

Trauma

Vol 21 nº 3 Julio/Septiembre 2010

ISSN: 1888-6116

FUNDACIÓN MAPFRE

ÍNDICE | CONTENTS

136

Polectomía Percutánea Guiada por Eco. Parte I: Descripción anatómica de las «zonas seguras»

Percutaneous ultrasound guided A1 pulley release. Part I: Description of the «safe area»

IGUALADA BLÁZQUEZ C, ROJO MANAUTE JM, TABERNEO FERNÁNDEZ JM, ET AL

141

Polectomía Percutánea Guiada por Eco. Parte II: técnica intravaginal

Percutaneous ultrasound guided A1 pulley release. Part II: Intravaginal technique

ROJO MANAUTE JM, IGUALADA BLÁZQUEZ C, LÓPEZ SOTO V, ET AL

150

Análisis biomecánico de la fijación del ligamento cruzado anterior

Biomechanical analysis of the anterior cruciate ligament fixation

RODRÍGUEZ C, MAESTRO A, GARCÍA TE, ET AL

156

Rotación del componente femoral en las artroplastias de rodilla.

Utilidad de la cirugía asistida con ordenador

Rotation of the femoral component in the knee arthroplasties.

Usefulness of computer assisted surgery

HERNÁNDEZ-VAQUERO D, SUÁREZ-VÁZQUEZ A, FERNÁNDEZ SIMÓN J, ET AL

163

Electroestimulación y *feedback* neuromuscular en la fase inicial de rehabilitación de la artroplastia total de la rodilla

Feedback and neuromuscular electrical stimulation during an early phase of a rehabilitation programme after total knee arthroplasty

VALDES VILCHES M, FERNÁNDEZ FERRERAS T, SERRA TARRAGÓN N, ET AL

169

Paraplejía por contusión lumbar

Paraplegia due to low back strain

MARTÍNEZ DE ALBORNOZ TORRENTE P, GARCÍA DELGADO I, RECHE CABALLERO S, ET AL

174

Accidentes de circulación: Impacto en un Registro de Trauma Infantil en la Comunidad Autónoma de Galicia

Traffic Accidents: Impact on a Child Trauma Registry in the Autonomous Community of Galicia

GARCÍA PALACIOS M, MOLINA VÁZQUEZ E, GÓMEZ VEIRAS J, ET AL

178

Valoración del daño corporal en amputados de miembros inferiores: prueba de sensibilidad, postura, sobrecarga articular y calidad de vida

Assessment of body damage in subjects with lower-limb amputation: sensitivity test, posture, joint overload and quality of life

TONON DA LUZ SC, AVILA AOV, OLIVEIRA TP, ET AL

184

Compromisos fisiológicos y biomecánicos de la mujer en tareas agrícolas manuales

Physiological and biomechanical requirements of women in agricultural work manuals

MANERO ALFERT R, VALERA A, SALAZAR A

192

Evolución radiográfica del implante de células mesenquimales de tejido adiposo diferenciadas a osteoblastos en la reparación de defectos óseos. Estudio experimental en ovejas

Implant of adipose tissue-derived mesenchymal cells differentiated to osteoblasts in the repair of bone defects. Experimental study in sheep

SALDAÑA DÍAZ A, RAMOS PASCUA LR, LÓPEZ LAGUNA M, ET AL

La importancia de las sociedades científicas

Una sociedad científica es una asociación de especialistas o eruditos de una rama del conocimiento o de las ciencias en general que se unen para crear conocimientos, difundirlos entre sus asociados y divulgarlos a la sociedad. Es importante destacar que para desarrollar sus objetivos suelen contar con una publicación que los canalice y difunda.

Las sociedades científicas nacieron con el desarrollo de la ciencia y fueron los países más avanzados los que tuvieron la necesidad de crear este tipo de sociedades para encauzar la avalancha de nuevos conocimientos. Generalmente estaban protegidas por el rey y algunas de las sociedades científicas más antiguas son la Academia Linceana (1603), la Academia francesa (1635) y la Royal Society de Londres (1660).

En España, las sociedades científicas más antiguas son las Reales Academias, aunque en el siglo pasado proliferaron nuevas sociedades científicas que respondían a la necesidad de dar respuesta a nuevas ramas del saber.

En este aspecto, las nuevas sociedades, lejos de ser asociaciones profesionales con ánimo de defender los intereses profesionales de sus miembros han buscado apoyar y defender la creación de nuevos conocimientos, dicho de otra manera la investigación, especialmente clínica, como una manera de reivindicar la importancia de su saber.

Las sociedades coordinan o estimulan, que no realizan, tres tipos de estudios que son difíciles de coordinar desde otros ámbitos. Aquellos que interesan a la industria y son propuestos a un investigador o grupo de investigadores, los que son diseñados por un investigador o grupos de investigadores y se proponen a la industria y, por último, los que carecen de interés para la industria, no están contemplados

por las líneas prioritarias de las administraciones y, sin embargo, interesan a un investigador o grupo de investigadores. Hay que destacar que las sociedades científicas pueden, además, poner en contacto a diferentes grupos de investigadores para efectuar estudios multicéntricos.

Además de crear conocimiento las sociedades científicas son los estamentos especialmente dotados para impulsar la formación continuada y transmitir a los pacientes las evidencias conocidas para prevenir patologías o males, sin olvidar su apoyo a las administraciones para criticar, evaluar o explicar aspectos relacionados con su conocimiento.

FUNDACIÓN MAPFRE tiene interés en trabajar, codo con codo, con las sociedades científicas en las áreas prioritarias en las que actúa, como una garantía de trabajar con los mejores en los temas de mayor actualidad y en los proyectos de mayor prevalencia e interés. Aprovechar la capacidad y el potencial de una sociedad científica es mejorar la sinergia de nuestra Fundación y una garantía de buen hacer.

A título de ejemplo, FUNDACIÓN MAPFRE colabora desde 1980 con la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT). Son treinta años de compartir intereses conjuntamente. Por ello queremos aprovechar para felicitarle, este año, en su 75 aniversario.

Pero no quisiéramos olvidar otras relaciones que se han mantenido a lo largo de los años. Destacamos la vinculación con la Real Academia Nacional de Medicina, la Real Academia de Medicina de Andalucía Occidental, la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF) o la Sociedad Española de Dirección y Gestión de los Laboratorios Clínicos (SEDIGLAC), entre otras entidades con las que compartimos esfuerzos y proyectos. ■

Polectomía Percutánea Guiada por Eco. Parte I: Descripción anatómica de las «zonas seguras»

Percutaneous ultrasound guided A1 pulley release. Part I: Description of the «safe area»

Igualada Blázquez C, Rojo Manaute JM, Tabernero Fernández JM, Rodríguez Conde C, Del Cerro Gutiérrez M, Vaquero Martín J

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatológica. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Material y métodos: En 100 dedos de 10 voluntarios empleamos ecografía Doppler para posicionar las estructuras en riesgo (arterias, nervios y tendones) y los límites de los sectores que las engloban. Desde el punto más volar de la vaina sinovial, línea teórica estándar para la liberación de la polea A1, medimos la posición relativa de las paredes arteriales próximas, el grosor de la polea y la anchura del espacio sinovial. El punto más radial fue establecido como 0°, el más cubital como 180° y los valores volares considerados positivos para realizar un diagrama de dispersión con la posición de las arterias que fue analizado digitalmente para determinar los límites de la «zona segura».

Resultados: Desde el punto más volar de la vaina sinovial, la posición media a la pared arterial más cercana fue de 8,96 mm (3,5 / 20,6) para la arteria digital radial y 7,59 mm (3,7/ 16,8) para la arteria digital cubital. La «zona segura» se extendió volarmente de modo casi semicircular desde 6,1° hasta 180°.

Conclusiones: La «zona segura» está situada volarmente, respecto a la línea quirúrgica estándar, en la superficie palmar de la vaina sinovial en la polea A1 y permite situar los instrumentos quirúrgicos en la liberación percutánea guiada por ecografía para el dedo en resorte.

Palabras clave:

Liberación percutánea, dedo en resorte, ecografía, polea A1.

Abstract

Purpose: This study defines a «safe area» in volunteers for performing a percutaneous A1 pulley release under ultrasonography guidance for the treatment of trigger fingers.

Materials and Methods: In 100 fingers of 10 volunteers we used Doppler ultrasound to determine the position of structures at risk (arteries, nerves, and tendons) and the limits of the sectors that enclosed these structures. From the synovial sheath's most volar point, which corresponds to the standard theoretical line for releasing A1, we measured the relative position of the nearest arterial walls, pulley thickness and synovial space width. Then, the most radial point was set as 0°, the most ulnar as 180° and volar values were considered as positive for performing a scatterplot overlay of the arterial positions, which was digitally analyzed for determining the limits of the risk and safe areas.

Results: From the theoretical line at the volar synovial sheet for releasing A1, the average position of the closest arterial wall for the radial digital artery was 8,96 mm (3,5 / 20,6) and, for the ulnar digital artery, this distance was 7,59 mm (3,7/ 16,8). The «safe area» was a volar semicircular-like sector extending from +6,1° to +180°.

Conclusions: The present study describes a «safe area» volar to the standard surgical line on the volar surface of the synovial sheet at A1, thus, providing a safe direction for aiming surgical instruments for a percutaneous ultrasound guided release of the A1 pulley in trigger fingers.

Keywords:

Percutaneous release, trigger digit, sonography, ultrasound, A1 pulley.

Correspondencia

J. M. Rojo-Manaute.
Servicio de Traumatología. Hospital Gregorio Marañón.
Doctor Esquerdo 46. 28007 Madrid.
k2rojo@yahoo.com

Introducción

El dedo en resorte es una de las patologías más frecuentes en cirugía de la mano con una incidencia del 2,2% en la población, no diabética, mayor de 30 años y llegando a aparecer hasta en un 10% de los pacientes diabéticos [1]. A pesar de su popularidad y eficacia [1-4], el abordaje volar clásico para liberar la polea A1 alcanza tasas de insatisfacción de hasta un 26% [4-6].

La liberación percutánea a ciegas de la polea A1 es un método alternativo, logrando una eficacia similar y resultados incluso superiores [5,7-11]. Sin embargo, la ausencia de una visualización continua intraoperatoria aumenta la dificultad para obtener una liberación completa de la polea [23-25] e incrementa el riesgo de lesionar las estructuras anatómicas neurovasculares, polea A2, tendones y piel [14,23-25]. Por ello, sus indicaciones se han limitado a la liberación del tercer y cuarto dedos [13-15] debido a la estrecha relación que mantienen el primer, segundo y quinto dedos con las estructuras anatómicas mencionadas.

Chern et al [12] y Jou et al [16] han descrito un nuevo método percutáneo para la liberación de A1 mediante visualización directa guiada por ecografía. En sus estudios, realizados por primera vez en cadáveres [12] y después en clínica [16], han demostrado su aplicabilidad para todos los dedos. Sin embargo, a pesar de la eficacia y seguridad descrita, la técnica quirúrgica empleada por estos autores utiliza un gancho-cuchillo que se coloca en sentido palmar sobre la polea A1, con la hoja dirigida dorsalmente, lo que supone un riesgo [17] para las estructuras anatómicas que el gancho-cuchillo pueda encontrarse en la zona dorsal y lateral a la polea A1.

El objetivo del presente estudio es definir en voluntarios sanos los límites anatómicos dentro de los cuales la liberación percutánea guiada por ECO de la polea A1 es segura.

Materiales y métodos

Realizamos un estudio descriptivo en 100 dedos, de 10 voluntarios sanos (3 mujeres y 7 hombres), con una edad media de 29 años, (rango 25-49 años) para visualizar los vasos de pequeño calibre de la mano mediante técnicas de Power-Doppler con ultrasonido.

La evaluación ecográfica se realizó con un equipo portátil ultrasonográfico de disposición lineal en tiempo real (Logiq Book XP Pro, con sonda 8L de 5-11 MHz, General Electric Healthcare España, La Moraleja, Madrid) aplicando gel ecográfico (Transonic –gel; Telic, SA; Bigues, España).

En una sección transversa en Power-Doppler de la polea A1, definimos el punto más volar de la vaina sinovial como el Punto de Corte teórico (PC) para una liberación percutánea guiada por ecografía. Desde una línea horizontal, parale-

la a la superficie cutánea palmar que atraviesa el PC, medimos los siguientes parámetros: a) ángulos vasculares, definidos como los ángulos entre la línea horizontal y el centro de las arterias digitales radial y cubital (α_1 , α_2); b) distancia más corta desde el PC a la pared vascular de las arterias digitales radial y cubital (v_1 , v_2); c) latitud, definida como la distancia entre la línea horizontal y la pared vascular de las arterias digitales radial y cubital (LR y LC); d) grosor de la polea (P) y e) anchura del espacio sinovial (S) (Figura 1).

Con los datos de las mediciones previas se realizó un diagrama de dispersión, usando el SPSS 15.0, para representar la posición de las paredes vasculares más cercanas a PC. Las coordenadas verticales se correspondieron con mediciones de volar a dorsal en milímetros y las coordenadas horizontales con mediciones de radial a cubital en milímetros. El gráfico resultante fue analizado con el programa Photoshop 8.0, usando la herramienta de medición de ángulos para determinar los sectores angulares que engloban las estructuras neurovasculares en riesgo («zona de riesgo») y el sector opuesto de la «zona segura». Desde la línea horizontal, el punto más radial fue establecido como 0° y el punto más cubital como 180° (Figura 2).

En el estudio de las variables empleamos la media, error estándar de la media y el rango. Se empleó el test de ANOVA-Scheffe para comparar las variables en cada uno de los

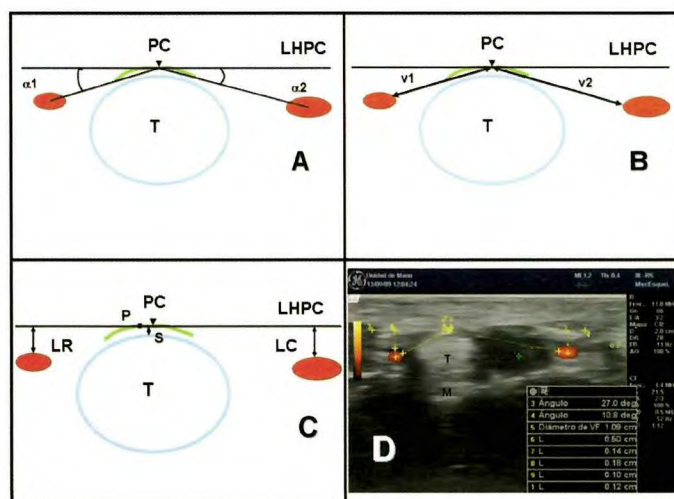


Fig. 1. Imágenes de sección transversal con Ecografía Power Doppler de A1 en voluntarios sanos. PC: punto de corte; LHPC: línea horizontal en el punto de corte; T: tendón; P: falange proximal. A: ángulos vasculares radial (α_1) y cubital (α_2) (entre HLCP y el centro de las arterias); B: distancia entre CP y paquetes vasculares radial (v_1) y cubital (v_2); C: latitud, definida como la distancia entre HCLP y los paquetes neurovasculares lateral (LR) y medial (LC); grosor de la polea (P) y espacio sinovial (S); D: medidas tomadas en un voluntario sano.

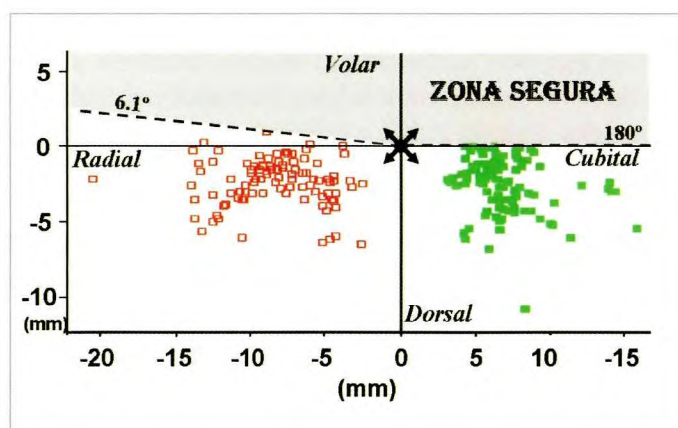


Fig. 2. «Zonas de riesgo» y «zonas seguras» para la liberación percutánea. Desde el punto de corte (x), la posición de la pared arterial más cercana fue representada usando un diagrama de dispersión (□: arterias radiales; ■: arterias cubitales). Desde la línea horizontal, el punto más radial fue establecido como 0° y el punto más cubital como 180°, considerando valores positivos los situados en la zona palmar. El sector que engloba la «zona segura» se extiende desde +6,1° hasta +180°.

dedos y los valores fueron considerados significativos con un valor de $p < 0,05$.

I Resultados

En los voluntarios la posición media de la arteria digital radial presentó su luz arterial (α_1) a 20,9° (rango, 0°/ 83,7°) desde la línea horizontal, su pared vascular más cercana (v1) a 8,96 mm (3,5 / 20,6) desde PC y estaba localizada dorsalmente (LR) a 2,38 mm (-1/ 6,5) desde la línea horizontal. En dos casos, observamos una LR volar pero ninguna excedió 1 mm sobre la línea horizontal que pasa por el punto de corte. En el lado opuesto, la posición media de la arteria digital cubital presentó su luz (α_2) a 23,3° (0°/ 6,5°), su pared vascular más cercana (v2) a 6,59 mm (3,7/16,8) y estaba localizada dorsalmente (LC) a 2,56 mm (0/ 10,8). El grosor medio de la polea A1 fue de 0,79 mm (0,2/ 1,5) (Tabla 1).

El análisis del diagrama de dispersión respecto al punto de corte teórico mostró una zona volar segura desde 6,1° hasta 180°, quedando así toda la zona dorsal incluida en la zona de riesgo de lesión de estructuras neurovasculares y tendinosas. (Figura 2).

Tabla 1. Sección ecográfica mediante Eco- Power Doppler en voluntarios sanos. Dedos 1º a 5º: Media \pm EEM (Rango) (mm)

Variable	1st	2nd	3rd	4th	5th	Total (1º - 5º)
α_1	29,16 \pm 4,51 (6,9 / 83,7)	15,8 \pm 2,79 (2,4 / 41,3)	21,03 \pm 1,96 (8,2 / 41,3)	18,2 \pm 2,26 (0 / 40,5)	20,71 \pm 2,98 (7,6 / 56,1)	20,9 \pm 1,40 (0 / 83,7)
α_2	26,36 \pm 3,78 (1,7 / 57)	31,42 \pm 3,12 (4,9 / 61,5)	21,99 \pm 2,23 (4,5 / 38)	19,41 \pm 1,80 (6,2 / 35,8)	17,7 \pm 2,37 (0 / 37,6)	23,3 \pm 1,3 (0 / 61,5)
v1	7,44 \pm 0,61 (3,5 / 13,6)	10,21 \pm 0,85 (5,3 / 20,6)	10,61 \pm 0,62 (5,3 / 14,6)	8,43 \pm 0,45 (5,3 / 12,5)	8,1 \pm 0,61 (3,8 / 14,3)	8,96 \pm 0,3 (3,5 / 20,6)
v2	7,33 \pm 0,65 (3,7 / 13,6)	7,93 \pm 0,54 (4,8 / 16,8)	7,56 \pm 0,60 (4,4 / 14,7)	7,59 \pm 0,59 (4,4 / 14,5)	7,53 \pm 0,50 (4,3 / 12,9)	7,59 \pm 0,25 (3,7/ 16,8)
LR	2,7 \pm 0,37 (0 / 6,5)	1,85 \pm 0,31 (-0,3 / 4,8)	3,12 \pm 0,32 (1,2 / 6)	2,01 \pm 0,26 (-1 / 3,9)	2,18 \pm 0,37 (0,2 / 6,4)	2,38 \pm 0,153 (-1 / 6,5)
LC	2,81 \pm 0,58 (0,1 / 10,8)	3,77 \pm 0,35 (1,3 / 6,8)	2,22 \pm 0,29 (0,1 / 4,9)	1,96 \pm 0,27 (0 / 4,4)	2,04 \pm 0,37 (0 / 6)	2,56 \pm 0,18 (0 / 10,8)
P	0,7 \pm 0,07 (0,2 / 1,5)	0,79 \pm 0,04 (0,3 / 1,2)	0,81 \pm 0,04 (0,5 / 1,1)	0,84 \pm 0,04 (0,3 / 1,2)	0,75 \pm 0,04 (0,4 / 1,2)	0,79 \pm 0,02 (0,2 / 1,5)
S	0,38 \pm 0,04 (0,1 / 0,9)	0,33 \pm 0,04 (0,1 / 0,9)	0,29 \pm 0,03 (0,1 / 0,6)	0,33 \pm 0,03 (0,1 / 0,7)	0,34 \pm 0,03 (0,1 / 0,9)	0,33 \pm 0,02 (0,1 / 0,9)

Los datos muestran los valores medios en milímetros \pm el error estándar de la media (EEM) y el rango entre paréntesis. No se encontraron diferencias significativas en ninguna de las variables medidas entre los dedos 1º a 5º ($p > 0,05$, ANOVA-Scheffe). ·1: ángulo vascular lateral; ·2: ángulo vascular medial; v1: distancia hasta la pared de la arteria digital radial; v2: distancia hasta la pared de la arteria digital cubital; LR: latitud radial; LC: latitud cubital; P: grosor de la polea A1; S: anchura del espacio sinovial. Valores positivos para LR y LC indican que la pared vascular estaba localizada dorsalmente al punto de corte teórico.

I Discusión

La polectomía percutánea a ciegas de la polea A1 es una alternativa a la liberación abierta tradicional [14][15-22] pero su relación riesgo-beneficio es debatida [13][14][23-25]. A pesar de la heterogeneidad de las diferentes series publicadas, la tasa de éxito parece similar para las técnicas abierta (60-100%) [3][4][26][27] y percutánea a ciegas (73-100%) [7][13][14][18-20][25][28][29]. Sin embargo, a pesar de que la polectomía abierta es un procedimiento simple y se han documentado malos resultados secundarios a complicaciones que incluyen distrofia simpático refleja, infección, sensación de entumecimiento, lesiones nerviosas y tasas de insatisfacción de entre un 17 y un 25% [2][4][6][12][26][27]. A diferencia de lo descrito para el procedimiento abierto, no han sido publicadas complicaciones mayores tras la liberación percutánea a ciegas [2][4][6][12][26][27], con la excepción de un caso descrito en la literatura con un déficit sensitivo radial del primer dedo [28] y un caso de dolor persistente [20]. Los pocos estudios que han comparado de manera prospectiva y aleatorizada ambos métodos han mostrado resultados favorables a la liberación percutánea a ciegas [7][8].

A pesar de los estudios anatómicos recientes definiendo referencias topográficas que sirvan de guía para una liberación percutánea a ciegas [9-11], la falta de visualización tiene dos problemas inherentes, observados en el cadáver, la dificultad para obtener una liberación completa de la polea A1 [23-25] y el riesgo de lesionar las estructuras adyacentes neurovasculares, tendones flexores y la polea A2 [14][23-25]. En cadáveres, la lesión de los tendones flexores ha sido descrita en un 16 a 90% de los procedimientos percutáneos [23-25]. Más aún, la íntima relación de los paquetes neurovasculares con la polea A1 en el primer, segundo y quinto dedos ha restringido la indicación de una liberación percutánea a los dedos tercero y cuarto [13][14].

