabras clave (Key-words):** Debajo del resumen se incluirán de tres a seis palabras clave para la identificación del trabajo según la lista de encabezamientos de temas médicos (MeSH) del Index Medicus/Medline. Se puede disponer de más información en:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/meshbrowser.cgi>

4. Partes del texto:

- **Introducción:** Será concisa evitando los recuerdos históricos, indicando la hipótesis y los objetivos del trabajo.
- **Material y Métodos:** Se mostrará la serie de pacientes y los criterios de selección, detallando el experimento realizado, las técnicas empleadas, los métodos de valoración, etc. Debe hacerse especial mención al seguimiento clínico de los pacientes o animales de investigación.
Las técnicas específicas se explicarán brevemente citando referencias bibliográficas si fuese necesario.
Nunca deben presentarse los nombres ni las iniciales de los pacientes. Se comunicará el nombre genérico de los fármacos utilizados, así como la dosis administrada y la vía utilizada, evitando nombres comerciales.
Los modelos experimentales se pormenorizarán para permitir a otros investigadores reproducir los resultados. Debe indicarse igualmente el tipo de análisis estadístico utilizado precisando el intervalo de confianza.
- **Resultados:** Serán descriptivos y se expondrán de manera concisa, sucesiva y lógica en el texto, apoyados en tablas y figuras. El número de tablas y figuras está limitado.
El texto, las figuras y las tablas forman un conjunto de forma que los resultados sean fáciles de comprender, evitando repeticiones.
- **Discusión:** Deben explicarse, no repetirse, los resultados obtenidos y su fiabilidad y correlacionarse con los de otros autores. Se contrastarán con técnicas diferentes utilizadas por otros autores para lo que se recomienda una revisión bibliográfica adecuada. Debe resaltarse la trascendencia clínica del estudio y su proyección futura.
Las conclusiones serán claras y concisas, evitando presentar conclusiones que no se desprendan directamente de los resultados del trabajo.
- **Agradecimientos:** Sólo se expresará a aquellas personas o entidades que hayan contribuido claramente a hacer posible el trabajo. Se agradecerán las contribuciones que no justifican la inclusión como autor; la ayuda técnica; la ayuda económica y material, especificando la naturaleza de este apoyo y las relaciones que pueden plantear un conflicto de intereses.

■ **Bibliografía:** Aparecerá al final del manuscrito, antes de las tablas y figuras. Se incluirán únicamente aquellas citas que se consideren importantes y hayan sido leídas por los autores. Todas las referencias deben estar citadas en el texto.

Las referencias se numerarán de forma consecutiva al orden de aparición en el texto. Las referencias se identificarán en el texto, tablas y leyendas mediante números arábigos entre corchetes. Las referencias que se citan solamente en las tablas o leyendas deben ser numeradas de acuerdo a la secuencia establecida por la primera identificación en el texto de dicha tabla o ilustración. Las abreviaturas de las revistas serán las del List of Journals Indexed, del Index Medicus. Disponibles en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/meshbrowser.cgi>

Cuando se citen en el texto se hará con el número correspondiente o citando a los autores. Si el artículo de referencia es de un único autor se citará el autor y el número de referencia, si son dos autores se citarán los dos autores y el número de referencia del artículo y cuando sean más de tres autores se citará al primer autor seguido de «et al» y el número de referencia.

No se deben citar ni utilizar como referencia los resúmenes de congresos, «observaciones no publicadas» o «comunicaciones personales». Los trabajos aceptados para publicación se podrán incluir en la bibliografía, haciendo constar la revista o libro y «(en prensa)». Se evitarán citas clásicas, históricas o marginales al tema. La bibliografía se reflejará de la siguiente forma:

Artículo de revista: Delgado PJ, Abad JM, Dudley AF, García A. Síndrome del túnel carpiano asociado a variaciones anatómicas de músculos del antebrazo y mano. Patología del Aparato Locomotor 2005; 3:81-6.

Artículo con más de seis autores: Bernabeu E, Sánchez-Brea LM, Larena A, Cáceres DA, de la Piedra C, Montero M et al. Análisis por micrometría óptica directa y confocal de quitosano en medio de cultivo de osteoblastos. Patología del Aparato Locomotor 2005; 3:144-51.

Suplemento de revista: Forriol F. Modelos experimentales en investigación médica. MAPFRE Medicina. 1996; 7(supl IV):S47-S52.

Libro completo: Ruano A. Invalidez, desamparo e indefensión en seres humanos. Madrid: FUNDACIÓN MAPFRE Medicina; 1993.

Capítulo de libro: Cepero S, Ullot R, Huguet R. Fracturas en la infancia y adolescencia. En: Fernández Sabaté A, Portabella Blavia F (eds). Fracturas de la extremidad proximal del fémur. Madrid: Editorial MAPFRE SA; 2003. p.515-30.

Tesis Doctoral: Fernández Angulo JM. Cáncer de mama familiar en España: estudios genéticos y estimación de riesgo [tesis doctoral], Madrid, Universidad Complutense; 2006.

Comunicación a congreso: López-Oliva F. Cementos y bioimplantes en la infección ósea. Actas XXX Symposium Internacional de Traumatología y Ortopedia FREMAP: Infecciones osteoarticulares. Majadahonda, Madrid, España, Junio 2004. p. 202.

- **Tablas:** Las tablas se ordenarán en guarismos arábigos, con numeración independiente entre sí, consecutivamente según el orden de aparición en el texto y parecerán en el lugar adecuado del texto como (tabla). Las tablas irán incluidas en el manuscrito, en páginas independientes, después de la bibliografía. Cada tabla estará encabezada por su número y título correspon-

diente. En caso de colocar abreviaturas se explicarán al pie de la tabla. Se evitarán diseños con bordes, sombreados y rellenos.

- **Figuras y fotografías:** Las figuras (gráficos, dibujos y fotografías) se ordenarán en guarismos arábigos con numeración independiente entre sí, consecutivamente según el orden de aparición en el texto y abreviadas en el texto con la palabra (fig.). El texto de las figuras irá en hoja aparte, después de la bibliografía.

La calidad de la iconografía será profesional, no se aceptan photocopies.

Las fotografías en papel no irán montadas y tendrán un tamaño de 13 x 18 cm. La resolución mínima será de 300 puntos por pulgada y en un ancho mínimo de 10 cm. En su reverso, escrito a lápiz, figurará el número correspondiente, el título del trabajo, las iniciales de los autores y una flecha que indique el sentido de su colocación. También se podrán enviar figuras en formato digital en un CD con ficheros en formatos legibles (TIFF, JPEG,...). Si se envían figuras de otra publicación deberán acompañarse del permiso correspondiente para su reproducción, señalando la procedencia. ■