Chern y Jou [12][16] han introducido el concepto de liberación percutánea extravaginal, cortando la polea desde la superficie de la vaina sinovial hacia tendón flexor, guiada por ecografía para resolver los problemas de una indicación limitada a algunos dedos y de las complicaciones potenciales descritas en las técnicas percutáneas a ciegas. En su estudio en 50 dedos de 10 manos de cadáver mostraron un 96% de liberaciones completas de la polea A1. Sin embargo, observaron divisiones longitudinales y arañosos leves de los tendones flexores en 6% de los dedos. Además, en un estudio clínico [16] sobre 107 dedos, en 83 pacientes, mediante polectomía percutánea guiada por ecografía mostraron una tasa de éxito del 100% aunque, a pesar de sus excelentes resultados clínicos, describieron un 3% de dolor persistente [12].

Las complicaciones potenciales de las diferentes técnicas percutáneas a ciegas sobrepasan sus posibles beneficios [12][16] y las intrusiones accidentales en las estructuras neurovasculares [17] y las lesiones descritas de los tendones flexores observadas con las técnicas de liberación percutánea guiada por ultrasonido extravaginales [12][17] levantan dudas respecto a su seguridad. Basándonos en nuestras observaciones, en voluntarios, la dirección dorsal en la que las técnicas extravaginales cortan la polea A1 se dirige hacia la «zona de riesgo», anteriormente descrita en el diagrama de dispersión, que incluye los tendones flexores y las estructuras neurovasculares. En nuestro estudio, describimos una «zona segura» de localización palmar respecto a la región más volar de la vaina sinovial de A1, lugar por el que habitualmente es liberada la polea A1 en los pacientes con dedos en resorte.

Se requieren estudios en cadáver para esclarecer la metodología quirúrgica apropiada que logre dirigir nuestros instrumentos quirúrgicos hacia una dirección segura que logre una liberación percutánea de A1 guiada por ultrasonidos. Probablemente, dichos instrumentos deberán ser posicionados en el interior de la vaina sinovial, intravaginalmente, para dirigirlos en la dirección volar mencionada.

Otros estudios [30] han mostrado que, en pacientes seleccionados, la cirugía ambulatoria de la mano puede ser realizada de modo seguro y eficiente en una amplia lista de condiciones patológicas bajo anestesia local, sin isquemia y sin anestesia. La cirugía percutánea guiada por ultrasonidos ofrece alternativas prometedoras para la cirugía de la mano en el medio ambulatorio aunque requiere un entrenamiento apropiado y conocimiento de las estructuras anatómicas susceptibles de ser lesionadas. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Saldana MJ. Trigger digits: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 2001; 9:246-52.
2. Turowski GA, Zdankiewicz PD, Thomson JG. The results of surgical treatment of trigger finger. *J Hand Surg* 1997; 22A:145-9.
3. Lim MH, Lim KK, Rasheed MZ, Narayanan S, Beng-Hoi Tan A. Outcome of open trigger digit release. *J Hand Surg* 2007; 32B:457-9.
4. Thorpe AP. Results of surgery for trigger finger. *J Hand Surg* 1988; 13B:199-201.
5. Kolind-Sorensen V. Treatment of trigger fingers. *Acta Orthop Scand* 1970; 41:428-32.
6. Bonnici AV, Spencer JD: A survey of «trigger finger» in adults. *J Hand Surg* 1988; 13B:202-3.

7. Gilberts EC, Beekman WH, Stevens HJ, Wereldsma JC. Prospective randomized trial of open versus percutaneous surgery for trigger digits. *J Hand Surg* 2001; 26A:497-500.
8. Dierks U, Hoffmann R, Meek MF. Open versus percutaneous release of the A1-pulley for stenosing tendovaginitis: a prospective randomized trial. *Tech Hand Up Extrem Surg* 2008; 12:183-7.
9. Wilhelmi BJ, Mowlavi A, Neumeister MW, Bueno R, Lee WP. Safe treatment of trigger finger with longitudinal and transverse landmarks: an anatomic study of the border fingers for percutaneous release. *Plast Reconstr Surg* 2003; 112:993-9.
10. Jongjirasiri Y. Length and landmark of A1 pulley in hand: an anatomical study. *J Med Assoc Thai* 2009; 92:41-6.
11. Hazani R, Engineer NJ, Zeineh LL, Wilhelmi BJ. Assessment of the distal extent of the A1 pulley release: a new technique. *Eplasty* 2008; 8:423-7.
12. Chern TC, Jou IM, Yen SH, Lai KA, Shao CJ. Cadaver study of sonographically assisted percutaneous release of the A1 pulley. *Plast Reconstr Surg* 2005; 115:811-22.
13. Eastwood DM, Gupta KJ, Johnson DP. Percutaneous release of the trigger finger: an office procedure. *J Hand Surg* 1992; 17A:114-7.
14. Patel MR, Moradia VJ. Percutaneous release of trigger digit with and without cortisone injection. *J Hand Surg* 1997; 22A:150-5.
15. Bain GI, Turnbull J, Charles MN, Roth JH, Richards RS. Percutaneous A1 pulley release: a cadaver study. *J Hand Surg* 1995; 20A:781-4.
16. Jou IM, Chern TC. Sonographically assisted percutaneous release of the a1 pulley: a new surgical technique for treating trigger digit. *J Hand Surg* 2006; 31B:191-9.
17. Paulius KL, Maguina P. Ultrasound-Assisted Percutaneous Trigger Finger Release: Is it Safe? *Hand (NY)* 2009; 4:35-7.
18. Cihantimur B, Akin S, Ozcan M. Percutaneous treatment of trigger finger. 34 fingers followed 0.5-2 years. *Acta Orthop Scand* 1998; 69:167-8.
19. Ha KI, Park MJ, Ha CW. Percutaneous release of trigger digits. *J Bone Joint Surg (Br)* 2001; 83-B:75-7.
20. Lyu SR. Closed division of the flexor tendon sheath for trigger finger. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992; 74-B:418-20.
21. Cebesoy O, Kose KC, Baltaci ET, Isik M. Percutaneous release of the trigger thumb: is it safe, cheap and effective? *Int Orthop* 2007; 31:345-9.
22. Fu YC, Huang PJ, Tien YC, Lu YM, Fu HH, Lin GT. Revision of incompletely released trigger fingers by percutaneous release: results and complications. *J Hand Surg* 2006; 31A:1288-91.
23. Bain GI, Wallwork NA. Percutaneous A1 pulley release: a clinical study. *J Hand Surg* 1999; 4:45-50.
24. Dunn MJ, Pess GM. Percutaneous trigger finger release: a comparison of a new push knife and a 19-gauge needle in a cadaver model. *J Hand Surg* 1999; 24A:860-5.
25. Pope DF, Wolfe SW. Safety and efficacy of percutaneous trigger finger release. *J Hand Surg* 1995; 20A:280-3.
26. Carrozzella J, Stern PJ, Von Kuster LC. Transection of radial digital nerve of the thumb during trigger release. *J Hand Surg* 1989; 14A:198-200.
27. Moriya K, Uchiyama T, Kawaji Y. Comparison of the surgical outcomes for trigger finger and trigger thumb: preliminary results. *J Hand Surg* 2005; 10:83-6.
28. Jongjirasiri Y. The results of percutaneous release of trigger digits by using full handle knife 15 degrees: an anatomical hand surface landmark and clinical study. *J Med Assoc Thai* 2007; 90:1348-55.
29. Tanaka J, Muraji M, Negoro H, Yamashita H, Nakano T, Nakano K. Subcutaneous release of trigger thumb and fingers in 210 fingers. *J Hand Surg* 1990; 15B:463-5.
30. Lalonde D, Bell M, Benoit P, Sparkes G, Denkler K, Chang P. A multicenter prospective study of 3,110 consecutive cases of elective epinephrine use in the fingers and hand: the Dalhousie project clinical phase. *J Hand Surg* 2005; 30A:1061-7.

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.

Polectomía Percutánea Guiada por Eco. Parte II: técnica intravaginal

Percutaneous ultrasound guided A1 pulley release. Part II: Intravaginal technique

Rojo Manaute JM, Igualada Blázquez C, López Soto V, de las Heras Sánchez- Heredero J, Del Cerro Gutiérrez M, Vaquero Martín J

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatológica. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Desarrollar la liberación percutánea intravaginal de la polea A1 guiada con ecografía para el tratamiento del dedo en resorte.

Material y métodos: Liberamos la polea A1 en 46 dedos de 5 cadáveres, dirigiendo el instrumento de corte hacia la «zona segura» volar desde un posicionamiento intravaginal. Mediante disección, evaluamos la precisión, seguridad y eficacia del método. Sigue un estudio clínico prospectivo en 62 pacientes (62 dedos) comparando la polectomía abierta (n=17) con nuestra técnica (n=45) y evaluando los tiempos quirúrgicos de uso de analgésicos postoperatorios, recuperación motora y reincorporación a tareas habituales.

Resultados: La precisión quirúrgica fue adecuada en los cadáveres, sin daños a las estructuras adyacentes. Se efectúa una liberación completa en 44 dedos (95,7%) e incompleta, menor de 1,6 mm en dos. El tiempo quirúrgico mostró correlación con la fecha de intervención ($r^2 = 0,44$). La duración media en la toma de analgésicos, recuperación motora y reincorporación a tareas habituales fueron significativamente menores con nuestra técnica.

Conclusiones: Se describe un método de posicionamiento intravaginal de instrumentos quirúrgicos para dirigir su filo hacia la «zona segura» volar en la liberación percutánea de A1 guiada por ultrasonidos. Sugerimos prudencia en el pulgar y conversión a una cirugía abierta si la visualización ecográfica no fuera óptima. La curva de aprendizaje influye en el tiempo de intervención. Los resultados clínicos de esta técnica son mejores a los de las técnicas convencionales.

Palabras clave:

Liberación percutánea, dedo en resorte, ecografía, polea A1, liberación guiada.

Abstract

Purpose: To develop a percutaneous intravaginal A1 pulley release under ultrasonography guidance for the treatment of Trigger Fingers.

Materials and Methods: We released the A1 pulley on 46 fingers in 5 cadavers aiming our cutting device towards the volar «safe area» (described in our previous study) from an intravaginal positioning. The precision, safety and efficacy of the release were evaluated by surgical exposure. We performed a prospective clinical study in 62 patients (62 fingers) comparing the open approach (n=17) with our technique (n=45). Timings assessed for: surgery, use of postsurgical analgesics, motor recovery and return to normal daily tasks.

Results: Surgical precision was good in cadavers with no injuries to adjacent structures, a complete release in 44 digits (95,7%) and a less than 1,6 mm incomplete release in two digits. Clinically, surgical times showed a lineal correlation with the date of surgery ($R^2 = 0,44$). The average times for using analgesics, motor recuperation and returning to daily tasks were significantly shorter with our technique.

Conclusions: This study shows a method for positioning surgical instruments intravaginally for aiming their edge towards the volar «safe area» in a percutaneous ultrasound guided release of A1. We suggest being cautious in the thumb and converting the surgery to an open procedure if the ultrasound visualization is suboptimal. Clinical results of this technique are better than the classical approach..

Keywords:

Percutaneous release, trigger digit, sonography, ultrasound, A1 pulley, guided release.

Correspondencia

J. M. Rojo-Manaute
Servicio de Traumatología. Hospital Gregorio Marañón.
Doctor Esquerdo 46. 28007 Madrid.
k2rojo@yahoo.com

Introducción

A pesar de su popularidad y eficacia [1,2-4], el abordaje volar clásico para la liberación de la polea A1 en los pacientes que padecen un dedo en resorte (DR) presenta tasas de insatisfacción de hasta un 26% [4-6]. La liberación percutánea a ciegas de la polea A1 es un método alternativo con una eficacia similar y resultados incluso superiores [5][7]. Sin embargo, la estrecha relación que mantienen el primer, segundo y quinto dedos con las estructuras neurovasculares adyacentes restringen la indicación de liberar percutáneamente a ciegas el tercer y cuarto dedos [9-11].

Chern et al [8] y Jou et al [12] han descrito un nuevo método percutáneo para la liberación de A1 mediante visualización directa guiada por ecografía, demostrando su aplicabilidad para todos los dedos, pero su técnica utiliza un gancho-cuchillo que se coloca en sentido palmar, sobre la polea A1, con la hoja dirigida dorsalmente, lo que pone en riesgo las estructuras anatómicas que el gancho-cuchillo pueda encontrarse en la zona dorsal y lateral a la polea A1 [13].

El objetivo del presente estudio es lograr la liberación percutánea guiada por ecografía (LPGEA) de la polea A1 de un modo seguro y eficaz.

Material y métodos:

Realizamos un estudio experimental en 50 dedos preservados en formaldehído de un grupo de 5 cadáveres no disecados previamente (3 hombres y dos mujeres), de 61 años de edad media en el momento de la muerte (rango: 52-81 años).

Empleando las técnicas desarrolladas previamente en cadáver, realizamos un estudio clínico prospectivo no aleatorizado en 62 pacientes con 62 dedos, intervenidos, entre Junio de 2009 y Marzo de 2010. Fueron intervenidos de modo abierto 17 pacientes de 60 años de edad media (rango: 38-76 años), 12 de ellos mujeres, y por LPGEA 45 pacientes de 59 años (rango: 24-78 años), 26 de ellos mujeres. No encontramos diferencias significativas en la edad, sexo o distribución de los dedos entre ambos grupos.

Incluimos pacientes mayores de 18 años, con un único DR, con un DR grado III o IV o, en grado I o II (12) con síntomas persistentes tras tratamiento conservador (fisioterapia o inyecciones locales de corticosteroides). Fueron criterios de exclusión las etiologías secundarias (artritis reumatoide, diabetes, traumatismo...) y las presentaciones por recidiva. Las LPGEA fueron realizadas bajo anestesia local, con la ayuda de una enfermera y una auxiliar de enfermería, sin anestesiólogo, sin isquemia y en la sala de curas extra-hospitalaria de nuestro Centro Ambulatorio de Especialidades.

Las poleotomías abiertas se realizaron por un abordaje palmar de unos 2 cm sobre el pliegue palmar distal, en nuestro

centro hospitalario, bajo isquemia, con al menos dos enfermeras, una auxiliar, un anestesiólogo y un ayudante.

La evaluación ecográfica se efectuó con el equipo portátil ultrasonográfico de disposición lineal en tiempo real (Logiq Book XP Pro) con sonda 8L de 5-11 MHz (General Electric Healthcare España, La Moraleja, Madrid) y gel ecográfico (Transonic -gel; Telic, SA; Bigues, España).

Aspectos técnicos del procedimiento en cadáver

La polea A1 no fue fácil de visualizar por ultrasonidos (US), por lo que, para guiar la liberación percutánea de la polea empleamos las marcas topográficas indirectas descritas por otros autores [8][12]. Después de aplicar gel, el transductor de US fue emplazado longitudinalmente sobre la articulación metacarpo-falángica. Identificamos las dos marcas topográficas óseas como referencia para los límites proximal (unión cabeza-cuello del metacarpiano: referencia «x») y distal (unión base-diáfisis de la falange proximal: referencia «y»). Insertamos, a través del flexor superficial de los dedos, dos agujas transversas de 21G, una sobre «x» y otra sobre «y» (Figura 1).

Una vez identificadas las marcas topográficas para A1, realizamos una liberación de A1 en tres pasos guiados por US:

Primer paso (dilatación): para reproducir las imágenes en US que deberá crear la lidocaína en un marco clínico, inyectamos con una aguja de 21G, 0,9% de suero salino bajo control de US en el interior de la vaina sinovial. La piel fue punccionada un centímetro distal del pliegue metacarpofalángico del pulgar y en el pliegue falángico proximal del resto de los dedos (Figura 2). Con el transductor aplicado longitudinalmente introdujimos, en los mismos puntos cutáneos, una aguja Kirschner (AK) de 2,6 mm dirigida hacia nuestro «punto de entrada» (PEN). PEN fue emplazado en la región volar de la vaina tendinosa a 3 mm distalmente a la referencia «y».

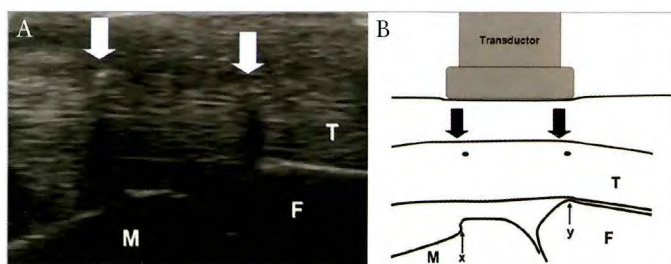


Fig. 1. Inserción de las agujas 21G sobre las marcas topográficas «x» (unión de la cabeza-cuello metacarpiano) e «y» (unión base-diáfisis de la falange proximal). A: Las flechas amplias muestran la posición de las agujas; B: Representación esquemática mostrando con flechas y círculos negros la posición de las agujas (T: tendón, M: metacarpiario, F: falange proximal).

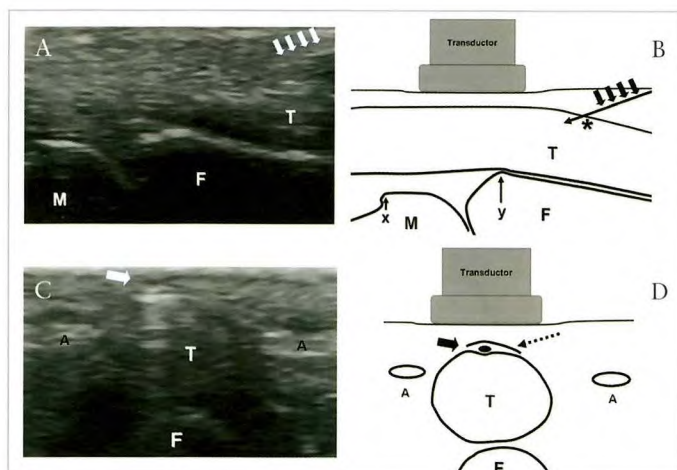


Fig. 2. Introducción de una aguja 21G hacia el «punto de entrada» (PEN). Transductor en posición longitudinal: A.- flechas blancas muestran la introducción de la aguja a nivel del tendón; B.- flechas gruesas apuntan a la aguja 21G (flecha fina), «*» representa PEN en la vaina de nuestro tendón (el cual debe estar 3 mm distal a «y»). Transductor en posición transversal: C.- aguja 21G (señalada por la flecha) en el interior del espacio sinovial; D.- flecha gruesa marca la posición de la aguja 21G (punto) bajo la vaina sinovial (señalada con flecha de puntos). M: metacarpiano; F: falange; T: tendón; «y»: unión base-diáfisis de la falange proximal; A: arteria.

Una vez en PEN, orientamos el transductor transversalmente para asegurar que la AK estaba centrada sobre los tendones y dentro del espacio sinovial. Bajo control longitudinal con US, empujamos la AK dentro del espacio sinovial hasta nuestro «punto de corte proximal» (PCP). PCP fue localizado 3 mm proximalmente a nuestra referencia topográfica «x» para el pulgar y, aproximadamente 10 mm proximal para el resto de los dedos (Figura 3). Este primer paso creó el espacio adecuado para la introducción del instrumento de corte.

Segundo paso (posicionamiento): Bajo guía longitudinal con US, introducimos un gancho de corte (*hook-knife*, #2 Arthro-Knife, Stryker) dentro de la vaina tendinosa en PEN, con el filo cortante ladeado, y lo empujamos hasta PCP. Comprobamos en las imágenes transversas que el gancho de corte estaba centrado sobre el tendón en PEN y en PCP (Figura 4).

Tercer paso (liberación de la polea A1): Liberamos A1 girando el filo 90° hacia la palma, presionándolo volarmente y tirando para salir por PEN. El gancho de corte se mantuvo centrado sobre el tendón en las imágenes transversas de US (Figura 4). La herida cutánea final fue de 2 mm.

Descripción de las variables medidas en cadáver

Realizamos una disección anatómica, a través de un abordaje de 4 cm, centrada sobre la articulación metacarpo-fa-

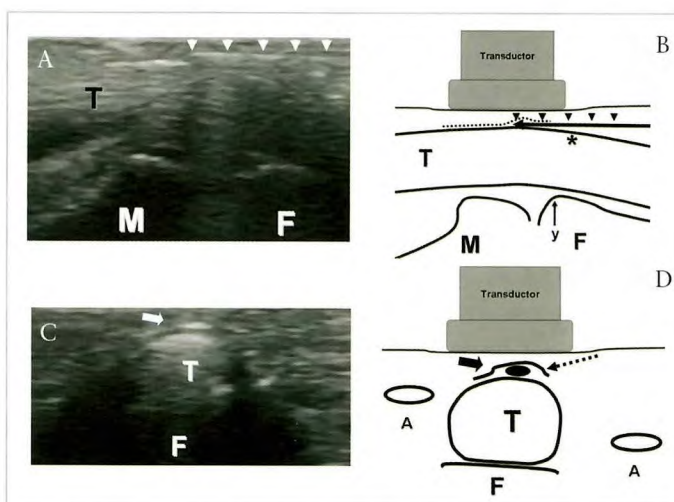


Fig. 3. Introducción de aguja de Kirschner (AK) de 2,6mm. Transductor en posición longitudinal: A.- las cabezas de las flechas blancas muestran la introducción de la AK en el espacio sinovial; B.- AK (flecha bajo las cabezas de flechas negras) introducida hasta PEN (*) entre el tendón (T) y la vaina sinovial (línea de puntos) con la articulación metacarpofalángica en extensión. Transductor en posición transversal: C.- AK (señalada por la flecha blanca) situada en el espacio sinovial; D.- flecha ancha y punto grueso marcan la AK situada bajo la vaina sinovial (señalada con la flecha de puntos). La AK es guiada dentro del espacio sinovial hasta el «punto proximal de corte» (PCP). M: metacarpiano; F: falange; «y»: unión base-diáfisis de la falange proximal; A: arteria.

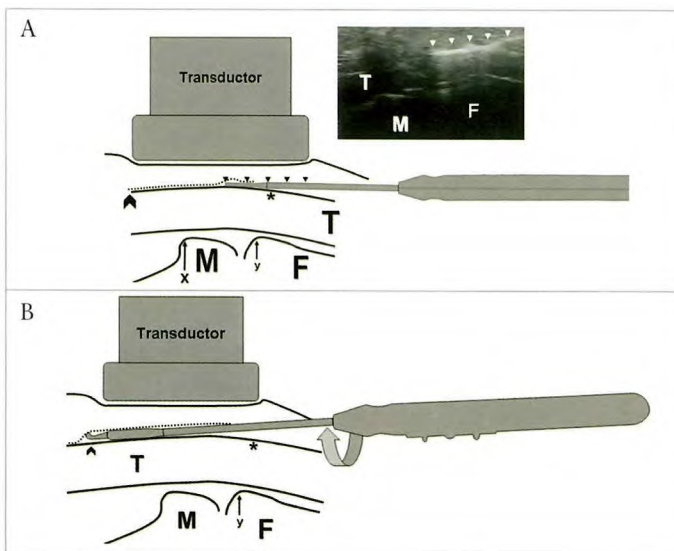


Fig. 4. Introducción del gancho de corte y liberación de la polea. A.- introducimos el instrumento con su parte más ancha paralela al tendón, comprobando su posición con el transductor en posición longitudinal y transversal, hasta llegar a nuestro punto de corte proximal PCP (cabeza de flecha negra). B.- giramos la hoja de corte 90° en dirección de las agujas del reloj y en el PCP, presionamos el gancho en sentido volar y tiramos para salir a través del punto de entrada (*), logrando así la apertura de A1. M: metacarpiano; F: falange; «y»: unión base-diáfisis de la falange proximal.

lángica. Basándonos parcialmente en los métodos descritos por Chern et al [8] medimos las siguientes variables: 1.- Longitud real de A1 (a), definida como la distancia entre los bordes anatómicos proximal y distal del la polea A1. 2.- Longitud estimada por US de A1 (A), entre ambas agujas de 21G. 3.- «Imprecisión topográfica proximal para A1» (b), distancia desde la aguja proximal de 21 G al borde real proximal de la polea A1. 4.- «imprecisión topográfica distal para A1» (c), desde la aguja distal hasta el borde real distal de A1. 5.- «margen topográfico de seguridad distal» (d), definido como la distancia entre la aguja de 21G distal y el borde proximal de A2. 6.- «margen topográfico de seguridad proximal» (e), entre la aguja de 21G proximal y la estructura neurovascular más cercana que cruce volarmente sobre el tendón flexor. 7.- «margen real de seguridad proximal» (f), desde el borde proximal de la liberación quirúrgica hasta la estructura neurovascular más cercana, cruzando volarmente el tendón flexor. 8.- «margen real de seguridad distal» (g), desde el extremo distal de la liberación quirúrgica al margen proximal de A2. Calculamos el porcentaje de liberación para A1 usando la fórmula: $a - (b + c)/a$. Finalmente, describimos cualquier lesión de las estructuras neurovasculares digitales, polea A2 y tendones flexores (Figura 5).

Descripción de las variables medidas en pacientes

Tras cada intervención se registró el tiempo quirúrgico (desde la incisión de la piel al cierre). Para estudiar una posible influencia del aprendizaje del nuevo método en los tiempos quirúrgicos, correlacionamos los tiempos de intervención con la fecha en que fueron realizados. El seguimiento se realizó en la consulta a la semana, 3 semanas, 6 semanas, 3 meses y 6 meses, recogiendo el número de días que tomaron medicación antiálgica y que precisaron para flexionar y extender completamente el dedo y emplear en sus actividades habituales el dedo tratado.

En el estudio de las variables empleamos la media, error estándar de la media y el rango. Se empleó el test de ANO-

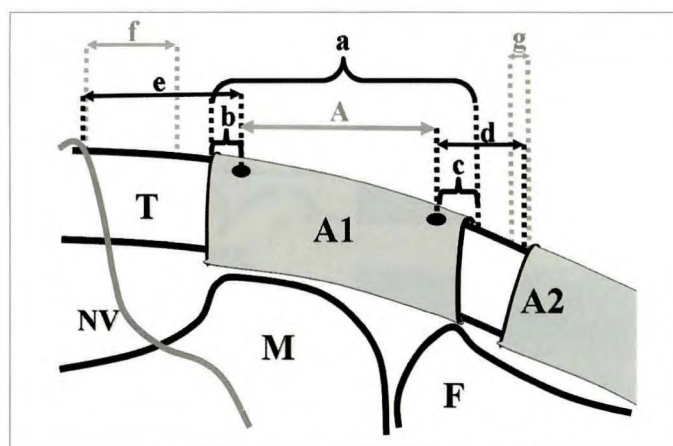


Fig. 5. Variables en la disección. Longitud de A1: real (a)/ estimada por US (A). Imprecisión topográfica: proximal (b)/distal (c). Margen topográfico de seguridad: distal (d)/proximal (e). Margen real de seguridad: proximal (f)/ distal (g). NV paquete neurovascular; círculos macizos: agujas 21G.

VA-Scheffé y la T de Student para comparar las variables en cada uno de los dedos y los valores fueron considerados significativos con un valor de $p < 0,05$.

Resultados:

El estudio anatómico en cadáveres se desarrolló en 46 de los 50 dedos disponibles; no fue técnicamente posible realizarlo en cuatro pulgares por la intensa retracción de los músculos tenares que no permitió posicionar correctamente el transductor para proceder con el método quirúrgico.

Resultado del marcaje topográfico por US en cadáver

La longitud real de A1 (a) en los cinco dedos fue de 10,2 (rango 8-13) mm y su longitud estimada (A) fue de 10,8 (rango 8-14) mm. Las diferencias entre «a» y «A» no fueron significativas para los dedos, con excepción del pulgar y del cuarto dedo, en los cuales observamos una pequeña diferencia de 1,6 mm y 1 mm respectivamente (Tabla 1).

Tabla 1. Comparación de la longitud real (a) y la longitud estimada por ecografía (A) de la polea A1

Dedo	Longitud real (a)	Longitud ecográfica (A)	Real vs ecográfica
1º	10 ± 0,8 (8-13)	11,6 ± 0,6 (10-13)	p = 0,04
2º	10,7 ± 0,5 (9-13)	11,1 ± 0,3 (10-13)	NS
3º	9,8 ± 0,35 (8-11)	9,8 ± 0,4 (8-12)	NS
4º	9,9 ± 0,3 (8-11)	10,9 ± 0,3 (9-12)	p = 0,004
5º	10,3 ± 0,4 (8-12)	10,6 ± 0,3 (9-12)	NS

Los datos muestran valores medios ± el Error Estándar de la Media y el rango entre paréntesis medidos en milímetros. Contraste de hipótesis mediante T de Student. NS: no estadísticamente significativo.

El uso de las marcas topográficas «x» e «y» [8] mostraron ser adecuadas para su uso clínico. Estas marcas estaban en o muy cerca de los bordes proximal y distal de la polea A1, con una imprecisión topográfica media proximal (b) y distal (c) que varió entre 0 y 1,1 mm en los diferentes dedos sin diferencias estadísticamente significativas (Tabla 2).

En los dedos estudiados el margen topográfico de seguridad distal (d) (hasta la polea A2) mostró una distancia media que varió entre 3,8 y 5 mm sin diferencias significativas (rango: 1-10 mm). Proximalmente, el margen de seguridad proximal «e» (hasta la estructura neurovascular más cercana) tuvo una media de 14,5 a 23,4 (rango: 11-27) mm, en los diferentes dedos. Aunque las diferencias no fueron significativas entre los dedos, observamos un menor margen topográfico de seguridad proximal para el pulgar (14,5 mm) y el tercer (15,3 mm) dedo (rango: 11-18 mm y 11-19 mm respectivamente).

Resultados de la liberación percutánea (LPGEA) de A1 en cadáver

Logramos una liberación completa de la polea A1 en 44 dedos (95,7%). En los dos restantes, dos pulgares existía una liberación incompleta de 1 mm que se correspondió con un 88 y 92%, respectivamente, de la longitud real de la polea.

No observamos lesiones neurovasculares. La distancia mínima desde la liberación quirúrgica hasta una estructura neurovascular (f) fue de 6 mm, observada en el tercer dedo. El borde proximal de A2 fue cortado en 11 dedos (23,9%) pero la extensión del daño fue inferior a 2 mm en todos los casos.

No observamos lesiones clínicamente relevantes en los tendones (roturas, laceraciones, desflecamientos o arañazos) pero en 6 dedos (13%) aparecieron erosiones puntiformes pequeñas, con menos de un mm de diámetro, en PEN.

Tabla 2. Imprecisión de las mediciones topográficas proximal (b) y distal (c) de la polea A1

Dedo	Imprecisión proximal (b)	Imprecisión distal (c)
1º	-1 ± 0,4 (-3 / 0)	-1,1 ± 0,6 (-4 / 0)
2º	-0,6 ± 0,2 (-2 / 1)	0 ± 0,3 (-1 / 2)
3º	0 ± 0,2 (-1 / 1)	0,3 ± 0,1 (0 / 1)
4º	-0,7 ± 0,3 (-3 / 0)	-0,3 ± 0,15 (-1 / 0)
5º	0,1 ± 0,4 (-2 / 2)	-0,4 ± 0,2 (-2 / 0)

Los datos muestran valores medios ± el Error Estándar de la Media y el rango entre paréntesis medidos en milímetros. Contraste de hipótesis mediante T de Student. NS: no estadísticamente significativo.

Tampoco observamos daños en la piel suprayacente a la polea en ninguno de los dedos.

Resultados del estudio clínico

El tiempo quirúrgico medio fue de 13 (rango 10-25) minutos comparado con los 15 (3-35) minutos del la LPGEA, aunque las diferencias no fueron significativas. El tiempo quirúrgico mostró una correlación lineal con la fecha de intervención ($r^2 = 0,44$).

La duración media del número de días tomando medicación antiálgica para la LPGEA fue de 1 día y medio (0-15) y de 7 (2-35) días para el procedimiento abierto ($p < 0,0001$). El restablecimiento de la función motora también fue más rápido para la LPGEA, tanto en flexión 8 (rango: 0 - 35) días frente a 18 (rango: 3 - 90) días, como para la extensión ($p = 0,006$), 4 (rango: 0-60) días frente a 11 (rango: 1-60) días ($p = 0,03$).

El tiempo de reincorporación laboral también fue menor, 7 días, frente a 22 días ($p < 0,0001$). No observamos recidivas y en ambos grupos encontramos un caso de parestesia residual, ninguna en el pulgar, presentes al final de su seguimiento, aunque en franca disminución. Además, observamos dos casos (4%) de dolor local importante en el grupo de LPGEA y tres (17%) entre los abordajes clásicos que se resolvieron antes del cuarto mes.

Discusión

En el tratamiento quirúrgico del dedo en resorte, las tasas de éxito parecen similares para las técnicas abierta (60-100%) [3][4][21][22] y percutánea a ciegas (73-100%) [7][9][10][14-16][20][24][25]. Sin embargo, aunque la polectomía abierta es un procedimiento simple, se conocen malos resultados por complicaciones que incluyen distrofia simpática refleja, infección, sensación de entumecimiento, lesiones nerviosas y tasas de insatisfacción, con porcentajes entre el 17 y el 25% mientras que no se han publicado complicaciones mayores tras la liberación percutánea a ciegas [2][4][6][8][21][22], a excepción de un caso descrito con un déficit sensitivo radial del primer dedo [24] y otro caso de dolor persistente [16].

Comparando ambos métodos de manera prospectiva y aleatorizada, Gilberts et al [7], en 96 pacientes con 100 dedos en resorte, encontraron una tasa de éxito del 98% en el grupo tratado de modo abierto y del 100% en el grupo percutáneo a ciegas y, al igual que en nuestro estudio clínico, la duración media del dolor postoperatorio fue de 3 días frente a 6, el tiempo hasta la recuperación de la función motora fue de 7 días frente a 18 y el tiempo de reincorporación al trabajo de 7 frente a 4, significativa-

mente menores en los pacientes tratados con el método percutáneo a ciegas.

Desgraciadamente, en los métodos percutáneos a ciegas, la íntima relación de los paquetes neurovasculares con la polea A1 en el primer, segundo y quinto dedos ha restringido la indicación de su uso a los dedos tercero y cuarto [9][10].

Chern y Jou [8][12] han introducido el concepto de liberación percutánea guiada por ecografía para resolver los problemas de una indicación limitada a algunos dedos y de las complicaciones potenciales descritas en las técnicas percutáneas a ciegas. Su método se basa en la liberación extra-vaginal, cortando la polea desde la superficie de la vaina sinovial hacia tendón flexor, de A1 con un gancho de corte guiado por US. En su estudio, en 50 dedos de 10 manos de cadáver, mostraron un 96% de liberaciones completas de la polea A1. En el 4% restante obtuvieron una liberación incompleta inferior a 2 mm, la cual fue considerada clínicamente irrelevante. En nuestro estudio observamos una liberación incompleta de menos de 1,6 mm en 4,3% de nuestros dedos. Sin embargo, vieron divisiones longitudinales y arañosos leves de los tendones flexores en el 6% de los dedos. Además, en un estudio clínico en 107 dedos en 83 pacientes realizado mediante LPGEA extravaginal mostraron [12] una tasa de éxito del 100% aunque describieron un 3% de dolor persistente que podría estar relacionado con el 6% de lesiones tendinosas que observaron en cadáveres [8].

Por otra parte, en un reciente estudio de LPGEA extravaginal en 18 dedos de cadáver realizados con el bisel de una aguja de 18 G, Paulius et al [13] cuestionaron la seguridad, eficacia y eficiencia de la LPGEA. En las imágenes ecográficas observaron que la punta de la aguja era emplazada recurrentemente en los confines de los paquetes neurovasculares y la disección abierta subsiguiente mostró un 83% de liberaciones incompletas de A1 y un 17% de laceraciones tendinosas, pero no lesiones de los paquetes.

De acuerdo con otros autores [8][12] creemos que las complicaciones potenciales de las diferentes técnicas percutáneas a ciegas sobrepasan sus posibles beneficios. También pensamos que las intrusiones accidentales en las estructuras neurovasculares [13] y las lesiones descritas de los tendones flexores observadas con las técnicas de liberación percutánea guiada por ultrasonido extravaginales [8][13] levantan ciertas dudas respecto a su seguridad.

Basándonos en nuestras observaciones previas [26] efectuadas en voluntarios, creemos que la dirección dorsal en la que las técnicas extravaginales están cortando la polea A1 se dirige hacia la «zona de riesgo», que incluye los tendones flexores y las estructuras neurovasculares. En el presente trabajo, desarrollamos un método con el que introducir

nuestros instrumentos quirúrgicos en el interior de la vaina sinovial (intravaginalmente) para así seccionar la polea A1 dirigiendo el filo de corte hacia nuestra «zona segura».

La precisión de la LPGEA para localizar estructuras anatómicas fue buena. En A1, las diferencias entre las longitudes real (a) y estimada (A) de A1 y entre la distancia entre las posiciones de las marcas topográficas y los bordes reales proximal y distal de A1 fueron inferiores a 2 mm de media en los 50 dedos, una diferencia irrelevante en la práctica clínica [8].

En nuestro método de LPGEA, el abordaje cutáneo y la posición del transductor de US fueron similares al descrito previamente [8] pero, para evitar la zona de riesgo y liberar la polea, alcanzamos el interior de la vaina sinovial a través de una apertura en la región volar de la vaina en un punto de entrada localizado 3 mm distalmente de «y». Resulta fácil confirmar la posición intravaginal de los instrumentos en una sección transversa de US y, una vez confirmado, los avanzamos retrógradamente hasta nuestro punto de corte proximal. Estamos de acuerdo con Chern et al [8] en que la liberación de A1 debería de realizarse desde no más de 5 mm proximalmente a «x» hasta 3 mm distalmente a «y» ya que, en la exploración anatómica, observamos que el margen de seguridad topográfica distal mínimo fue de 1 mm y de 11 mm proximalmente. Inicialmente, fijamos nuestro PCP en 3 mm proximalmente para «x» en el pulgar y en 10 mm en el resto de los dedos pero, en nuestra exploración anatómica, observamos cómo el paquete neurovascular digital en el primer y tercer dedos se encontraban relativamente a riesgo debido a que su distancia hasta la marca de referencia topográfica proximal podía ser de sólo 11 mm, lo que podía significar llegar a quedarnos con nuestros instrumentos quirúrgicos a tan sólo 1 mm de dañar el paquete durante una LPGEA. Por ello, durante la realización del estudio, modificamos nuestro PCP a 3 mm para el pulgar y a 5 mm para el resto de los dedos (medidos proximalmente desde «x») logrando finalmente un 95,7% de liberaciones completas de A1 sin dañar los paquetes.

El punto distal para liberar A1 es otro motivo de discusión ya que, desde nuestra marca topográfica «y», el borde real de A1 puede encontrarse hasta a 2 mm distalmente pero el borde real de A2 puede encontrarse también a sólo 1 mm distalmente. Basándonos en estas observaciones, sabemos que estableciendo PEN a 3 mm distalmente de «y» deberá causar teóricamente una lesión de A2 de hasta 2 mm en un número de casos y, de hecho, esto es lo que nos encontramos en un 23,9% de los dedos de nuestro estudio. Sin embargo, la longitud de la polea A2 es de unos 2 cm [29] y 2 mm representan 10% de la longitud total. Como han mos-

trado algunos autores (29), el 66% proximal de A2 puede ser abierto sin efectos clínicos adversos, lo que nos permite tener un considerable margen de seguridad distal.

En desacuerdo con Chern et al [8], la inserción del gancho de corte en el interior de la polea A1 es más seguro que el método extravaginal. En nuestro estudio en voluntarios [26] observamos un grosor medio de la polea A1 de 0,79 mm y una anchura del espacio sinovial de 0,33 mm. La hoja del gancho de corte en nuestro estudio mide 3 mm y dirigir este instrumento, u otro más pequeño, hacia el tendón para liberar A1 desde una posición extravaginal puede lesionar el tendón. Posicionando el gancho intravaginalmente y cortando en dirección volar nos alejamos del tendón, evitando este problema. En nuestro estudio en cadáver, observamos erosiones mínimas puntiformes en un 13% de los tendones en PEN, probablemente debidas a la punta de la aguja de 21 G o a la AK, pero no vimos dislaceraciones ni tampoco arañazos superficiales, al contrario de lo descrito con los métodos de LPGEA extravaginales [8][13].

Rajeswaran et al [28] describieron, en 25 pacientes con 35 dedos en resorte, un procedimiento intravaginal realizado con el bisel de una aguja de 19G introducida a través de los mismos abordajes cutáneos pero cortando la polea retrógradamente, con una tasa superior (9%) de liberaciones incompletas. No mencionan ningún marcaje topográfico, proximal o distal, basando su liberación en notar que la aguja se mueve libremente entre los tendones y la piel y en la resolución intraoperatoria de los signos clínicos. Aunque nosotros también creemos que el abordaje intravaginal es el más seguro, mantener el bisel de la aguja en la misma línea de corte mientras avanza retrógradamente parece más difícil que tirar de un gancho de corte anterógrado y podría afectar la precisión de la liberación. Como mostramos en el presente estudio, incluso apuntando hacia marcas topográficas específicas es posible observar algunos milímetros de imprecisión en nuestros resultados, por lo que, contrarios al método propuesto por Rajeswaran et al [28], creemos que todos nuestros esfuerzos técnicos deben encaminarse a aumentar la precisión en el corte.

Las principales limitaciones de nuestro estudio en el cadáver están relacionadas con el pulgar. Debido a la técnica de fijación empleada en los cadáveres, cuatro pulgares exhibieron una intensa retracción de la musculatura tenar que no nos permitió realizar una LPGEA. Esta retracción estaba presente en grados variables en los pulgares restantes y, en nuestra opinión, fue directamente responsable de las peores mediciones obtenidas en precisión, márgenes de seguridad y porcentaje de liberación. Además, observamos cómo el nervio digital radial del pulgar intersecta al tendón flexor a

sólo 11 mm proximalmente a «x». Chern et al [8] observaron que este nervio podía intersectar al tendón a 7 mm proximales de la polea A1. En nuestra experiencia, no fuimos capaces de visualizar el nervio digital radial por US así que, para el pulgar, dependimos de la pobre visualización de las marcas topográficas («x» e «y») y, aunque sin relevancia clínica, todas nuestras liberaciones incompletas ocurrieron en los pulgares. También con la técnica extravaginal en cadáveres, Chern et al [8] observaron que la mitad de sus liberaciones incompletas ocurrieron en el pulgar. Más aún, Jou y Chern [12] describieron un 3% de incidencia de parestesias transitorias, las cuales fueron observadas únicamente en pulgares.

Aunque la experiencia propia y de otros autores [8][12] los métodos de LPGEA son seguros en el pulgar, las limitaciones descritas sugieren ser cautelosos en la liberación proximal de A1 en el pulgar, debiendo considerarse la conversión de una LPGEA en un abordaje abierto convencional si la marca ósea topográfica proximal no puede ser vista claramente por US. Afortunadamente, en nuestro estudio clínico, ninguno de los pulgares operados precisó un abordaje abierto.

Aunque la LPGEA es conceptualmente simple, puede ser técnicamente demandante ya que requiere el conocimiento combinado de técnicas quirúrgicas y ecográficas. Aunque no sea esencial, el entrenamiento en cadáveres puede facilitar el proceso de aprendizaje.

El coste de la LPGEA está en debate pero, hasta dónde sabemos, no han sido aún presentado datos formales sobre su eficiencia. Jou et al [12] argumentaron que la LPGEA es más barata o igual que el método abierto debido a los ahorros que se desprenden del menor tiempo quirúrgico, el uso de una consulta y la eliminación de costosos campos estériles. Por el contrario, Paulius et al [13] comentaron que el uso de US aumentaba el tiempo de intervención y la necesidad de usar un equipo de ultrasonidos negaba los ahorros potenciales de intervenir en una consulta. Webb et al [31] compararon recientemente los costes en el tratamiento de 104 pacientes intervenidos ambulatoriamente de modo percutáneo a ciegas con los costes de tratar a 54 pacientes en quirófanos hospitalarios, observando cómo el coste de 44 procedimientos en 44 dedos en resorte era 41,6 veces inferior a una operación convencional, con un ahorro anual de 62.700 €, que es aproximadamente cuatro veces el precio de nuestro equipo de US por año. Por otra parte, el precio de un gancho de corte es un gasto añadido al procedimiento [28] y para disminuir costes y mantener la precisión de nuestros instrumentos empleamos clínicamente un gancho con cuchilla de corte

retrógrado, de 3mm, reutilizable (Orthomed SA, St Jean-net, Francia). Otros autores subrayan la eficiencia de los procedimientos percutáneos en las polectomías al destacar que pueden ser realizado en una consulta, por un solo cirujano, sin personal de ayuda [28] y bajo anestesia local sin manguito [8][12][17][25].

Respecto a los tiempos por intervención en las LPGEA están directamente influenciados por la curva de aprendizaje. Paulius et al [13] opinaron que la LPGEA aumentaba el tiempo de intervención mientras que Gilberts et al [7] describieron un tiempo quirúrgico medio de 11 minutos para sus abordajes abiertos convencionales y de 7 para los percutáneos a ciegas. Por otra parte, Rajeswaran et al [28] observaron una duración media de 14 minutos (9 a 21 minutos) con la técnica intravaginal de LPGEA. Nuestro primer LPGEA en cadáver precisó aproximadamente dos horas y media, nuestro primer paciente en la fase clínica 35 minutos y nuestro último paciente intervenido tan sólo 3 minutos.

Estudios recientes [30][31] han mostrado que, en pacientes adecuadamente seleccionados, la cirugía ambulatoria de la mano puede ser realizada de modo seguro y eficiente en una amplia lista de condiciones patológicas bajo anestesia local, sin isquemia ni anestesia. La cirugía percutánea guiada por ultrasonidos ofrece alternativas prometedoras para la cirugía de la mano en el medio ambulatorio aunque requiere un entrenamiento apropiado y conocimiento de las estructuras anatómicas susceptibles de ser lesionadas. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Saldana MJ. Trigger digits: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 2001; 9:246-52.
2. Turowski GA, Zdankiewicz PD, Thomson JG. The results of surgical treatment of trigger finger. *J Hand Surg* 1997; 22A:145-9.
3. Lim MH, Lim KK, Rasheed MZ, Narayanan S, Beng-Hoi Tan A. Outcome of open trigger digit release. *J Hand Surg* 2007; 32B:457-9.
4. Thorpe AP. Results of surgery for trigger finger. *J Hand Surg* 1988; 13B:199-201.
5. Kolind-Sorensen V. Treatment of trigger fingers. *Acta Orthop Scand* 1970; 41:428-32.
6. Bonnici AV, Spencer JD: A survey of «trigger finger» in adults. *J Hand Surg* 1988; 13B:202-3.
7. Gilberts EC, Beekman WH, Stevens HJ, Wereldsma JC. Prospective randomized trial of open versus percutaneous surgery for trigger digits. *J Hand Surg* 2001; 26A:497-500.
8. Chern TC, Jou IM, Yen SH, Lai KA, Shao CJ. Cadaver study of sonographically assisted percutaneous release of the A1 pulley. *Plast Reconstr Surg* 2005; 115:811-22.
9. Eastwood DM, Gupta KJ, Johnson DP. Percutaneous release of the trigger finger: an office procedure. *J Hand Surg* 1992; 17A:114-7.
10. Patel MR, Moradia VJ. Percutaneous release of trigger digit with and without cortisone injection. *J Hand Surg* 1997; 22A:150-5.
11. Bain GI, Turnbull J, Charles MN, Roth JH, Richards RS. Percutaneous A1 pulley release: a cadaver study. *J Hand Surg* 1995; 20A:781-4.
12. Jou IM, Chern TC. Sonographically assisted percutaneous release of the a1 pulley: a new surgical technique for treating trigger digit. *J Hand Surg* 2006; 31B:191-9.
13. Paulius KL, Maguina P. Ultrasound-assisted percutaneous trigger finger release: Is it safe? *Hand (NY)* 2009; 4:35-7.
14. Cihantimur B, Akin S, Ozcan M. Percutaneous treatment of trigger finger. 34 fingers followed 0.5-2 years. *Acta Orthop Scand* 1998; 69:167-8.
15. Ha KI, Park MJ, Ha CW. Percutaneous release of trigger digits. *J Bone Joint Surg (Br)* 2001; 83-B:75-7.
16. Lyu SR. Closed division of the flexor tendon sheath for trigger finger. *J Bone Joint Surg (Br)* 1992; 74-B:418-20.
17. Cebesoy O, Kose KC, Baltaci ET, Isik M. Percutaneous release of the trigger thumb: is it safe, cheap and effective? *Int Orthop* 2007; 31:345-9.
18. Bain GI, Wallwork NA. Percutaneous A1 Pulley Release a Clinical Study. *J Hand Surg* 1999; 4:45-50.
19. Dunn MJ, Pess GM. Percutaneous trigger finger release: a comparison of a new push knife and a 19-gauge needle in a cadaver model. *J Hand Surg* 1999; 24A:860-5.
20. Pope DF, Wolfe SW. Safety and efficacy of percutaneous trigger finger release. *J Hand Surg* 1995; 20A:280-3.
21. Carrozzella J, Stern PJ, Von Kuster LC. Transection of radial digital nerve of the thumb during trigger release. *J Hand Surg* 1989; 14A:198-200.
22. Moriya K, Uchiyama T, Kawaji Y. Comparison of the surgical outcomes for trigger finger and trigger thumb: preliminary results. *J Hand Surg* 2005; 10:83-6.
23. Finsen V, Hagen S. Surgery for trigger finger. *J Hand Surg* 2003; 8:201-3.
24. Jongjirasiri Y. The results of percutaneous release of trigger digits by using full handle knife 15 degrees: an anatomical hand surface landmark and clinical study. *J Med Assoc Thai* 2007; 90:1348-55.
25. Tanaka J, Muraji M, Negoro H, Yamashita H, Nakano T, Nakano K. Subcutaneous release of trigger thumb and fingers in 210 fingers. *J Hand Surg* 1990; 15B:463-5.
26. Igualada C, Rojo JM, Tabernero JM, Rodríguez-Conde C,

Del Cerro M, Vaquero J. Polectomía Percutánea Guiada por Eco, Parte I: Descripción anatómica de la «zonas seguras». TRAUMA Fund MAPFRE (en prensa).

27. Wang HC, Lin GT. Retrospective study of open versus percutaneous surgery for trigger thumb in children. *Plast Reconstr Surg* 2005; 115:1963-70.
28. Rajeswaran G, Lee JC, Eckersley R, Katsarma E, Healey JC. Ultrasound-guided percutaneous release of the annular pulley in trigger digit. *Eur Radiol* 2009; 19:2232-7.
29. Tang JB. Indications, methods, postoperative motion and

outcome evaluation of primary flexor tendon repairs in zone 2. *J Hand Surg* 2007; 32B:118-29.

30. Webb JA, Stothard J. Cost minimisation using clinic-based treatment for common hand conditions. A prospective economic analysis. *Ann R Coll Surg Eng* 2009; 91:1-5.
31. Lalonde D, Bell M, Benoit P, Sparkes G, Denkler K, Chang P. A multicenter prospective study of 3.110 consecutive cases of elective epinephrine use in the fingers and hand: the Dalhousie project clinical phase. *J Hand Surg* 2005; 30A:1061-7.

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 biomecánico de la fijación del ligamento cruzado anterior

Biomechanical analysis of the anterior cruciate ligament fixation

Rodríguez C ¹, Maestro A ², García TE ¹, Lombardía J ²

¹ Instituto Universitario de Tecnología Industrial de Asturias (IUTA), Universidad de Oviedo. ² FREMAP Gijón.

Resumen

Objetivo: Desarrollar la metodología experimental para analizar la biomecánica de la fijación del ligamento cruzado anterior.

Material y metodología: Se realizó una plastia de LCA en 16 rodillas de cerdo, utilizando el tendón del músculo extensor lateral de los dedos del cerdo. Se ensayaron tres sistemas de fijación diferentes, clasificados como compresión, expansión y suspensión cortico-esponjosa. Todos los especímenes fueron ensayados a tracción hasta el fallo. Se calculó la carga de fallo, elongación y rigidez para cada fijación.

Resultados: Atendiendo a la carga de fallo y a la rigidez, los mayores valores medios se obtuvieron para los dispositivos de expansión y suspensión operados con la técnica de doble injerto. Los dispositivos de compresión y expansión implantados con la técnica de un sólo injerto mostraron peores resultados.

Conclusiones: El fallo siempre sobrevino en los injertos por lo que no se pudo evaluar ni comparar correctamente el comportamiento de los diferentes tipos de fijación utilizados.

Palabras clave:

Ligamento cruzado anterior; fijación; biomecánica; fémur.

Abstract

Objective: The aim of the present study was to develop the experimental methodology for the biomechanical analysis of the anterior cruciate ligament reconstruction.

Material and method: An ACL reconstruction was performed on 16 porcine knees. The graft used was the pig doubled lateral extensor of toes (DLET). Three different femoral fixation devices were tested and classified according to their fixation mechanism: compression, expansion and cortical-cancellous suspension. A fixation device was developed in order to analyze the unfavorable load case. All GFC were subjected to a load-to-failure test. Failure load, elongation and stiffness were calculated for each device.

Results: Regarding stiffness and failure load, cortical-cancellous suspension and expansion, both with the double graft technique, showed the highest mean values. Compression and expansion, both with the single graft technique, showed worse results.

Conclusions: Failure always took place in the graft, and thus was impossible to compare correctly the different fixation devices behavior.

Key words:

Anterior cruciate ligament, fixation, biomechanics, femur.

Correspondencia

C. Rodríguez

Instituto Universitario de Tecnología Industrial de Asturias (IUTA),
Universidad de Oviedo. Edificio Departamental Oeste. 7.1.17. Campus
universitario de Gijón. 33203 Gijón
cristina@uniovi.es

Introducción

La rotura de ligamento cruzado anterior (LCA) es una lesión muy habitual en los deportes de alta competición y en particular en la práctica del fútbol. Su reparación requiere la sustitución del LCA roto o dañado por un injerto (plastia) construido a base de tendones que generalmente proceden del propio paciente. Este injerto se fija al fémur y a la tibia mediante distintos tipos de dispositivos de tal manera que, tras la reconstrucción, el comportamiento del conjunto hueso-fijación-plastia reproduzca el del LCA original y devuelva la estabilidad a la rodilla. Durante los primeros meses tras la reconstrucción, mientras la fijación orgánica de la plastia al hueso no es total, será precisamente el mecanismo de fijación el encargado de que el funcionamiento del conjunto sea el adecuado [1][2], por lo que su correcta elección determina la calidad de la reparación, así como la posibilidad de realizar una rehabilitación más intensiva reduciendo el periodo de baja.

Existen diversos dispositivos comerciales que compiten en la fijación del LCA cuyo comportamiento mecánico ha sido objeto de diversos estudios biomecánicos [1-12]. No obstante, los resultados de dichos análisis son muy diversos y están sujetos a una elevadísima dispersión debido a la gran cantidad de dispositivos distintos analizados, y a la multitud de variables que pueden influir en la respuesta mecánica de los mismos (metodología de ensayo, velocidad de carga, tipo de materiales utilizados, etc.) [7, 8]. En un intento de poner a punto una metodología adecuada, en la que las variables implicadas fuesen las menos posibles, en este trabajo se ha analizado la respuesta mecánica de tres tipos distintos de fijación del LCA. Una vez realizadas las reconstrucciones, los especímenes fueron sometidos a ensayos de tracción hasta el fallo, de modo que las condiciones de carga fuesen las más críticas, es decir, asegurando que la dirección de aplicación de la carga coincidiese con la dirección longitudinal del túnel tibial.

Materiales y métodos

Para el presente estudio se utilizaron un total de 16 fémures frescos de cerdos adultos. Como injerto de ligamento se utilizaron tendones del músculo extensor lateral de los dedos (*flexor digitorum*), también de origen porcino. Aunque se realizó una selección de tendones de modo que el diámetro de todos ellos fuese lo más semejante y homogéneo posible y de aproximadamente 4 mm de diámetro, se encontraron pequeñas diferencias entre ellos. Los tendones fueron doblados sobre sí mismos, para obtener una plastia de unos 8 mm (Figura 1). Los dispositivos analizados fueron: fijación mediante tornillo interferencial de 8x24 mm,



Fig. 1. Material biológico utilizado en las reconstrucciones LCA.

fijación mediante transfixión doble utilizando dos clavos de 3,3 mm de diámetro y 34 mm de longitud, y fijación de suspensión cortico-esponjosa de 6x40 mm.

La fijación interferencial fue utilizada en las primeras reconstrucciones que sirvieron para poner a punto la metodología de ensayo. En este caso se utilizó un único túnel con una única plastia. También se ensayó con plastia única y un solo túnel femoral la fijación por transfixión doble, que asimismo se evaluó utilizando doble túnel y doble plastia (Transfixión DT). Por último, para la fijación por suspensión cortico-esponjosa que se utilizó un único túnel pero con doble plastia (Suspensión DP) (Figura 2).

La sistemática de implantación de los diferentes sistemas de fijación fue en todos los casos idéntica. Tras la colocación del fémur en el aparato de sujeción, con una angulación de 30° para así obtener la situación de carga más desfavorable paralela a la dirección del túnel [1-12], se procedió a la perforación femoral y a la colocación del implante de fijación según técnica estándar para cada uno de ellos, utilizando los instrumentales específicos y siguiendo estrictamente las recomendaciones de cada compañía.

La realización del túnel se llevó a cabo tras la comprobación de la simulación horaria de las agujas del reloj en la

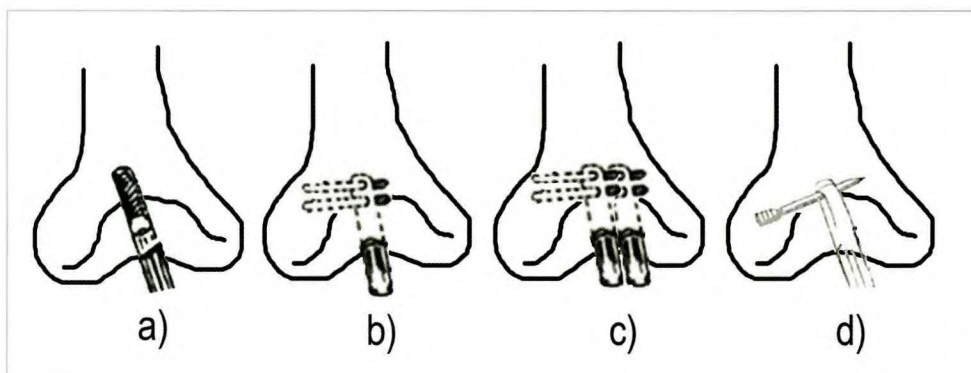


Fig. 2. Sistemas de fijación analizados: a) tornillo interferencial, b) transfixión doble con túnel único, c) transfixión doble con doble túnel, d) suspensión cortico-esponjosa

zona intercondilea, tomando las 11 horas para el fémur derecho y las 13 horas para el izquierdo.

Se emplearon una aguja-guía de 2,4 mm de diámetro y una guía específica para la introducción de dicha aguja, con un patrón que permitió una distancia constante de 6 mm desde la cortical posterior (*over the top*). El túnel fue perforado siempre dentro-fuera (*in-out*) para todos los dispositivos de fijación, siendo su diámetro constante de 8 mm. La profundidad de dicho túnel dependió del tipo de fijación, siguiendo las recomendaciones de cada fabricante. Realizado el túnel, y siempre de dentro hacia afuera, se introdujo la plastia según técnica idéntica a la utilizada en clínica.

Ensayos biomecánicos

De cada uno de los diferentes tipos de reconstrucción descritos anteriormente se realizaron cuatro ensayos de tracción hasta el fallo. Los ensayos fueron realizados en una máquina universal de ensayos mecánicos (Instron®, Canton, MA, EEUU), de 5 kN de capacidad de carga. Se diseñó un sistema de fijación para el fémur que garantizaba tanto su anclaje a la máquina de ensayos, como su correcta inclinación cuando era sometido a carga. En este tipo de ensayos la dirección de aplicación de la carga debe coincidir con la dirección del túnel, dado que ésta sería la situación de carga más desfavorable para la fijación [1-7] (Figura 3).

Para evitar deslizamientos se introdujo en la intercara entre las mandíbulas y el tendón un material inorgánico de alta rugosidad. Para reproducir la longitud real en servicio del injerto de LCA la distancia entre la salida del túnel intra-articular y el punto de agarre de las mandíbulas fue en todos los casos de 25 mm. Tras el correcto posicionado, y antes de proceder al ensayo estático de tracción, se sometió el conjunto a una precarga de unos 10 N durante 5 minutos.

Transcurridos 5 minutos de asentamiento del conjunto, se realizó el ensayo de tracción hasta el fallo a una veloci-

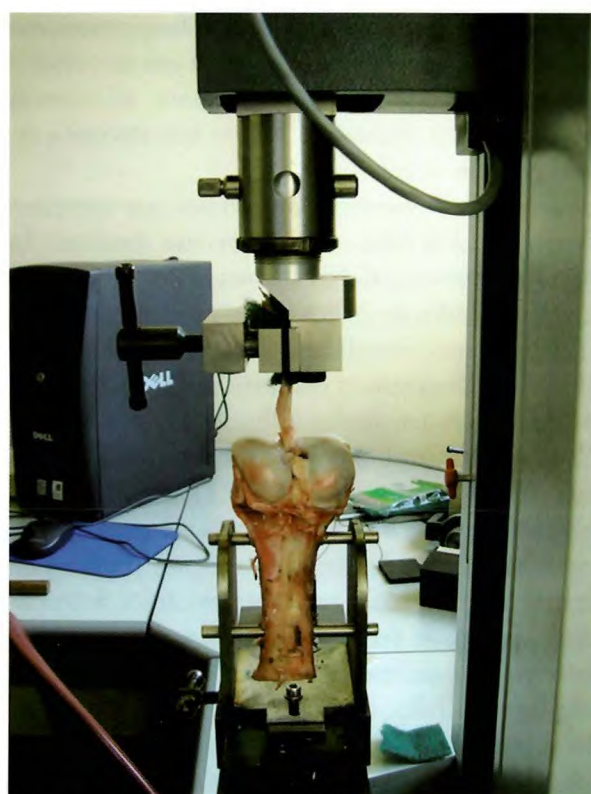


Fig. 3. Imagen del dispositivo de ensayo utilizado.

dad de 5 mm/min. Durante el transcurso de cada uno de los ensayos el injerto fue hidratado manualmente, cada minuto, con una jeringa con solución salina. Los datos de carga P (N) y de desplazamiento del punto de carga d (mm) fueron registrados cada 10 milisegundos a través del *software* específico. Concluido el ensayo se registró el modo en el que se produjo el fallo en cada caso.

Análisis de los datos

Realizados los ensayos, se calcularon los valores medios y la desviación estándar de la carga de fallo P_u (N), la rigidez

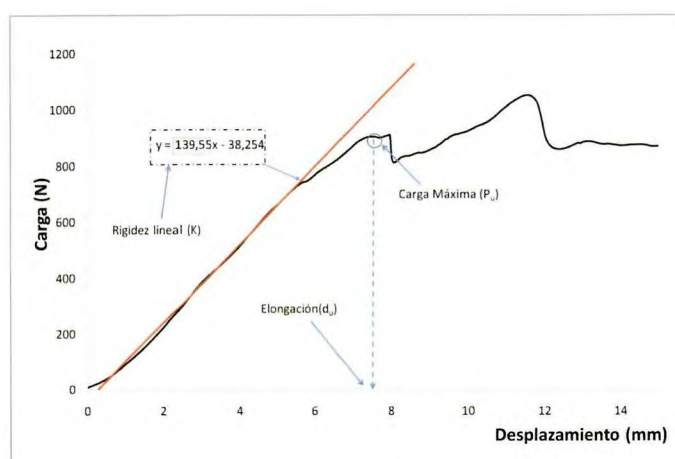


Fig. 4. Cálculos realizados sobre el registro carga-desplazamiento obtenido en un ensayo de la reconstrucción LCA.

lineal K (N/mm) y el desplazamiento o elongación para la carga de fallo d_u (mm) (Figura 4). La rigidez lineal, K (N/mm), se calculó como la pendiente de la recta de regresión que ajusta los datos de la zona lineal de la curva. La rigidez nos informó sobre la cantidad de elongación del conjunto para una carga determinada. Así, cuanto mayor sea la rigidez menor será el desplazamiento del conjunto, y por consiguiente, mayor será la estabilidad de la rodilla. Como carga máxima P_u (N) se tomó el primer máximo de la curva, ya que es en ese punto donde comienza el fallo del conjunto, al disminuir repentinamente la carga soportada. Este punto indica el comienzo de un comportamiento anómalo, como puede ser una rotura (total o parcial) de hueso, fijación o injerto, un desplazamiento de la fijación a través del túnel, etc. Finalmente, como elongación, d_u (mm), se tomó el desplazamiento en el que se alcanza esta carga máxima.

Resultados

En las tablas 1 y 2 se muestran los valores medios obtenidos tras el análisis de los resultados correspondientes a los distintos tipos de reconstrucción LCA analizados. Las mejores propiedades mecánicas se obtuvieron para la fijación por suspensión con doble plastia (Tabla 2), con una carga máxima de 1051,03 (DE: 102,6) N y una rigidez de 139,5 (DE: 23,1) N/mm, seguido de cerca por la fijación por transfixión con la técnica doble túnel (DT) y doble tendón (DP), con un valor de carga máxima de 785,5 (DE: 77,2) N y una rigidez de 127,81 (DE: 13,8) N/mm. En ambas fijaciones el fallo sobrevino en los injertos, en unos casos por rotura sistemática de los diferentes tendones y en otros por deslizamiento de los injertos con respecto a las fijaciones.

Al emplear las técnicas de un solo injerto (Tabla 1) los valores, tanto de carga máxima como de rigidez, fueron significativamente menores. En el caso del dispositivo de transfixión la carga cayó hasta los 498,8 (DE: 59,8) N y la rigidez hasta los 45,80 (DE: 11,12) N/mm. En el caso de la fijación interferencial los valores fueron más bajos, 201,6 (DE: 10,6) N para carga máxima y 17,9 (DE: 1,8) N/mm para la rigidez (Figura 5), al estar influenciados por una incorrecta metodología experimental aún en fase de desarrollo. También en estos casos el fallo sobrevino por los tendones.

Discusión

El uso de hueso porcino en sustitución al humano está ampliamente justificado [2-5][8-12] para la realización de este tipo de análisis biomecánico. Sin embargo, no está claro que la utilización de tendones también de procedencia porcina [2][3] sean los más adecuados, pudiendo ser ese

Tabla 1. Resumen de resultados en las reconstrucciones con tendón único

Tipo de fijación	Carga de Fallo P_u [N]	Elongación d_u [mm]	Rigidez K [N/mm]	Modo de Fallo
Interferencial	201,6 \pm 10,6	36,8 \pm 15,7	17,9 \pm 1,8	Rotura de injerto
Transfixión	498,8 \pm 59,7	18,2 \pm 6,1	45,8 \pm 11,1	Rotura de injerto

Tabla 2. Resumen de resultados en las reconstrucciones con doble tendón

Tipo de fijación	Carga de Fallo P_u [N]	Elongación d_u [mm]	Rigidez K [N/mm]	Modo de Fallo
Transfixión (DT-DP)	785,5 \pm 77,2	16,9 \pm 9,3	127,8 \pm 13,8	Deslizamiento de uno de los injertos
Suspensión (DP)	1051 \pm 102,6	11,6 \pm 4,2	139,5 \pm 23,1	Fallo sistemático de los injertos

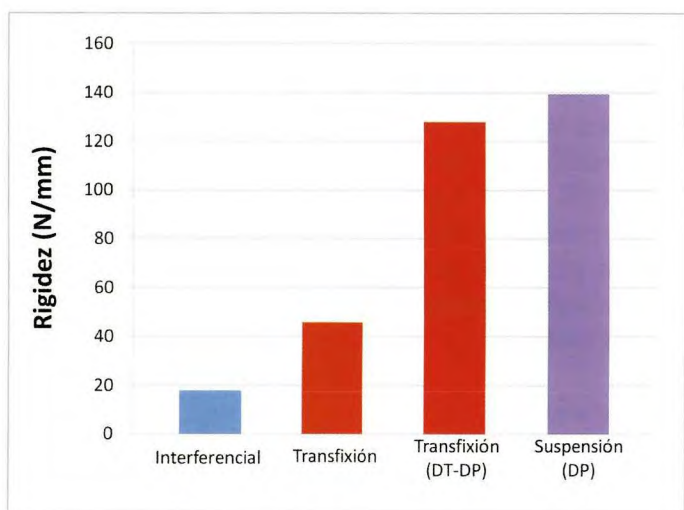
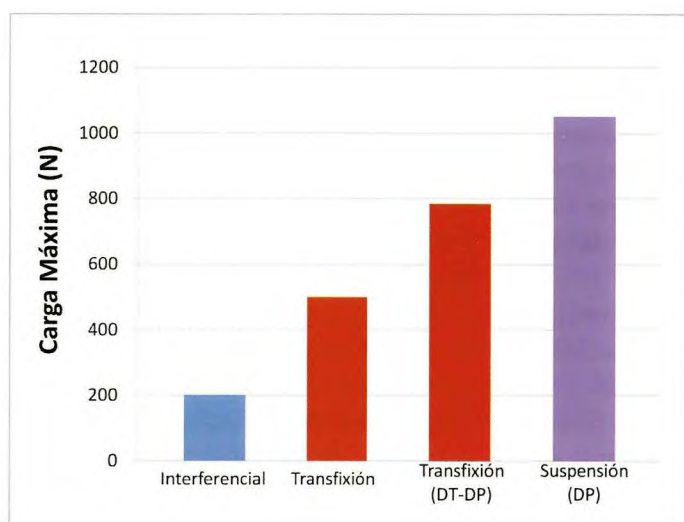


Fig. 5. Comparativa entre las distintas fijaciones.

uno de los motivos por los que todos los fallos se hayan producido por rotura de los tendones.

Milano et al, [2] obtuvieron cargas máximas de 400 N cuando utilizaban fijaciones de tipo interferencial con plastias porcinas de un diámetro semejante al utilizado en este estudio, cargas que se elevan a 990 N cuando el dispositivo utilizado era de transfixión. En el caso de la fijación por suspensión cortico-esponjosa, obtuvieron una carga de fallo media de 1492 N [2], mientras Shen et al. [3] obtuvieron 777 N. La diferencia entre estos resultados y los obtenidos en nuestro análisis pudo ser debida a diferentes tipo de ensayo, la edad de los tejidos, la velocidad de ensayo, etcétera.

Así, el uso de una incorrecta metodología experimental podría explicar los bajos valores mostrados por la fija-

ción interferencial. En los ensayos previos los tendones fueron elegidos al azar, sin tener demasiado en cuenta que su diámetro fuese lo más parecido posible a 4 mm (8 mm una vez doblado) y más o menos proporcional en toda su longitud.

Las reconstrucciones realizadas con una plastia alcanzan menores valores de rigidez y de resistencia que las realizadas con doble plastia. En el caso de la resistencia se observa como las cargas máximas alcanzadas por el mismo dispositivo de transfixión, cuando se utiliza doble plastia, son aproximadamente el doble que cuando se utiliza una única plastia. Esto es fácil de explicar si se tiene en cuenta que en las reconstrucciones con doble plastia la sección que soporta la carga es el doble que cuando se utiliza una única plastia. En el caso de la rigidez los valores alcanzados con la doble plastia son tres veces mayores, lo que evidencia que el uso de la doble plastia proporciona, en los primeros momentos de la recuperación tras la intervención, una mayor estabilidad a la rodilla.

Por su parte, si se comparan los resultados obtenidos en los casos de las reconstrucciones realizadas con doble plastia, se observa que las realizadas con el dispositivo que trabaja a suspensión muestra unos valores más altos tanto de rigidez como de resistencia. Estas diferencias podrían estar basadas en el modo de trabajo de ambos tipos de fijación. En el caso de la fijación por suspensión, la plastia «cuelga» del pin que es el encargado de transmitir la fuerza al hueso. Sin embargo, en el caso de la transfixión una gran parte de la fuerza de fijación se debe a la presión de contacto que se establece entre las paredes del túnel y la superficie de la plastia que sufre un abultamiento al ser «atravesada» por los dos pines. Del modo en el que esos dos pines atraviesen la plastia va a depender mucho tanto la resistencia como la rigidez, siendo imprescindible, en cualquier caso, que la técnica quirúrgica de implante sea muy precisa.

Tras la realización de este estudio queremos destacar la influencia de la metodología de ensayo utilizada sobre los resultados obtenidos. Por su parte, el hecho de que el fallo se produzca mayoritariamente en los injertos pone de manifiesto que realmente no se está analizando el comportamiento mecánico de las fijaciones, puesto que es el número de tendones empleados es el que determina las cargas máximas obtenidas, al haberse comportado como el eslabón más débil. Además, y al igual que en otros estudios del mismo tipo [2-5][8-10], el uso de injertos de origen orgánico induce una variabilidad de resultados muy grande, dada la complejidad de obtenerlos de tamaños y diámetros idénticos para cada ensayo. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Brown CH, Wilson DR, Hecker AT, Ferragamo M. Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy* 2004; 20:922-35.
2. Milano G, Damiano P, Ziranu F, Piras S, Manunta A, Fabbriani C. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: A biomechanical analysis. *Arthroscopy* 2006; 22:660-8.
3. Shen HC, Chang JH, Lee CH, Shen PH, Yeh TT, Wu CC, et al. Biomechanical comparison of Cross-Pin and Endobutton-CL femoral fixation of a flexor tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction. A porcine femur - graft - tibia complex study. *J Surg Res* 2010; 15:282-7.
4. Connor PK, Jacir AM, Gardner TR, Ahmad CS, Levine WN. Biomechanical evaluation of Anterior Cruciate Ligament femoral fixation techniques. *Am J Sports Med* 2009; 37:339-45.
5. Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN. Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for Anterior Cruciate Ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004; 32:635-40.
6. Zantop T, Weimann A, Rümmler M, Hassenpflug J, Petersen W. Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation. Single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med* 2004; 32:641-49.
7. Selby JB, Johnson DL, Hester P, Caborn DNM. Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am J Sports Med* 2001; 29:614-9.
8. Walsh MP, Widjicks CA, Armitage BM, Westerhaus BD, Parker JB, LaPrade RF. The 1:1 versus the 2:2 tunnel - drilling technique. Optimization of fixation strength and stiffness in an all-inside double - bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction. A biomechanical study. *Am J Sports Med* 2009; 37:1539-47.
9. Kamelger FS, Onder U, Schmoelz W, Tecklenburg K, Arora R, Fink C. Suspensory fixation of grafts in Anterior Cruciate Ligament reconstruction: A biomechanical comparison of 3 implants. *Arthroscopy* 2009; 25:767-76.
10. Fuentes OM, González JAC, Martín GG, Santana JMQ, Santana AY, Martín JFC. Fijación de injertos de ligamento cruzado anterior de la rodilla mediante un nuevo mecanismo. Diseño y análisis experimental. *Rev Iberoamericana Ing Mec* 2004; 9:3-11.
11. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in Anterior Cruciate Ligament reconstruction. Part I: Femoral site. *Am J Sports Med* 2003; 31:174-81.
12. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in Anterior Cruciate Ligament reconstruction. Part II: Tibial site. *Am J Sports Med* 2003; 31:182-8.

Conflicto 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.

Rotación del componente femoral en las artroplastias de rodilla. Utilidad de la cirugía asistida con ordenador

Rotation of the femoral component in the knee arthroplasties. Usefulness of computer assisted surgery

Hernández-Vaquero D ¹, Suarez-Vázquez A ¹, Fernández Simón J ², Noriega Fernández A ¹

¹ Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. ² Servicio de Radiodiagnóstico, Hospital San Agustín, Aviles, Facultad de Medicina, Oviedo.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Conocer si las referencias anatómicas adquiridas con los sistemas de navegación quirúrgica en las artroplastias de rodilla facilitan una mejor colocación del componente femoral en la rotación adecuada y comprobar si la toma de referencias por parte de los cirujanos es coincidente con el verdadero eje transversal de la metáfisis distal femoral hallado mediante tomografía computada.

Material y método: Estudio observacional descriptivo de corte transversal. Se han estudiado 19 artroplastias de rodilla. En 7 casos se utilizó la instrumentación estándar y en 12 un sistema inalámbrico de navegación quirúrgica. A los pacientes se les realizó una tomografía computada en el pre y postoperatorio para hallar la posición rotacional del implante en relación con el eje transepicondileo.

Resultados: No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la rotación final atendiendo a la utilización del navegador. Tampoco se encontraron diferencias entre los grupos al estudiar las diferencias en el cambio de rotación entre tomografías pre y postoperatorias.

Conclusiones: La localización de los epicóndilos, gesto que forma parte de la técnica de navegación, parece reproducible y permiten implantar la artroplastia femoral en buena posición. No obstante este sistema no mejora la colocación del componente femoral en el plano transversal en relación con la técnica convencional.

Palabras Clave:

Artroplastia total de rodilla, navegación, eje epicondileo.

Abstract

Objetivo: To know if the anatomic references acquired with the technique of surgical navigation in knee arthroplasty get a better placement of the femoral component in the adequate rotation and checking if the location of references by the surgeons is coincident with the distal femoral metaphysis transversal axis in computer tomography.

Material and method: Observational study cross-section descriptive. We studied 19 knee arthroplasties. In 7 cases was used the mechanical standard instrumentation and in 12 a wireless system of surgical navigation. A tomography computed was accomplished during the preop and postoperative time to find the rotational position of the implant in relation to the transepicondylar axis.

Results: No statistically differences were found in the final rotation depending on the navigation use. When differences in the change of angulations were analyzed between pre and postoperative tomography neither differences were found.

Conclusions: In navigation the location of femoral epicondyles is necessary and probably easy to reproduce and makes easier the implantation of the prosthesis in a good position. However the navigation does not improve the placement of the femoral component in the transversal axis when is compared with the conventional technique.

Key words:

Total knee arthroplasty, computer-assisted navigation, transepicondylar axis.

Correspondencia

D. Hernández-Vaquero
Apartado de correos 341, 33400. Avilés, Asturias
dhernandezv@meditex.es

Introducción

Puede considerarse, en términos generales, que la artroplastia total de rodilla (ATR) consigue una disminución del dolor, un aumento de la función y una evidente recuperación de la calidad de vida relacionada con la salud. Unos mejores diseños, la utilización de nuevos materiales e instrumentaciones, la corrección del balance ligamentoso y la posibilidad de reproducir el eje de la extremidad, han facilitado unos excelentes resultados y la incorporación definitiva de esta técnica a la práctica clínica habitual.

A pesar de la utilización de nuevos y sofisticados instrumentales para el implante de las ATR se conoce que el 10% de los cortes tibiales se realizan con errores mayores de 4° [1], que las desviaciones en la alineación final de la artroplastia son habituales, incluso en manos de cirujanos expertos [2] y que solo en el 75% se consigue una optima alineación fémoro-tibial [3]. La técnica estándar está por tanto sujeta a errores y no se aplica de manera individualizada; además, no se basa en el eje mecánico de la extremidad y no es reproducible [4][5].

Se sabe, por otro lado, que el factor mas directamente relacionado con el deslizamiento precoz de los componentes y la degradación de los resultados es el anómalo balance ligamentoso y la incorrecta posición u orientación de los componentes [6][7] por lo que un error en la orientación de los cortes supone un factor preocupante para la supervivencia del implante.

Si por una parte, se considera que es primordial la colocación de la ATR siguiendo el eje mecánico de la extremidad, y por otra se aceptan las dificultades que para ello concurren, es comprensible que se busquen permanentemente alternativas para subsanar estos inconvenientes. La informática ha iniciado su contribución a la cirugía en los últimos años y desde hace algun tiempo se está aplicando a la colocación de las ATR. La estructura ósea puede ser bien evaluada mediante técnicas de imagen y permite ser reconstruida para crear imágenes tridimensionales. Al mismo tiempo es un armazón rígido y admite simulaciones de prácticas quirúrgicas mostrando los efectos de técnicas y gestos antes del acto quirúrgico real. La informática pretende facilitar los gestos manuales y mentales mediante la exactitud que ofrece la lógica matemática. Existe ya una importante literatura sobre la utilidad de la navegación, también llamada cirugía asistida con ordenador en las ATR y son numerosos los trabajos que muestran estudios comparativos entre los resultados radiograficos, conseguidos con y sin navegación en el eje frontal. [8-12].

Si es difícil colocar los componentes protésicos en posición correcta en el plano coronal, es más complejo aún en

el plano transversal y se admite en la literatura que son muy frecuentes los errores en la rotación sobre todo del componente femoral [13]. Ni la experiencia del cirujano ni la ayuda de la instrumentación pueden evitar estos errores que originan alteraciones en el deslizamiento femoro-patear, desgastes asimétricos de la bandeja de polietileno y fracaso de la artroplastia.

La instrumentación mecánica convencional determina la rotación a través de la cara anterior de la zona supracondílea o a través del plano posterior de los cóndilos femorales pero se sabe que en realidad habría que tomar el eje transepicondíleo como la verdadera guía para colocar adecuadamente la artroplastia en este plano y que es el utilizado con la navegación. Para la valoración de la rotación femoral y la colocación de acuerdo a ello del componente protésico, los sistemas de navegación en la ATR exigen la localización manual de los dos epicóndilos femorales por parte del cirujano. El sistema recoge esta información a través de una cámara optoelectrónica y halla el eje transepicondíleo mediante un programa informático que suma otras informaciones adquiridas en la intervención.

No obstante, la recogida de datos a nivel de los epicóndilos es subjetiva y posiblemente poco reproducible, pues considera los epicóndilos como un solo punto, el mas prominente; ello puede originar errores en cuanto al hallazgo del eje transepicondíleo y secundariamente orientar equivocadamente al programa informático con la información sobre la correcta posición del componente femoral [14].

Los objetivos de este trabajo han sido en primer lugar conocer si las referencias anatómicas adquiridas con los sistemas de navegación quirúrgica en la ATR facilitan la correcta colocación del componente femoral en la rotación adecuada, y en segundo lugar, comprobar si la toma de referencias por parte de cirujanos expertos en navegación de rodilla es coincidente con el verdadero eje transversal de la metáfisis distal femoral comprobado mediante tomografía axial computada (TC).

Material y métodos

Estudio epidemiológico observacional descriptivo de corte transversal, analizando 21 ATR implantadas, desde junio de 2008 a mayo de 2009. Los criterios de inclusión fueron la etiología artrósica, ausencia de deformidad en cualquier eje mayor de 20° y la correcta movilidad de la cadera homolateral pues para hallar el eje mecánico de la extremidad es necesario refererenciar el centro de rotación de la cadera. Los pacientes firmaron un consentimiento informado antes de entrar en el estudio.

Se realizó una TC siete días antes de la intervención donde se recogió la angulación axial de la metáfisis distal del fémur tomando como referencia la línea transepicondilea. Para realizar esta medición se consideró el denominado epicondilo clínico, que se define como la prominencia mayor del epicondilo medial al contrario del denominado epicondilo quirúrgico definido como el fondo de la hendidura interna [15]. Un grupo de pacientes fue intervenido aleatoriamente con navegación quirúrgica mediante el sistema Stryker Navigation® (Figura 1) y otro con técnica estándar y alineación intramedular femoral.

Se descartaron dos casos del estudio (4 TC). El primero por tener implantada una artroplastia de cadera homolateral ya que podía modificar la movilidad de la articulación y la navegación mostraría datos erróneos cuando se registra el centro de rotación de la cadera. El segundo caso salió del estudio al ser imposible hallar la referencia anatómica del epicondilo interno en la TC preoperatoria y, por tanto, no hallar la línea transepicondilea y la rotación inicial y final. No se perdió ningún caso de los 19 restantes, acudiendo todos los pacientes a las visitas programadas tanto al Servicio de Radiodiagnóstico como al de Cirugía Ortopédica. Por tanto se evaluaron 38 TC de la metáfisis distal del fémur. En 7 casos se realizó la ATR con instrumentación estándar y en 12 con navegación. Quince eran del sexo femenino.

El implante utilizado fue el modelo Triathlon® (Stryker) con cementación femoral, tibial y patelar. En el momento de la cirugía se decidió, previa aleatorización, el tipo de técnica, con o sin ayuda de navegación quirúrgica. El sistema de navegación utilizado era inalámbrico, que no precisaba imá-

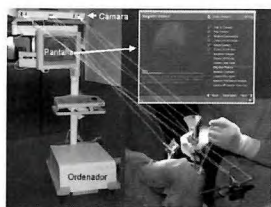


Fig. 1. Recogida de datos para navegación. Toma de referencias de la extremidad distal del fémur.

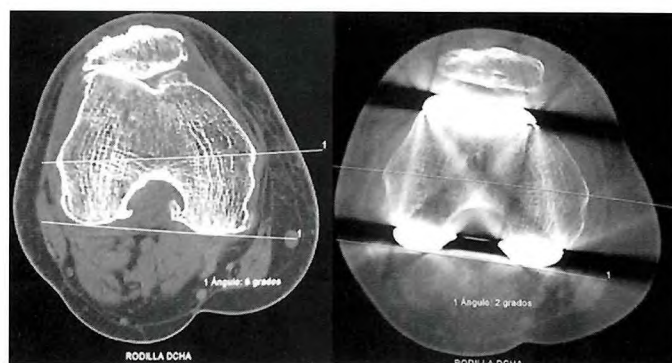


Fig. 2. TC pre y postoperatoria en un caso con navegación. Modificación de la rotación femoral desde 6° (preoperatorio) a 2° (postoperatorio).

genes previas (versión 3.1). Para la colocación del implante femoral, en los casos de navegación, para al eje transversal se tomaron referencias de los dos epicóndilos y del eje sagital. La rotación final obtenida se recogió mediante el informe final de la navegación. En el postoperatorio inmediato se realizó, en todos los casos, una nueva TC repitiendo las mediciones de la imagen preoperatoria (Figura 2).

Las variables analizadas fueron: edad, sexo, antropometría, angulación rotacional de la metáfisis distal de fémur medida con TC preoperatoria, angulación rotacional de la metáfisis distal medida con el sistema de navegación quirúrgico y la angulación rotacional del componente femoral medido con TC postoperatoria. Para la recogida de datos se diseñó un protocolo informatizado específico para este proyecto. Los datos de la angulación del componente protésico implantado se realizó por uno de los autores que desconocía si el implante se había realizado con o sin navegación. Se estudiaron todas las variables de forma descriptiva. El análisis de concordancia en las mediciones angulares se realizó mediante análisis de correlación intraclass y gráficos de Altman. Se estratificaron los resultados según las variables epidemiológicas y antropométricas. Se utilizaron los paquetes estadísticos SPSS para Windows, versión 12 y MedCalc versión 9.3.1.

Resultados

Los resultados obtenidos de la medición con TC pre y postoperatoria (Tabla 1) (Tabla 2) (Figura 3) no mostraron diferencias estadísticamente significativas en la rotación final atendiendo a la utilización de la navegación. En el grupo de instrumentación estándar encontramos un valor anómalo extremo (Figura 3), por lo que se consideró la mediana como medida de tendencia central. Asimismo se utilizó una prueba no paramétrica para evaluar la significación estadística de la diferencia.

Tabla 1. Resultados de la serie

Nº	LADO	SEXO	TC pre-op (º)	TC post-op (º)	navegación
1	I	M	10	6	Si
2	D	M	4	0	Si
3	D	M	5	5	Si
4	I	M	8	2	No
5	I	H	7	-1	No
6	I	M	6	-1	Si
7	D	M	7	5	Si
8	D	H	4	2	No
9	D	M	4	1	Si
10	D	M	8	1	Si
11	D	M	10	2	Si
12	I	M	12	16	No
13	D	M	7	5	Si
14	D	M	7	5	No
15	I	M	8	5	No
16	D	H	7	4	Si
17	I	M	10	4	Si
18	D	M	6	2	No
19	D	H	4	0	Si

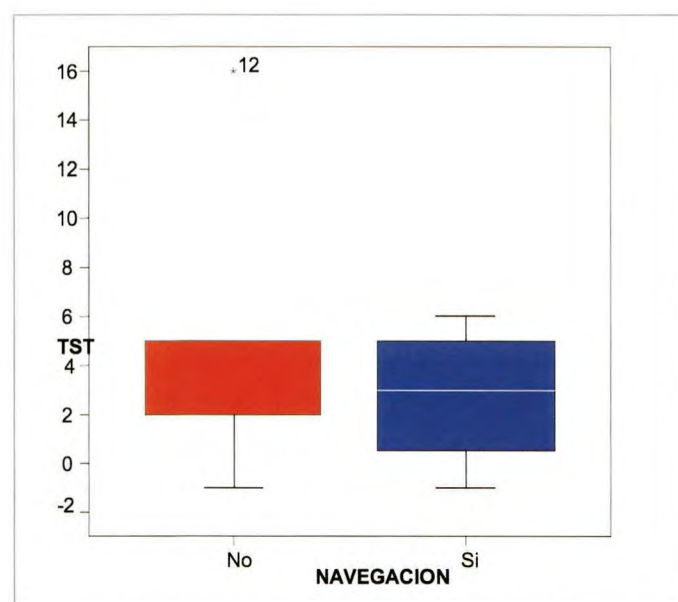


Fig. 3. Media y desviación estándar de la TC postoperatoria ($p=0,607$, prueba U de Mann Whitney).

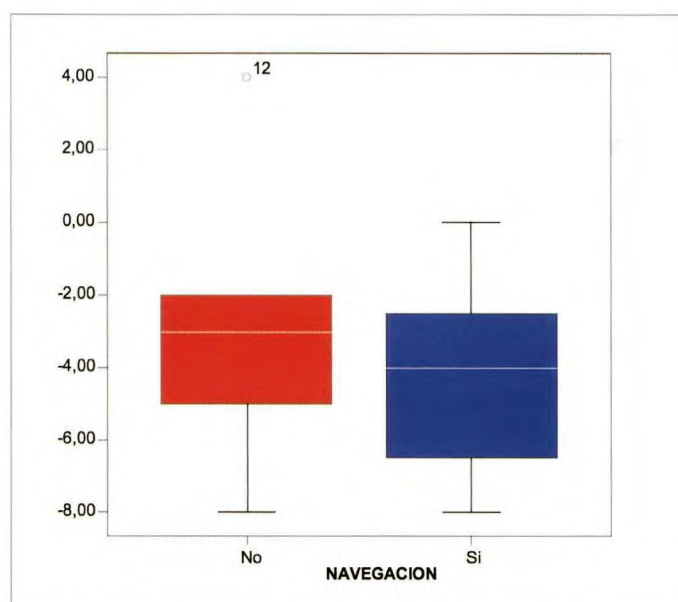


Fig. 4. Representación del cambio en la rotación del componente femoral.

En la Tabla 3 se analizó el cambio producido en la rotación del componente femoral dependiendo de la utilización del navegador, los valores negativos indicaban que los grados finales son menos que los iniciales; a mayor valor absoluto, mayor cambio (Figura 4). Calculamos una variable

nueva para medir el cambio en la rotación («evol») que definimos como la diferencia entre los hallazgos de la TC postoperatoria y la TC preoperatoria, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 2. Mediciones de la TC postoperatoria.

	Naveg	Estadístico				
		Media	Mediana	DT	Mínimo	Máximo
TC postop	No	4,43	2,00	5,503	-1	16
	Si	2,67	3,00	2,425	-1	6

DT:Desviación típica.

Tabla 3. Evolución del ángulo de rotación en ATR con y sin navegación

	Naveg	Estadístico					
		Media	Mediana	DE	Mínimo	Máximo	Rango
Evol	No	- 3,00	- 3,0	3,78	-8,00	4,00	12,00
	Si	- 4,17	- 4,0	2,40	-8,00	,00	7,00

DE: Desviación típica; $p=0,521$ (U de Mann Whitney).

I Discusión

La cirugía ortopédica convencional presenta conocidas limitaciones en lo que se refiere a la reproducción de resultados con técnicas dependientes de la interpretación de complejas relaciones geométricas. Es en este campo, donde los modelos matemáticos pueden definir con exactitud las posiciones y trayectorias de los instrumentos quirúrgicos, y por lo tanto, suplir la variabilidad dependiente de la habilidad del cirujano. Las máquinas basadas en estos modelos son capaces de repetir con considerable precisión determinadas acciones, tanto de forma automática como interactiva, facilitando de esta forma la toma de decisiones del cirujano.

La aplicación de la navegación en el implante de las ATR se ha desarrollado para optimizar el eje final de la extremidad (a través de una mejor dirección y tamaño de los cortes femorales y tibiales) y para evaluar y corregir el balance articular ligamentoso antes y durante el acto quirúrgico. La navegación evita errores groseros en los actos quirúrgicos y facilita la mejor colocación del implante que al final derivará presumiblemente en una mayor supervivencia del mismo.

Con la navegación se realiza una cirugía individualizada evitando las gestos reglamentados y uniformes que se exigen en la técnica con instrumentación, donde la rotación del componente femoral solo se puede realizar en determinada rotación ya prefijada. En el plano transversal los errores pueden determinar complicaciones severas a medio y largo plazo y la navegación ha sido recomendada en la literatura con el propósito de evitarlos al poder hallar el eje transepicóndileo que, como antes escribíamos, es difícil y no reproducible con la técnica instrumentada [16].

Aunque muchos autores [17,18] obtienen una mejor alineación con la navegación existen trabajos que muestran su discrepancia sobre la utilidad de esta técnica para orientar el componente rotacionalmente aunque incluso estos últimos apoyan la navegación por evitar errores groseros [19].

Pero la navegación también tiene problemas por resolver. La información que proporciona repercute en un aumento del tiempo quirúrgico y necesita una larga curva de aprendizaje, pero sobre todo hay tres aspectos básicos que son discutidos en la literatura y que formaran parte del desarrollo futuro de esta herramienta. El primero se refiere a su coste económico aunque los beneficios a largo plazo puede compensarlo [20]. Otro aspecto se relaciona con los emisores y sus métodos de fijación. Si bien algunos estudios muestran una frecuencia escasa de problemas y además de poca importancia [21], se han descrito complicaciones graves, como fracturas. Por ultimo, está el posible error que puede producirse al referenciar determinadas estructuras óseas sobre las que se basa la composición de la imagen virtual originaria que conforma el navegador y que guía después todo el tiempo quirúrgico [22].

Nuestro proyecto se ha centrado específicamente en este último aspecto. Existen trabajos que han llamado la atención sobre la posibilidad de errores en el momento de definir el eje transepicóndileo [23]. Hemos podido demostrar que la localización y consiguiente toma de referencia de los epicóndilos es reproducible y que las ATR implantadas con navegación han presentado una correcta posición del componente femoral en el eje transversal. Nuestro segundo hallazgo muestra que la rotación final media de este componente ha sido semejante en los dos grupos de ATR, con y sin

navegación. Ello supone que en rodillas sin deformidades, como en nuestra serie, no se puede asegurar que la navegación facilite la colocación del componente femoral en mejor posición que la instrumentación estándar en el plano transversal. Los nuevos sistemas de instrumentación para el implante estándar de las ATR consiguen por tanto cumplir su objetivo en este aspecto. Aunque se apreció una cierta mejora con la navegación la diferencia no fue significativa. Ello plantea interesantes líneas de trabajo, pues se podría afirmar que no es imprescindible la referencia de la línea transepicóndilea para la correcta posición del componente femoral, como hasta ahora se viene defendiendo en la literatura.

Hemos utilizado la TC como método diagnóstico para medir la angulación del eje transepicóndileo. Ninguna otra técnica permite evaluar esta angulación preoperatoria que debe luego ser comparada con la obtenida postoperatoriamente. Aunque puede presentar algún inconveniente derivado de la imposibilidad en algunos casos de definir exactamente los epicóndilos [24], como en uno de nuestros casos, toda la literatura sobre la evaluación de la posición de los componente protésicos en su eje rotacional se realizan con esta técnica, introduciendo como hemos hecho nosotros determinados filtros para que la visión de las estructuras anatómicas sea mejor tras el implante de la artroplastia.

Las limitaciones de nuestro estudio son de dos tipos. Por una parte el número de casos es reducido y ello puede ser la causa responsable de las escasas diferencias encontradas entre los dos grupos de ATR. La gran variabilidad de las angulaciones obtenidas puede impedir una valoración estadística adecuada. En los dos grupos los datos tiene un alto nivel de discordancia, seguramente por la escasez del número de casos. Es posible que aumentando la serie los datos sean más demostrativos y es nuestra intención continuar ampliando la serie en los próximos años. En segundo lugar este estudio se ha planteado como un análisis exclusivamente radiográfico sin valorar otros aspectos más importantes en la evolución de una ATR como son la función de la rodilla, la presencia de dolor y en fin la mejoría en la calidad de vida que este procedimiento puede suponer.

La aplicación de la informática a la cirugía ortopédica seguirá ampliándose en los próximos años. En el campo de las ATR las indicaciones más definidas actualmente son las grandes deformidades, la cirugía de revisión y su asociación a la cirugía mínimamente invasiva. La introducción de nuevos sistemas de sujeción al hueso de los emisores, la más exacta reproducción de la situación previa de la rodilla y la utilización de imágenes preoperatorias modificarán en los próximos años este interesante campo de la navegación quirúrgica. ■

Agradecimientos

A FUNDACIÓN MAPFRE por la concesión de una Ayuda a la Investigación. Al doctor J. M. Fernández Carreira por la valoración estadística de los datos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 299:153-6.
2. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg (Am)* 1987; 69-A:745-9.
3. Mahalusmiwala J, Bankes MJK, Nicolai O, Aldam CH, Allen PW. The effect of surgeon experience on component positioning in 673 press fit condylar posterior-sacrificing total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 2001; 16:635-40.
4. Delp LS, Stulberg DS, Davies D, Picard F, Leitner F. Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1988; 354:49-56.
5. Nuño-Siebrecht N, Tanzer T, Bobynd JD. Potential errors in axial alignment using intramedullary instrumentation for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000; 15:228-30.
6. Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 392:46-55.
7. Rousseau MA, Lazennec JY, Catonné Y. Early mechanical failure in total knee arthroplasty. *Int Orthop* 2008; 32:53-6.
8. Jenny JY, Boeri C. Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case controlled study in comparison with classical instrumentation. *Rev Chir Orthop* 2001; 87:645-52.
9. Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, Barzner D, Zink A. Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg (Br)* 2003; 85-B:830-5.
10. Macule-Beneyto F, Hernández-Vaquero D, Segur-Vilalta JM, Colomina-Rodriguez R, Hinarejos-Gomez P, Garcia-Forcada I, Seral Garcia B. Navigation in total knee arthroplasty. A multicenter study. *Int Orthop* 2006; 30:536-40.
11. Chin PL, Yang KY, Yeo SJ, Lo NN. Randomized control trial comparing radiographic total knee arthroplasty implant placement using computer navigation versus conventional technique. *J Arthroplasty* 2005; 20:618-26.
12. Hernández-Vaquero D, Barrera JL, Suárez A, García-Sandoval MA, Pérez-Hernández D. Cirugía asistida con ordenador en las artroplastias de rodilla. Estudio prospectivo. *Rev Ortop Traumatol* 2003; 47:328-35.

13. Cameron HU. A comedy of errors. The bad knee. *J Arthroplasty* 2005; 20:18-22.
14. Jenny JY, Boeri C. Low reproducibility of the intra-operative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement. *Acta Orthop Scand* 2004; 75 :74-7.
15. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TF. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg (Am)* 1987; 69-A:873-80.
16. Berger RA, Rubashm H, Seel M, Thompson W, Crossettm L. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 286:40-7.
17. Ensini A, Catani F, Leardini A, Romagnoli M, Giannini S. Alignments and clinical results in conventional and navigated total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2007; 457:156-62.
18. Ströckl B, Nogler M, Rosiek R, Fischer M, Krismer M, Kessler O. Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 426:180-6.
19. Han HS, Seong SC, Lee S, Lee MC. Rotational alignment of femoral components in total knee arthroplasty: nonimage-based navigation system versus conventional technique. *Orthopedics* 2006; 29(suppl 10):148-51.
20. Carter III RE, Rush PF, Smid JA, Smith WL. Experience with Computer-Assisted Navigation for Total Knee Arthroplasty in a Community Setting. *J Arthroplasty* 2008; 23:707-13.
21. Hernandez-Vaquero D, Suarez-Vazquez A. Complications of fixed infrared emitters in computer-assisted total knee arthroplasties. *BMC Musculoskelet Disord* 2007; 8:71-4
22. Yau WP, Leung A, Liu KG, Yan CH, Wong LLS, Chiu KY. Interobserver and intra-observer errors in obtaining visually selected anatomical landmarks during registration process in non - image - based navigation - assisted total knee. *J Arthroplasty* 2007; 22:1150-61.
23. Siston RA, Patel JJ, Goodman SB, Delp SL, Giori NJ. The variability of femoral rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 2005; 87-A:2276-80.
24. Hung CLW, Pan YW, Yuen CK, Bong LH, Sha LWL, Man SWH. Interobserver and intraobserver error in distal femur transepicondylar axis measurement with computed tomography. *J Arthroplasty* 2009; 24:96-100.

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.

Electroestimulación y *feedback* neuromuscular en la fase inicial de rehabilitación de la artroplastia total de la rodilla

Feedback and neuromuscular electrical stimulation during an early phase of a rehabilitation programme after total knee arthroplasty

Valdés Vilches M, Fernández Ferreras T, Serra Tarragón N, Bujedo Pertejo A, San Segundo Mozo R, Molins Roca J

Servicio de Rehabilitación. Hospital Santa Tecla. Complex Llevant.

Resumen

Objetivo: Estudiar el efecto de la electroestimulación con *feedback* del cuádriceps (EENM-feedback) en un programa estándar de rehabilitación de artroplastia total de rodilla.

Material y métodos: ensayo clínico en 83 pacientes intervenidos de artroplastia de rodilla por gonartrosis primaria. El protocolo postoperatorio se aleatorizó en un grupo de rehabilitación estándar con EENM-feedback y otro grupo control de rehabilitación estándar. Se valoró el balance articular (BA), el test «*timed up and go*» (TUG) y el cuestionario funcional WOMAC, antes de la artroplastia, al alta del hospital, al mes y a los 3 meses.

Resultados: El BA y el WOMAC evolucionaron igual en ambos grupos. Al tercer mes, el TUG mejoró significativamente en el grupo de EENM-feedback ($p < 0,001$), mientras que en el grupo estándar fue similar al previo ($p = 0,1$).

Conclusión: La aplicación de EENM-feedback en el postoperatorio de la artroplastia total de rodilla puede ayudar a mejorar la capacidad de deambulación a corto-medio plazo.

Palabras clave:

Artroplastia de rodilla, electroestimulación neuromuscular, *feedback*, artrosis rodilla.

Abstract

Background: The aim of this study was to study the effect of feedback and neuromuscular electrical stimulation (feedback-NMS) on a standard rehabilitation protocol after total knee arthroplasty (TKA).

Methods: Clinical trial in 83 patients undergoing TKA for primary knee osteoarthritis. After surgery, patients were randomized in feedback-NMS rehabilitation program or standard rehabilitation. Range of movement (ROM), timed up and go test (TUG) and the Western Ontario and MacMaster Universities (WOMAC osteoarthritis index) were tested previous surgery, at hospital discharge, one month and three months after.

Results: Changes in ROM and WOMAC values were similar in both groups. At three months TUG values were better than previous in feedback-NMS group ($p < 0,001$) but not in control group ($p = 0,1$).

Conclusion: Feedback and NMS as a immediate therapy after TKA can help to improve walking capacity in short-mid term.

Key words:

Arthroplasty, replacement, knee; electric stimulation therapy, feedback, osteoarthritis, knee.

Correspondencia

M. Valdés Vilches

Servicio de Rehabilitación. Hospital Santa Tecla. Tarragona

C Joan Fuster s/n, 43007, Tarragona

mvv@xarxatecla.net

Introducción

Los objetivos inmediatos de la rehabilitación tras una artroplastia de rodilla intentan alcanzar un rango de movilidad adecuado para las actividades de la vida diaria, un buen balance muscular del músculo cuádriceps y una marcha autónoma asistida. Para ello se sigue un programa de rehabilitación intensa desde el primer día postoperatorio, pero con frecuencia el dolor y la hinchazón pueden retrasar los resultados, con el consiguiente aumento de la estancia en el hospital o una mayor dedicación de recursos de rehabilitación cuando reciben el alta hospitalaria. Por ello se utilizan ayudas, como la implantación de catéteres anestésicos o la movilización pasiva continua (MPC), que aplicada en combinación con el tratamiento de fisioterapia mejoran la movilidad y el tiempo de estancia hospitalaria [1-3].

Aunque la recuperación de la movilidad articular de la rodilla es el principal objetivo inmediato tras la intervención, también se produce una pérdida de fuerza que tiene lugar inmediatamente, llegando a ser, al mes, de hasta el 60% con respecto al valor preoperatorio [4][5] y se correlaciona con la incapacidad a largo plazo que presentan estos pacientes [6][7]. Habitualmente se considera que la pérdida de fuerza es debida a la inhibición muscular por el dolor y la atrofia que se produce por la falta de actividad, aunque pueden existir otros factores biomecánicos relacionados con el tipo de prótesis o la técnica quirúrgica ([8]. Sin embargo, Minzer et al [4][5] encuentran que existe una incapacidad importante para realizar una contracción voluntaria máxima del músculo cuádricepial tras una artroplastia, que no se explicaría totalmente por la aparición de dolor durante la contracción. Esto ha hecho que se hayan aplicado técnicas de apoyo para facilitar la activación muscular, como la electroestimulación neuromuscular (EENM), con la que es posible obtener contracciones de intensidad elevada que superan la «inhibición muscular» tras una artroplastia [9][10]. Además, la EENM puede utilizarse asociada a un sistema de retroalimentación de refuerzo o *feedback* que facilita la activación y la reeducación muscular [11] que se ha utilizado en la recuperación muscular de diversas patologías de la rodilla con buenos resultados [12-15]. Nuestro objetivo es estudiar los beneficios de la electroestimulación eléctrica asociada a *feedback* del músculo cuádriceps durante el postoperatorio inmediato de la artroplastia total de rodilla.

Material y métodos

Efectuamos un ensayo clínico aleatorizado donde se estudiaron las diferencias, al mes y a los tres meses de la artroplastia, entre un grupo de estudio al que se le añadió trata-

miento con EENM-*feedback* y un grupo control de tratamiento estándar.

Se incluyeron todos los pacientes intervenidos consecutivamente de artroplastia primaria de rodilla en nuestro hospital, desde noviembre 2007 a marzo de 2008. En todos los casos el motivo de la artroplastia fue gonartrosis primaria. Se excluyeron los pacientes con contraindicaciones para la aplicación de electroestimulación (marcapasos). Iniciaron el tratamiento 83 pacientes, 39 en el grupo de electroestimulación y 44 en el grupo control. No existieron diferencias entre los dos grupos en ninguna de las variables previas a la intervención (Tabla 1).

El tipo de prótesis implantada fue una prótesis total tipo PFC Sigma CR; en la rótula se realizó espongiolización sin implantar un botón protésico. No se realizó tratamiento de rehabilitación previo a la intervención quirúrgica. Una vez intervenidos, los pacientes se distribuyeron mediante asignación aleatoria en dos grupos, control: protocolo de rehabilitación estándar (figura 1) y grupo «electroestimulación» siguiendo el protocolo de rehabilitación estándar con electroestimulación neuromuscular cuádricepial. En el grupo de «electroestimulación» se realizó una sesión diaria de electroterapia-*feedback* en el músculo cuádriceps, de 15 mi-

Protocolo de rehabilitación: Artroplastia total de rodilla

A partir 24 horas postoperatorio:

- Ejercicios para mejorar la movilidad de la rodilla: activo-asistidos, movilización pasiva continua (MPC) y posturas mantenidas de flexión y extensión.
- Ejercicios isométricos de musculatura antigravitatoria (cuádriceps y glúteos).
- Ejercicios activos e isométricos de cadera y pie no intervenidos, así como de la extremidad contralateral.

A partir 48 horas:

- Sedestación. Continuar con lo anterior.

A partir 72 horas:

- Deambulación progresiva con carga parcial con caminador-muletas por terreno llano y escaleras. Continuar con lo anterior.

Objetivos:

- Balance articular extensión < 10° y flexión > 80°; deambulación con bastones cubitales por terreno llano y escaleras; aprendizaje y colaboración correcta de los ejercicios.

Fig. 1. Protocolo de rehabilitación tras artroplastia total de rodilla.

Tabla 1. Valores descriptivos de las variables previas al estudio. Frecuencias (%). Media (desviación estándar)

	TOTAL	GRUPO 1	GRUPO 2
N	83	39	44
Mujeres (%)	60,2	64,1	56,8
Hombres (%)	39,8	35,9	43,2
Edad	71 (7)	72 (6)	70 (7)
Índice masa corporal (IMC)	32,4 (5,6)	32,3 (4,7)	32,4 (6,3)
Derecha (%)	44,6	43,6	45,5
Izquierda (%)	53,4	56,4	54,4
Consumo analgésicos (%)			
No consumo	31,3	33,3	29,5
Consumo ocasional	25,3	23,1	27,3
Consumo diario	43,4	43,6	43,2
Extensión	-12,8 (6,6)	-11,7 (5,7)	-13,8 (7,1)
Flexión	111,89 (12,2)	111,5 (11,9)	112,2 (12,5)
TUG	12,3 (6,7)	11,8 (4,2)	12,8 (8,3)
WOMAC dolor	8,6 (3,6)	8,5 (3,1)	8,8 (3,9)
WOMAC rigidez	3,5 (1,8)	3,4 (1,8)	3,6 (1,7)
WOMAC función	29,7 (11,3)	29 (10,5)	30,2 (12,1)

nutos de duración, a partir del día siguiente a la intervención. Cada sesión consistía en: contracción isométrica del cuádriceps de 5 segundos de duración suficiente en intensidad como para superar un umbral preestablecido por el fisioterapeuta; el umbral se aumentó cada día a medida que mejoraba la capacidad de contracción del paciente; 5 segundos de pausa y, seguidamente, una corriente estimuladora del tipo compensada asimétrica, doble bipolar, de 300 μ s de amplitud, 65Hz de frecuencia, 15-30mA de intensidad, de 6-8 segundos de contracción y 8-10 segundos de pausa.

Los pacientes realizaron el tratamiento en su habitación, de forma que desconocían si se estaba realizando otra terapia diferente.

Si en el momento del alta hospitalaria se habían conseguido los objetivos previstos (Figura 1) el paciente continuaba los ejercicios por su cuenta en el domicilio. En caso contrario, el fisioterapeuta acudía al domicilio, supervisando la pauta de ejercicios pero sin aplicar electroestimulación.

Las variables principales del estudio fueron el balance articular (BA), medido en decúbito con un goniómetro y un error de $\pm 5^\circ$; el test *timed up and go* (TUG) [16] y la escala funcional Western Ontario and McMaster universities Osteoarthritis Index (WOMAC) [17]]. Como variables secundarias se contemplaron los días de ingreso en el hospital, el porcentaje de pacientes que al alta precisaron continuar con rehabilitación domiciliaria, el número de sesiones y las complicaciones.

Efectuamos las valoraciones en cuatro momentos: previo a la IQ (BA, TUG y WOMAC), en el momento del alta del hospital (BA), al mes de la IQ (BA, TUG y WOMAC) y a los 3 meses de la IQ (BA, TUG y WOMAC). La valoración previa, al mes y a los tres meses, fue realizada por el mismo médico evaluador, al que se le mantuvo oculta la secuencia de aleatorización del estudio. Por motivos organizativos internos del servicio la valoración del balance articular en el momento del alta fue realizada por diferentes examinadores.

Análisis estadístico: Para determinar una diferencia clínica significativa de 10° de flexión (desviación estándar estimada 14), un riesgo (α)= 0.05 bilateral y un riesgo (α) = 0.20 (potencia 0.80) se estimó una muestra de al menos 32 pacientes por grupo. Se utilizó el programa SPSS 12.0. Las variables principales no seguían una distribución normal y se estudiaron mediante pruebas no paramétricas. Para las diferencias con respecto a los valores basales se utilizó la prueba para medidas repetidas de Wilcoxon. Para las comparaciones entre grupos se utilizó la prueba U de Mann-Whitney. Para las variables cualitativas se utilizó la prueba de probabilidad exacta de Fischer. Se consideró un nivel de significación estadística de 0.05.

Resultados

Las complicaciones médicas durante el ingreso y seguimiento fueron neumonía (grupo EENM), infarto agudo miocardio (un caso en cada grupo), ictus cerebral (un caso

Tabla 2. Comparación de las variables al alta del hospital, al mes y a los tres meses con respecto a los valores previos. Media (desviación estándar)

	Previo	Alta	p	1er mes	p	3er mes	p
Grupo 1							
Extensión	-11,7 (5,7)	-8,9 (6,3)	0,029	-11,4 (6,9)	0,557	-7,3 (3,7)	0,001
Flexión	111,5 (11,9)	83,5 (11,2)	<0,001	96,8 (13,4)	<0,001	108,2 (0,8)	0,118
TUG	11,8 (4,2)	-	-	17,0 (7,2)	<0,001	9,7 (2,8)	0,001
WOMAC dolor	8,5 (3,1)	-	-	5,4 (3,4)	0,001	3,1 (2,2)	<0,001
WOMAC rigidez	3,4 (1,8)	-	-	2,3 (1,5)	0,019	1,9 (1,4)	0,001
WOMAC función	29,0 (10,5)	-	-	19,1 (10,7)	<0,001	11,7 (8,9)	<0,001
Grupo 2							
Extensión	-13,8 (7,1)	-7,2 (7,8)	<0,001	-13,1 (6,3)	0,686	-7,7	<0,001
Flexión	112,2 (12,5)	86,5 (9,4)	<0,001	99,7 (13,2)	<0,001	108,5 (10,3)	0,022
TUG	12,8 (8,3)	-	-	15,2 (6,5)	0,004	10,5 (6,4)	0,1
WOMAC dolor	8,8 (3,9)	-	-	6,1 (3)	<0,001	4,0 (3)	<0,001
WOMAC rigidez	3,6 (1,7)	-	-	2,6 (1,4)	0,004	2,3 (1,2)	<0,001
WOMAC función	30,2 (12,1)	-	-	22,5 (10)	<0,001	15,7 (9,7)	<0,001

en cada grupo) y sangrado postoperatorio por hipocoagulación (grupo control). Además, en el grupo de electroterapia un paciente presentó un desgarro parcial del tendón rotuliano y otro una distrofia simpática refleja de la extremidad intervenida, pero pudieron continuar con el programa de rehabilitación. La estancia media en el grupo de electroterapia fue de 8 (DE: 2) días y en el grupo control de 9 (DE: 3) días ($p=0,7$).

El porcentaje de pacientes que al alta del hospital no cumplían los objetivos previstos y precisaron continuar rehabilitación domiciliaria supervisada por un fisioterapeuta fue menor en el grupo de EENM (56,4 %) que en el grupo control (63,6%), pero la diferencia no fue estadísticamente significativa ($p=0,5$). Tampoco encontramos diferencias en el número de sesiones de rehabilitación entre el grupo de EENM (21,3 sesiones; DE: 14,1) y el grupo control (22,2 sesiones; DE: 12,9) ($p=0,62$). Al mes, 8 pacientes en el gru-

po de EENM y 5 el grupo control no acudieron a la visita. A los tres meses, se pudieron valorar 28 pacientes del grupo EENM y 41 del grupo control.

En ambos grupos se apreció una disminución de la flexión de rodilla inmediata tras la intervención, pero al tercer mes se recuperaron los valores previos a la intervención (Tabla 2). Los valores de extensión de rodilla siguieron un curso irregular en ambos grupos con una mejoría inmediata al alta del hospital, un aumento del flexo al mes y una mejoría final, a los 3 meses, con respecto al nivel previo a la intervención. Los valores del TUG empeoraron en ambos grupos al primer mes, pero al tercer mes observamos diferencias significativas entre ambos grupos; en el grupo de EENM los valores mejoraron significativamente con respecto a la valoración previa ($p=0,001$), mientras que en el grupo control sólo llegaron a recuperar el valor inicial ($p=0,1$). La evolución de la escala WOMAC se comportó

igual en ambos grupos, a partir del primer mes se observó una mejoría significativa de las tres subescalas.

Discusión

La única diferencia significativa entre los dos grupos fue la mejoría del test de marcha (TUG), a los 3 meses, a favor del grupo que recibió tratamiento de *feedback*-electroestimulación. En ambos grupos, al mes, los pacientes tardaron más en realizar el test que antes de la intervención. A los tres meses, sin embargo, los pacientes del grupo al que se le añadió electroestimulación mejoraron con respecto a antes de la intervención, mientras que los del grupo control realizaron la prueba en el mismo tiempo que antes de ser intervenidos. Es probable, que también el grupo control mejorase la capacidad de marcha mas allá de los tres meses, pero no realizamos controles posteriores porque nos pareció que a tan largo plazo resultaba difícil atribuir el efecto de la mejoría únicamente a la electroestimulación. Por tanto, el efecto de aplicar electroestimulación durante el postoperatorio se tradujo en una mejoría más rápida de la capacidad de deambulación medida mediante el TUG.

Para una mejor interpretación de los resultados hay que tener en cuenta que el TUG mide no sólo la capacidad de deambulación, sino también la capacidad para levantarse y sentarse de una silla. Así, al cabo de un mes de la artroplastia casi todos los pacientes precisaban aún dos muletas para caminar, lo que complicaba la realización del test, sobre todo al levantarse del asiento. La proporción de tiempo, sobre el total de la prueba, que utilizan para levantarse y sentarse es bastante mayor en esta fase. Posteriormente, a los tres meses, prácticamente ningún paciente necesitaba dos muletas y no tenía tanta dificultad para levantarse del asiento, de forma que el test valoraba mejor la capacidad de deambulación. Diferentes estudios sobre la evolución de pruebas funcionales en pacientes intervenidos de artroplastia de rodilla, indican que las pruebas que miden la capacidad para levantarse y sentarse mejoran más lentamente que las pruebas que miden específicamente la habilidad para caminar [18][19]. Del mismo modo, existe una falta de correlación del TUG con la escala WOMAC, las medidas de capacidad funcional mejoran más tempranamente que la medida de capacidad de marcha [18][20][21].

Al diseñar el trabajo pensamos que un posible efecto de la electroestimulación durante el ingreso podía ser la mejora del flexo de rodilla en el momento del alta, sin embargo no encontramos diferencias entre ambos grupos. La evolución de la extensión siguió un patrón un tanto irregular, mejoró tras la intervención, empeoró al mes y volvió a mejorar a los 3 meses. La sensación clínica es que en muchos casos el

paciente abandona el hospital con cierto grado de flexo, probablemente mayor que el que indican los valores de las mediciones de nuestro estudio. Es posible que haya existido una excesiva variabilidad en la medición ya que fue el único parámetro recogido por diferentes examinadores.

Un alto porcentaje de pacientes (56,4% en el grupo control y 63,6% en el grupo EENM) no precisaron continuar tratamiento supervisado por un fisioterapeuta al ser dados de alta del hospital. Este es el criterio seguido en nuestro centro, que justificamos en base a nuestra experiencia previa [22] y a revisiones que cuestionan la necesidad de continuar tratamiento de rehabilitación supervisada en todos los casos tras artroplastia de rodilla [23][24].

El hecho de que había más pacientes del grupo control que continuaron tratamiento domiciliario, es probable que influyera en una mayor asistencia de los mismos a las revisiones y podría explicar el menor número de pérdidas del grupo control durante el seguimiento respecto al grupo de EENM.

La aplicación de electroestimulación muscular asociada a *feedback* puede tener un efecto beneficioso en la recuperación funcional tras la artroplastia de rodilla. Dado el corto periodo de aplicación del tratamiento, pensamos que el beneficio no se debe al efecto directo de mejora de la atrofia del cuádriceps, sino al estímulo en la contracción voluntaria y al refuerzo en el aprendizaje de los ejercicios. En este sentido, hubiese sido interesante prolongar el tratamiento de electroestimulación al alta, que en nuestro caso no realizamos por motivos de diseño del estudio y de disponibilidad de aparatos de *feedback* en domicilio. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Milne S, Brosseau L, Robinson V, Noel MJ, Davis J, Drouin H, et al. Movimiento pasivo continuo posterior a la artroplastia total de rodilla (Revisión Cochrane traducida). En: La Biblioteca Cochrane Plus, 2008 Número 4. Oxford: Update Software Ltd. Disponible en: <http://www.update-software.com>.
2. Pages E, Iborra J, Moreno E, Jou N, Cuxart A. Evaluación de dos técnicas de rehabilitación tras la prótesis total de rodilla. Rehabilitación (Madr) 2000; 34:271-6.
3. Izquierdo M, López JC, Ochoa C, Sánchez I, Martín ME, Rivera VE. Evolución a corto-medio plazo de la prótesis total de rodilla. Rehabilitación (Madr) 2004; 38:209-20.
4. Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandenborne K, Snyder-Mackler L. Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and

- failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg (Am)* 2005; 87-A:1047-53.
5. Stevens J, Mizner R, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Orthop Res* 2003; 21:775-9.
 6. Anchuela J, Gómez P, Ferrer M, Slocker de Arce AM. Cambios en la función muscular tras la artroplastia de rodilla. *Rehabilitación (Madr)* 1999; 33:168-74.
 7. O'Reilly SC, Jones A, Muir KR, Doherty M. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Ann Rheum Dis* 1998; 57:40-8.
 8. Mambrona L, Catasús M.LL, Nogales M, Díaz U, Gómez M. Valoración isocinética de la prótesis de rodilla tipo Scorpio PS. *Rehabilitación (Madr)* 2007; 41:161-6.
 9. Avramidis K, Strike PW, Taylor PN, Swain ID. Effectiveness of electric stimulation of the vastus medialis muscle in the rehabilitation of patients after total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehab* 2003; 84:1850-3.
 10. Stevens JE, Mizner RL, Snyder-Mackler L. Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004; 34:21-9.
 11. Plaja J. Potenciación y control muscular. En: Plaja J (ed). *Analgesia por medios físicos*. Madrid: McGraw-Hill/Interamericana; 2003. p:301-34.
 12. Dursun N, Dursun D, Kiliç Z. Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82:1692-5.
 13. Draper V, Ballart L. Electromyographic biofeedback and recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther* 1990; 70:11-7.
 14. Draper V, Ballart L. Electrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament. *Phys Ther* 1991; 71:455-61.
 15. Krebs DE. Clinical electromyographic feedback following meniscectomy: a multiple regression experimental analysis. *Phys Ther* 1981; 61:1017-21.
 16. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up and Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39:142-8.
 17. Escobar A, Quintana JM, Bilbao A, Azkarate J, Guenaga JJ. Validation of the Spanish version of the WOMAC questionnaire for patients with hip or knee osteoarthritis. *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index. Clin Rheumatol* 2002; 21:466-71.
 18. Boonstra MC, De Waal Malefijt MC, Verdonchot N. How to quantify knee function after total knee arthroplasty. *Knee* 2008; 15:390-5.
 19. De Groot IB, Bussmann HJ, Stam HJ, Verhaar JA. Small increase of actual physical activity 6 months after total hip or knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008; 466:2201-8.
 20. Stratford PW, Kennedy DN. Performance measures were necessary to obtain a complete picture of osteoarthritic patients. *J Clin Epidemiol* 2006; 59:160-7.
 21. Yosshida Y, Mizner R, Ramsey D, Snyder-Mackler L. Examining outcomes from total arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clin Biomech (Avon)* 2008; 23:320-8.
 22. Fernández T, Valdés M, San Segundo R, Molins J, Ródenas S, Barba E. Artroplastia de rodilla: resultados de dos programas de rehabilitación (comunicación oral) 46 Congreso SERMEF; Mayo 2008. *Rehabilitación (Madr)*. 2008; 42(supl 1):97.
 23. Minns-Lowe CJ, Barker KL, Dewey M, Sackley CM. Effectiveness of physiotherapy exercise after knee arthroplasty for osteoarthritis: systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMJ* 2007; 335:812.
 24. Mozo Muriel AP, Moreno Palacios JA, Plazas Andréu N, Manjón-Cabeza Subirat JM, Ruiz Molina D, Cátedra Valles EV. Comparación de dos programas de rehabilitación tras artroplastia total de rodilla. *Trauma Fund Mapfre* 2008; 19:218-24.

Conflicto 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.

Paraplejía por contusión lumbar

Paraplegia due to low back strain

Martínez de Albornoz Torrente P, García Delgado I, Reche Caballero S, Asenjo Sigüero JJ

Unidad de Columna. Centro de Prevención y Rehabilitación FREMAP Majadahonda

Resumen

Un traumatismo dorsal, en una columna afectada por espondilitis anquilosante (EA), debe tratarse inicialmente por defecto como una fractura y el paciente se considerará potencialmente inestable hasta que se normalicen todas las pruebas complementarias. Se expone un caso de contusión lumbar en un paciente con historia conocida de EA, que sufre un deterioro neurológico tardío y paraplejía de miembros inferiores. En este artículo queremos enfatizar el manejo inicial y las complicaciones derivadas de la enfermedad, que todo médico en la puerta de urgencias debe conocer.

Palabras clave:

Espondilitis anquilosante, fractura vertebral, hematoma epidural.

Abstract

Dorsal injury in a spine affected by ankylosing spondylitis (AS) must be treated initially by default as a fracture and the patient will be considered potentially unstable until all supplemental investigations show normal results. We report a case of low back strain in a patient with known history of AS, suffering late neurological impairment and paraplegia of the lower limbs. This article intends to highlight the initial management and complications resulting of the disease that any physician at the emergency room should know.

Key words:

Ankylosing spondylitis, vertebral fracture, epidural haematoma.

I Introducción

Una simple contusión lumbar en un paciente afecto de espondilitis anquilosante (EA) puede tener consecuencias muy graves si no se está prevenido. El caso que presentamos puede ser un buen ejemplo de ello. No hay que olvidar que la EA elimina la elasticidad de la columna vertebral y esto puede afectar a las estructuras nerviosas.

No existen en la bibliografía series largas de las fracturas vertebrales en EA, que aclaren el tratamiento tras la fractura vertebral en este tipo de pacientes. La mayoría de los casos acuden a urgencias con la lesión neurológica instaurada; si bien existe consenso en el manejo inicial urgente y en la prevención de las complicaciones.

Hemos recogido un caso ilustrativo de lo que parecía una simple contusión lumbar en paciente con EA, que evoluciona tras un periodo de tiempo corto a una paraplejía en miembros inferiores. Las complicaciones inmediatas tras la fractura son fáciles de comprender; sin embargo, no hay que olvidar que se trata de pacientes potencialmente inestables, que requieren un tiempo de observación por los desajustes médicos, propios de su enfermedad reumática y otros derivados del accidente.

Normalmente la EA es una enfermedad reumática diagnosticada y tratada por el médico reumatólogo. Sin embargo, por sus complicaciones tras un traumatismo, el servicio de urgencias debe conocer algunos datos de la enfermedad, su patogénesis y posibles complicaciones.

I Caso clínico

Varón de 46 años de edad con historia conocida de espondilitis anquilosante que es trasladado al Servicio de Urgen-

Correspondencia

P. Martínez de Albornoz
Hospital FREMAP. Ctra Pozuelo 61. 28220 Majadahonda (Madrid)
pilar_malbornoz@fremap.es

cias tras una caída de 2 metros de altura, refiriendo dolor en la espalda y en hombro izquierdo. En el momento del ingreso la atención médica se centra en el hematoma del hombro izquierdo, consecuencia de una fractura de cuello quirúrgico observada en las radiografías. Igualmente refiere dolor sacroilíaco, apofisalgias tóraco-lumbares, con una exploración neurológica sin alteraciones y deambulación con normalidad. En el estudio radiográfico tóraco-lumbar no se evidencian lesiones óseas. El paciente es ingresado en planta con el diagnóstico de fractura de cuello quirúrgico del húmero izquierdo y contusión lumbar (Figura 1) (Figura 2).

Tras 12 horas de evolución del accidente, en bipedestación avisa por un dolor súbito y parestesias en ambos miembros inferiores durante el aseo personal. En la exploración neurológica destaca la ausencia de reflejos rotulianos y aquileos, ausencia de reflejo cremastérico y la sensibilidad entonces estaba conservada. A la hora de presentarse los primeros síntomas, el paciente resulta parapléjico, con nivel T10 sensitivo y motor.

Debido a la ausencia de lesión ósea inicial en estudios radiográficos simples de urgencia y el súbito deterioro neurológico, se decide realizar un estudio urgente de RNM tóraco-lumbar, donde se evidenció una fractura T10 con acúñamiento anterior, sin afectación del complejo ligamentario posterior y con un hematoma epidural a nivel de T9-T10, que coincide con la clínica del nivel afectado (Figura 3). El estudio de imagen no se pudo completar con todas sus secuencias por el intenso dolor.

Inmediatamente se intervino quirúrgicamente con urgencia, mediante un abordaje posterior sobre las espinosas T8-



Fig. 1. Fractura del cuello quirúrgico del húmero izquierdo.



Fig. 2. Radiografía de columna lumbar a) antero-posterior, b) lateral.



Fig. 3. RNM: fusión de los cuerpos vertebrales T4 - T5 - T6. Fractura con acúñamiento de T11 con edema óseo y hematoma epidural a nivel T10 que comprime el canal medular.

T12 bilateral (ante la falta de cortes axiales en estudio RNM). Junto con el estudio de imagen se ratifica la estabilidad e integridad del complejo ligamentario posterior. Como único dato añadido a la resonancia se objetiva una fractura costotransversa bilateral de T10.

Ante la ausencia de mayores lesiones óseas que pudieran ocupar el canal medular y con la única imagen del hematoma epidural, se decide realizar una laminotomía y forami-

notomía bilateral de los niveles T9-T10 y T10-T11, drenaje del hematoma epidural y lavado con sonda de silicona. Se comprobó la estabilidad del foco de fractura y se concluyó la cirugía con un lavado y redones aspirativos. Finalmente se le inmovilizó con un marco de Jewet.

En el postoperatorio inmediato se cumplieron los criterios del protocolo Nascis III para la lesión medular aguda, bolo inicial de metilprednisolona 30 mg/kg IV, seguido de infusión continua de 5,4 mg/kg/h durante 48 horas. A las 2 semanas del postoperatorio el paciente presenta hipoestesia, a partir de T12, flacidez con reflejos ausentes, déficit motor en la musculatura clave de miembros inferiores, con 1/5 en flexores de la cadera derecha y 1/5 en dorsi-flexores del tobillo derecho. Recuperó el tono del esfínter anal, sin posibilidad de retirar la sonda vesical. A los 2 meses de la cirugía descompresiva mejoró el balance tanto motor como sensitivo y recuperó los reflejos rotulianos y aquileos. Permaneció en fase de cateterismos vesicales intermitentes. En la imagen de la RNM de control el hematoma epidural se había reabsorbido.

A los 3 meses, conseguimos la deambulación con muletas y se retiró el marco de Jewet. A los 5 meses su capacidad motora era completa, sin ayuda de soportes externos, y únicamente requirió sondajes vesicales de manera ocasional.

I Discusión

Todo paciente con espondilitis anquilopoyética con dolor lumbar traumático, debe ser tratado como una fractura vertebral hasta que se demuestre lo contrario. Esta afirmación viene dada por las graves secuelas y la alta frecuencia de lesión neurológica de este tipo de fracturas. Westerbeld [1], en una revisión sistemática, de 345 pacientes con espondilitis anquilosante (EA) y fractura vertebral reveló que el 67,2% de los pacientes, en el momento de la admisión en urgencias, tenían algún déficit neurológico. Es un porcentaje alto que apenas varía tras el tratamiento quirúrgico. Además, no podemos olvidar que el diagnóstico tardío de estas lesiones es frecuente, por causas propias del paciente pues no refieren dolor en urgencias o no pueden localizarlo.

La EA transforma una columna vertebral flexible en una barra rígida que no puede soportar las cargas normales; los pacientes con espondilitis anquilosante tienen cuatro veces mayor riesgo de padecer una fractura durante su vida que el resto de la población sana [2][3], pues la enfermedad hace que la columna anquilosada y osteoporótica sea más susceptible a sufrir fracturas de fatiga [4-8]. Además, en una columna anquilosada las fracturas suelen ser inestables por

la osificación de los tejidos elásticos y de soporte, con un alto riesgo de padecer una luxación que puede conllevar daño neurológico [9]. La inestabilidad de la fractura, en pacientes inicialmente intactos, puede producir un deterioro neurológico, incluso iatrogénico por una manipulación inadecuada [10].

La localización más frecuente de las fracturas vertebrales en pacientes anquilosados son la columna cervical baja incluyendo la charnela cervico-torácica, seguido de la charnela toraco-lumbar (T10-L2) [1][11]. Se asocian síntomas neurológicos graves que pueden conducir a un hemotórax o rotura de la aorta [12]. Sin embargo, cuando hay un intervalo de tiempo entre el traumatismo y la aparición de signos neurológicos o un empeoramiento del cuadro neurológico, se debe sospechar la formación de un hematoma epidural que precisa de un estudio urgente con RNM. Thumbikat et al. [13] señalan la necesidad de descartar la aparición de un hematoma epidural que puedan comprimir el canal medular. En nuestro caso, coinciden con el nivel sensitivo y motor afectado. El tratamiento de un hematoma epidural de instauración aguda es quirúrgico, y consiste en la descompresión del canal mediante laminotomía y foraminotomía del nivel o niveles afectados. Utilizamos, además, metilprednisolona como el tratamiento estandarizado y recomendado en el daño medular agudo, siguiéndolas dosis que marca el Nascis III. Sayer et al. [14] concluyen que, a pesar de la recuperación experimentada, los resultados no son clínicamente significativos y el nivel de evidencia es insuficiente.

Al llegar a urgencias, el diagnóstico de fractura en pacientes afectados de EA puede ser dificultoso por las alteraciones de la columna ya existentes caracterizadas por la erosión, artrosis de las vértebras, el colapso y la deformidad. Las radiografías convencionales son insuficientes para valorar las fracturas por cizallamiento, debido a la osteoporosis. Por lo tanto, es fácil que este tipo de fracturas pasen por alto en un primer examen e, incluso, en estadios tardíos. Una fractura no diagnosticada puede conducir a una pseudoartrosis o a una lesión de Andersson [15].

La controversia estriba en la indicación quirúrgica de fijación vertebral con osteosíntesis pues el acto quirúrgico conlleva una mortalidad, debida a los problemas médicos asociados, del 17,7% [16]. Para Murray y Persellen [17] la tasa de mortalidad en los pacientes sometidos a cirugía temprana se sitúa entre el 15% y 50%, aunque los pacientes tratados de forma conservadora también presentan una mortalidad elevada que llega al 25% [18]. A pesar de ello, en las fracturas inestables o con daño neurológico, está indicado el tratamiento quirúrgico [19] pero, también está in-

dicado el tratamiento conservador en las fracturas torácicas, siempre que no haya afectación costal ni esternal, que corroboran la existencia de una cuarta columna que aporta estabilidad a este tipo de fracturas [20].

El abordaje anterior de las articulaciones cervico-torácicas, en pacientes con EA, es muy difícil por la gran inclinación y cifosis existente. Olerud et al. [21] recomiendan que en la columna cervical, donde es frecuente el aflojamiento del implante, una estabilización anterior y posterior combinada. Sin embargo, la mayoría de los autores publican una estabilización posterior aislada, debido a los factores de riesgo de una cirugía combinada. Los sistemas largos de estabilización ofrecen soporte a una mayor área precisando el uso de corsés en el postoperatorio [22][23].

En nuestro caso tras valorar el riesgo de una fijación quirúrgica, únicamente nos centramos en el tratamiento del hematoma epidural, que era el causante de la paraplejia tardía, y la estabilización en el postoperatorio fue ortopédica con el corsé de tres puntos.

En este artículo hemos querido enfatizar, una vez más, en el protocolo de actuación en pacientes con EA más historia de traumatismo. Insistir en el carácter potencialmente inestable de las lesiones medulares que se deben sospechar y vigilar hasta una completa normalización de las pruebas complementarias y las actividades de la vida diaria del paciente. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Westerveld LA, Verlaan JJ, Oner FC: Spinal fractures in patients with ankylosing spinal disorders: a systematic review of the literature on treatment, neurological status and complications. *Eur Spine J* 2009; 18:145-56.
- Finkelstein JA, Chapman JR, Mirza S. Occult vertebral fractures in ankylosing spondylitis. *Spinal Cord* 1999; 37:444-7.
- Young JS, Cheshire JE, Pierce JA, Vivian JM. Cervical ankylosis with acute spinal cord injury. *Paraplegia* 1977; 15:133-46.
- Van der Linden S, van der Heijde D, Braun J. Ankylosing Spondylitis. En: Harris: Kelley's Textbook of Rheumatology. 7th ed. Philadelphia: WB Saunders Co; 2005.
- Broom MJ, Raycroft JF. Complications of fractures of the cervical spine in ankylosing spondylitis. *Spine* 1988; 13:763-6.
- Hunter T, Dubo HIC. Spinal fractures complicating ankylosing spondylitis. A long-term follow up study. *Arthritis Rheum* 1983; 26:751-9.
- Taggard DA, Traynelis VC. Management of cervical spinal fractures in ankylosing spondylitis with posterior fixation. *Spine* 2000; 25:2035-9.
- Einsiedel T, Schmelz A, Arand M, Wilke HJ, Gebhard F, Hartwig E, et al. Injuries of the cervical spine in patients with ankylosing spondylitis: experience at two trauma centers. *J Neurosurg Spine* 2006; 5:33-45.
- Surin VV. Fractures of the cervical spine in patients with ankylosing spondylitis. *Acta Orthop Scand* 1980; 51:79-84.
- Podolsky SM, Hoffman JR, Pietrafesa CA. Neurologic complications following immobilization of cervical spine fracture in a patient with ankylosing spondylitis. *Ann Emerg Med* 1983; 12:578-80.
- Sharma RR, Mathad NV. Traumatic spinal fracture in ankylosing spondylitis (a case report). *Postgrad Med* 1988; 34:193-5.
- Juric S, Coumas JM, Giansiracuse DF, Irwin RS. Hemothorax an unusual presentation of spinal fracture in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 1990; 17:263-6.
- Thumbikat P, Hariharan RP, Ravichandran G, McClelland MR, Mathew KM. Spinal cord injury in patients with ankylosing spondylitis. A 10-year review. *Spine* 2007; 32:2989-95.
- Sayer FT, Kronvall E, Nilsson OG. Methylprednisolone treatment in acute spinal cord injury: the myth challenged through a structured analysis of published literature. *Spine J* 2006; 6:335-43.
- Bron JL, de Vries MK, Snieders MN, van der Horst-Bruinsma IE, van Royen BJ. Discovertebral (Andersson) lesions of the spine in ankylosing spondylitis revisited. *Clin Rheumatol* 2009; 28:883-92.
- Verlaan JJ, Diekerhof CH, Buskens E, van der Tweel I, Verbout AJ, Dhert WJ, et al. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine: a systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome. *Spine* 2004; 29:803-14.
- Murray A, Persellin RH. Cervical fracture complicating ankylosing spondylitis: a report of eight cases and review of the literature. *Am J Med* 1981; 70:1033-41.
- Gold RH, Bassett LW, Seeger LL. The other arthritides. Roentgenologic fractures osteoarthritis, erosive osteoarthritis, ankylosing spondylitis, psoriatic arthritis, Reiter's disease, multicentric reticulohistiocytosis, and progressive systemic sclerosis. *Radiol Clin North Am* 1988; 26:1195-212.
- Graham B, Van Peteghem PK. Fractures of the spine in ankylosing spondylitis. Diagnosis, treatment and complications. *Spine* 1989; 14:803-7.
- Shen FH, Samartzis D. Successful non operative treatment

of a three-column thoracic fracture with ankylosing spondylitis: existence and clinical significance of the fourth column of the spine. *Spine* 2007; 32:15 423-7.

21. Olerud C, Frost A, Bring J. Spinal fractures with ankylosing spondylitis. *Eur Spine J* 1996; 5:51-5.

22. Serin E, Karakurt L, Yilmaz E, Belhan O, Varol T. Effects of two-levels, four-levels plus offset-hook posterior fixation

techniques on protecting the surgical correction of unstable thoracolumbar vertebral fractures: a clinical study. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2004; 14:1-6.

23. Tezeren G, Kuru I. Posterior fixation of thoracolumbar burst fracture: short-segment pedicle fixation versus long-segment instrumentation. *J Spinal Disord Tech* 2005; 18:485-8.

Conflicto 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.

Accidentes de circulación: Impacto en un Registro de Trauma Infantil en la Comunidad Autónoma de Galicia

Traffic Accidents: Impact on a Child Trauma Registry in the Autonomous Community of Galicia

García Palacios M¹, Molina Vázquez E¹, Gómez Veiras J¹, García González M¹, Pértiga Díaz S¹, Somoza Argibay I², Méndez Gallart R², Taboada Santomil P³, Armas Álvarez A³, Pradillos Armas JM³, Rivera Chavez L³, Montero Sánchez M⁴, Lema Carril A⁴, Granja Martínez C⁴, Cantero Rey R⁴, Contes Osorio B⁴, García Saavedra S⁵, Lorenzo Legerén C⁵, Gómez Tellado M²

¹ Complejo Hospitalario Universitario de A Coruña. ² Investigadores del Grupo Gallego de Trauma Pediátrico. ³ Complejo Hospitalario Universitario de Santiago. ⁴ Complejo Hospitalario Universitario de Vigo. ⁵ Complejo Hospitalario Universitario de Ourense.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Estudiar el impacto de los accidentes de circulación en un registro autonómico de trauma pediátrico (RTP). **Material y método:** Recogida de datos prospectiva, sistemática y multicéntrica durante el año 2009, de pacientes pediátricos con ingreso hospitalario en Galicia. Se analizaron 398 pacientes, 66% varones, con edad media de 7 años y peso medio 30 kg. El 34% fueron accidentes de tráfico. Recibieron asistencia prehospitalaria un 53%, y por personal médico un 38,5%.

Resultados: Traslados en ambulancia no medicalizada un 30,8%, medicalizada el 13,8%, medio particular el 53,8%, por propio pie el 1,5%. En ambulancia medicalizada un 38,5% no llevaban vía intravenosa, y un 77,6 % no portaban collarín cervical. De los trasladados en coche un 6,4% llegaron con un Índice de Trauma Pediátrico (ITP)<8. En accidentes de automóvil viajaban sin sistema de retención el 62,5% de los casos, y en los de moto el 30% sin casco. Los sistemas más afectados fueron el aparato locomotor (61,5%), y el área craneofacial (58%). El 73% de los accidentes ocurrió en ciudad y la mayoría entre las 17 y las 20 horas.

Conclusiones: Mayor riesgo en varones, mayor frecuencia de accidentes en ciudad y en horario de tarde, afectación mayoritaria del aparato locomotor. La incidencia de ingresos aumenta según disminuye el ITP.

Palabras clave:

Trauma pediátrico, transporte de pacientes, tratamiento en emergencias, accidentes.

Abstract

Objective: To assess the impact of traffic accidents in a regional pediatric trauma registry (PTR).

Methods: During 2009 we collected data prospectively, systematic, multi-hospital, in a secure Web database from 398 patients, 66% male, mean age 7 years, and mean weight 30 kg. Of this group received 53% prehospital care and by medical personnel only 38,5%. Inclusion criteria: pediatric patient admitted at hospital by accident.

Results: Transfer in non medicalised ambulance in 30,8%, medicalized in 13,8%, passenger car in a 53,8% or even walking at 1,5%. Those who were taken by ambulances to a 38,5% had no intravenous and 77,6% did not bring a cervical collar. Of the car moved, 6,4% came with ITP <8 (Pediatric Trauma Index). In car accidents, children had no restraint in 62.5%, and the motorcycle, 30% not wearing a helmet. Most affected systems, highlights the locomotor 61,5% and the craniofacial area with 58%. In the study of the site highlights the city, 73%, and the highway, 20% of the total. For slots, the majority of accidents occurred between 17 and 20 hours.

Conclusions: The RTP shows a bleak picture in terms of initial support to pediatric trauma is concerned, and specifically in road accidents.

Keywords:

Pediatric trauma, transportation of patients, emergency treatment, accidents.

Correspondencia

M. Gómez Tellado
Ronda Outeiro 215, 3º Dcha. 15008 A Coruña.
mtellado@mundo-r.com

Introducción

Los accidentes pediátricos producen un fuerte impacto en la sociedad, las lesiones traumáticas llevan a la muerte de miles de niños y adultos cada año. Las secuelas son evidentes en ciertos casos, pero en otros se esconden tras diversos signos clínicos o alteraciones psicológicas y las alteraciones sociales del paciente o de su familia que, por lo general, no son evaluadas. El coste final de un accidente es muy elevado y no siempre se conoce con exactitud. Cuando se trata de niños, esta descripción adquiere una especial relevancia por cuánto ellos constituyen el futuro de cualquier nación [1-7].

Uno de los acontecimientos más dramáticos que puede vivir una familia es verse involucrado en un accidente inesperado y encontrarse con un hijo en una sala de emergencias [8]. Los accidentes siguen constituyendo la primera causa de muerte en edad pediátrica y según UNICEF alcanzan el 40% de todos los fallecimientos [1], aunque el 50% de las muertes accidentales son prevenibles [9]. Hasta un tercio de las muertes por trauma en la infancia podrían evitarse con una buena prevención y atención adecuada prehospitalaria [9-13]. La prevención primaria es el mejor y más económico modo de enfocar el tratamiento de esta enfermedad. La prevención secundaria constituye la cadena de cuidados una vez que ha ocurrido el accidente.

La prevención o profilaxis significaría un descenso notable en la tasa de mortalidad y en la incidencia del politraumatismo infantil [10-13]. El primer objetivo en el desarrollo de un Programa de Trauma Pediátrico es diseñar un sistema de funcionamiento que permita un mejor tratamiento de los niños accidentados [14], el segundo conocer los datos epidemiológicos del área de población subsidiaria de ser incluida en el programa [15-18]. Estos programas se sustentan en tres pilares, el registro de accidentes pediátricos, el desarrollo de unidades hospitalarias multidisciplinarias y la formación en la asistencia inicial al accidentado, tanto antes de la llegada al servicio de urgencias como en el hospital [14].

El objetivo de nuestro estudio es analizar el registro autonómico de trauma infantil, en relación con los accidentes de circulación.

Material y métodos

Durante el año 2009 se puso en marcha el registro sistemático de los pacientes pediátricos politraumatizados que precisaron ingreso en un hospital de alta complejidad de la Comunidad Autónoma Gallega (CHU de A Coruña, CHU de Santiago, CHU de Vigo y CHU de Ourense). Se creó una base de datos *on line*, integrada en la *web* del Grupo Gallego de Trauma Pediátrico, con un fichero con encriptación bidireccional de semilla dinámica y certificado de seguridad

md5rsa256, dado de alta en la Agencia Oficial de Protección de Datos. Se reclutaron 19 especialistas de distintos hospitales y se les suministró acceso a la base de datos. Esto permitió un acceso total a la base de datos desde cualquier punto de la red y a través de cualquier terminal, aprovechando las ventajas que nos brinda la sociedad de la información. También se generó un cuestionario impreso para la recogida de datos a pie de cama, que era destruido una vez introducidos los datos en la base.

Recogimos 398 pacientes que entraban en la definición de politraumatizado infantil: «paciente que precise ingreso hospitalario por tener afectado dos o más órganos o uno o más sistemas» [19]. Los pacientes con estas características fueron derivados a centros con una unidad de cuidados intensivos pediátricos, cirujano pediátrico y neurocirujano. En la Comunidad Autónoma Gallega, sólo 4 centros cumplen estos requisitos y fueron todos ellos incluidos en el estudio.

Resultados

De todos los ingresos, 135 lo fueron por accidentes de circulación, siendo distribuidos de la siguiente forma: 52% bicicleta, 30% atropello, 12% automóvil y 4,6% moto. Siendo dichos accidentes la segunda causa de ingreso, tras los accidentes domésticos, con un porcentaje acumulado del 64% sobre el total. La diferencia por sexo fueron varones en el 80% y una edad media de 9 años. El 27,2% de estos casos presentaban un Índice de Trauma Pediátrico (ITP) <8, por debajo del cual ya aparece la mortalidad [19]. Asimismo, el 6,1% presentaban una puntuación en la escala de Glasgow <8, representando el 1,8% del total. Este grupo de pacientes recibieron asistencia prehospitalaria en el 53%, que fue aplicada por personal médico en el 38,5% de los que la recibieron. El traslado al hospital se realizó en ambulancia no medicalizada en el 30,8%, medicalizada en el 13,8%, en coche particular un 53,8% y por su propio pie el 1,5%. Cabe destacar que entre los trasladados en ambulancia medicalizada, el 38,5% no llevaban vía intravenosa y de los que fueron trasladados en coche, el 6,4% llegaron con un ITP <8.

En los accidentes de automóvil los niños no llevaban ningún sistema de retención en el 62,5%, y en los que se vieron implicadas motos, 1 de cada 3 no llevaba casco.

En cuanto a los sistemas afectados, destaca el aparato locomotor (61,5%) y el área craneofacial (58%), destacando que el 77,6% no traían collarín cervical, a pesar de acudir en ambulancias medicalizadas.

En el estudio del lugar donde se produce el accidente, destaca la ciudad (73%) y en la carretera (20%). Por franjas horarias, la mayoría de los accidentes ocurrieron entre las 17 y las 20 horas, con una moda situada a las 16 horas.

I Discusión

La enfermedad-accidente supone la primera causa de muerte en menores de 45 años, y es propia de las sociedades industrializadas [1-7]. El impacto sobre la sociedad es terrible, ya que incide en una población diana que constituyen las generaciones productivas y el futuro de la sociedad. Cada paciente supone un drama en el seno de una familia que pierde, o casi, a uno de sus miembros y en algunos casos se ven envueltos en un proceso largo de tratamientos y recuperación que muchas veces no consigue la *restitutio ad integrum* a la vida familiar y laboral de la persona. Además, desde el punto de vista económico sanitario, el paciente politraumatizado supone, por un lado un gran gasto médico, y por otro una pérdida de productividad al tener que cesar su actividad productiva.

La mejor forma de atajar una enfermedad es mediante la prevención primaria, actuar antes de que la enfermedad lo haga y evitar daños y gastos médicos [9-12]. A la vista está el éxito en las campañas de la DGT para conseguir la reducción de víctimas de accidentes de circulación mediante medidas como el carné por puntos, la tolerancia cero con el alcohol, el uso obligatorio del casco, etc [10]. Sin embargo, la toma de estas decisiones vino avalada por estudios previos, por registros de accidentes en los que se pudo dilucidar las causas más frecuentes y buscar las soluciones más adecuadas [4][5][9-10].

El Registro de Trauma es una herramienta de autocontrol de la gestión de la asistencia a los pacientes politraumatizados infantiles [15-18]. Resulta incomprensible que en nuestro sistema sanitario aún lleguen pacientes politraumatizados graves en vehículos particulares, indica falta de educación socio-sanitaria y la bicicleta, que entre los niños debería ser un juguete, se convierte en el principal factor de lesión en los accidentes. Ya ni hablar del uso de casco o protecciones articulares, cuyo cumplimiento, no es obligatorio y por tanto su uso es testimonial en los niños. En general, los padres prefieren no poner las protecciones que disgustar al niño. De la misma forma que 2/3 de los accidentados como pasajeros de vehículos a motor no llevaban ningún sistema de retención, a pesar de su obligatoriedad, causa de pérdida de puntos y si prospera la nueva ley, podría llegar a considerarse homicidio involuntario por imprudencia temeraria.

Hay que avanzar en seguridad y educación vial, desde los colegios y con los padres. El atropello sigue siendo una importante causa de accidentalidad. El niño no es consciente del peligro, tiene una visión periférica menor que el adulto y tiende a no pensar en mirar a los lados cuando persigue una pelota [19][20].

Un tercio de los pacientes pediátricos accidentados corren un riesgo real de fallecer (ITP<8) y más de la mitad son transportados en vehículos particulares sin las más mínimas condiciones para evitar el aumento del daño. No se inmoviliza la columna cervical, incluso en aquellos casos que son llevados al hospital por unidades de emergencia [21-23]. Muchas veces justifican este hecho porque las ambulancias no llevan el collarín cervical de la talla del niño. Llama la atención que tampoco lleguen al hospital con acceso venoso, cuando hablamos de pacientes con índice de trauma pediátrico que indica riesgo vital que se convierte en exponencial a medida que descienden los valores del ITP [19].

La ciudad y la tarde son los escenarios más repetidos de este drama sociocultural y sanitario. Y aún se cuestiona que en las ciudades se circule obligatoriamente a poca velocidad.

Según los datos extraídos del Registro de Trauma Pediátrico realizado en la Comunidad Autónoma Gallega en el año 2009, podemos concluir que existe un mayor riesgo de accidentalidad en los varones, que los accidentes son más frecuentes en las ciudades y en horario de tarde, y que afectan mayoritariamente al aparato locomotor. La incidencia de ingresos aumenta según disminuye el ITP. I

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. UNICEF, 'A league table of child deaths by injury in rich nations', Innocenti Report Card No.2, February 2001. UNICEF Innocenti Research Centre, Florence. www.unicef-icdc.org.
2. Meyer AA. Death and disability for injury: a global challenge. *J Trauma* 1998; 44:1-12.
3. Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Injury Prevention and Control. U.S. injury mortality statistics. <http://www.cdc.gov/ncipc/osp/usmort.htm>.
4. International Road and Traffic Accident database (IRTAD) 1997. <http://www.bast.de/irtad/index.htm>.
5. Instituto Nacional de Estadística, Madrid. Movimiento Natural de la Población Española. Defunciones según la causa de muerte. Tomo III. Años 1975-1994. Instituto Nacional de Estadística, Madrid.
6. Burt CW, Fingerhut LA. Injury-related visits to hospital emergency departments: United States, 1992-1995. *National Center for Health Statistics, Centers for Disease Control and Prevention. Vit Health Stat* 1998; 13:1-76.
7. Roberts I, DiGiuseppi C, Ward H. Childhood injuries: extent of the problem, epidemiological trends and costs. *Inj Prev* 1998; 4(suppl):10-6.

8. Grossman D. The history of injury control and the epidemiology of child and adolescent injuries. *Future Child* 2000; 10:23-52.
9. Stylianos S, Eichelberger MR. Pediatric trauma-prevention strategies. *Pediatr Clin North Am* 1993; 40:1359-68.
10. Rodgers GB. Effects of state helmet laws on bicycle helmet use by children and adolescents. *Inj Prev* 2002; 8:42-6.
11. Miller T, Galbraith M. Injury prevention counseling by pediatricians: a benefit-cost comparison. *Pediatrics* 1995; 96:1-4.
12. Kendrick D, Marsh P, Fielding K, Miller P. Preventing injuries in children: Cluster randomized controlled trial in primary care. *Br Med J* 1999; 318:980-3.
13. Gielen AC, Wilson EH, McDonald EM, Serwint JR, Andrews JS, Hwang CG, et al. Randomized trial of enhanced anticipatory guidance for injury prevention. *Arch Pediatr Adolesc Med* 2001; 155:42-7.
14. Navascués JA, Vázquez J. Accidentes en la infancia: los sistemas de trauma. *Rev Esp Pediatr* 1999; 55:111-6.
15. Navascués JA, Soleto J, Cerdá J. Estudio epidemiológico de los accidentes en la infancia: Primer Registro de Trauma Pediátrico. *An Esp Pediatr* 1997; 47:369-72.
16. Tepas JJ, Ramenofsky ML, Barlow B, Gans BM, Harris BH, DiScala C, et al. National Pediatric Trauma Registry. *J Pediatr Surg* 1989; 24:156-8.
17. Concheiro Guisán A, Luaces Cubells C, Quitillá Martínez JM, Delgado Diego L, Pou Fernández J. Accidentes Infantiles: diseño y aplicación de un registro hospitalario del niño accidentado. *Emergencias* 2006; 18:275-61.
18. Hauschild O, Strohm PC, Culemann U, Pohlemann T, Suedkamp NP, Koestler W, Schmal H. Mortality in patients with pelvic fractures: results from the german pelvic injury register. *J Trauma* 2008; 64:449-55.
19. Navascués JA, Vázquez J. Manual de asistencia inicial al trauma pediátrico. 2ª Ed. Madrid: Escuela de Sanidad y Consumo, 2001.
20. Hernando A, Rodríguez Serra M, Sánchez Izquierdo M (eds). *Soporte Vital Avanzado en Trauma*. Barcelona: Ed Mason, 2000.
21. Kendirli T, Caltk A, Duman M, Yilmaz HL, Yildzdafl D, Boflnak M, Tekin D, Atay N. The effect of pediatric advanced life support course on pediatric residents' intubation success. *Pediatr Int* 2010; 22.
22. Valani RA, Yanchar N, Grant V, Hancock BJ. The development of a national pediatric trauma curriculum. *Med Teach* 2010; 32:115-9.
23. Anderson RC, Kan P, Vanaman M, Rubsam J, Hansen KW, Scaife ER, Brockmeyer DL. Utility of a cervical spine clearance protocol after trauma in children between 0 and 3 years of age. *J Neurosurg Pediatr* 2010; 5:292-6.

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.

Valoración del daño corporal en amputados de miembros inferiores: prueba de sensibilidad, postura, sobrecarga articular y calidad de vida

Assessment of body damage in subjects with lower-limb amputation: sensitivity test, posture, joint overload and quality of life

Tonon da Luz SC¹, Avila AOV¹, Oliveira TP¹, Andrade MC¹, Ventoza Lacunza C², Berral de la Rosa FJ³

¹ Universidad del Estado de Santa Catarina. Laboratorio de Biomecánica, Brasil. ² Asociación Nacional de Amputados de España, Andade. ³ Universidad Pablo de Olavide. Departamento de Deporte e Informática.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Evaluar de forma integral a pacientes amputados de extremidades inferiores, valorando su daño corporal y desarrollar informes objetivos y conclusivos de las pruebas.

Material y metodología: Se evalúan veintiocho amputados adultos de ambos sexos, con amputación de cualquier nivel y etiología, muñón estable y utilización de prótesis con marcha independiente. Se estudia la sensibilidad del muñón, temperatura, la marcha y vicios posturales y la calidad de vida de estas personas. La sensibilidad del muñón y miembro inferior se valora a través de los monofilamentos Semmes-Weinstein y la postura de los sujetos con el *software* SAPO. La calidad de vida fue valorada a través del cuestionario de la Organización Mundial de la Salud, WHOQOL brief, y la temperatura fue obtenida con termografía utilizando una cámara infrarroja.

Resultados: Obtuvimos baja calidad de vida física y psicológica, alteraciones posturales en las extremidades inferiores, alteración o pérdida de la sensibilidad y altas temperaturas en la extremidad del muñón de la amputación con sobrecarga en la marcha.

Conclusión: El amputado de extremidad inferior tiene una baja calidad de vida física y psicológica, mayores alteraciones posturales en las extremidades inferiores, alteración o pérdida de la sensibilidad y altas temperaturas en la extremidad del muñón de la amputación y sobrecarga durante la marcha.

Palabras clave:

Daño corporal, valoración, informe, amputación, biomecánica, calidad de vida.

Abstract

Objective: To evaluate comprehensively subjects with lower-limb amputation, assessing their body damage, and draw up objective, conclusive reports on the tests.

Material and method: Twenty-eight adult male and female amputees, with amputation at any site and aetiology, with stable stump and use of prosthesis with independent walking, were evaluated. The sensitivity of the stump, temperature, gait, postural defects and quality of life of these subjects were studied. Sensitivity of the stump and lower limb were assessed through Semmes-Weinstein monofilaments. The posture of the subjects was evaluated with the SAPO software. Quality of life was assessed through the WHOQOL brief questionnaire and temperature was obtained by thermography using an infrared chamber.

Results: We obtained a low physical and psychological quality of life, postural disorders in the lower limbs, impairment or loss of sensitivity and high temperatures in the edge of the amputation stump, with overload on walking.

Conclusion: The subject with amputated lower limb has a low physical and psychological quality of life, postural disorders in the lower limbs, impairment or loss of sensitivity and high temperatures in the edge of the amputation stump, with overload on walking.

Key words:

Body damage, assessment, report, amputation, biomechanics, quality of life.

Correspondencia

F. José Berral de la Rosa
Universidad Pablo de Olavide. Carretera de Utrera km 1.
41013 Sevilla. España
fjberde@upo.es

Introducción

Una amputación constituye en un proceso traumático para el individuo que precisa buscar reencontrarse psicológica y socialmente [1] y el proceso de rehabilitación del amputado puede transcurrir de forma rápida y eficaz, obteniendo el individuo gran funcionalidad e independencia en la utilización de sus prótesis, o, por el contrario, se pueden observar fallos en la rehabilitación que comprometen la progresión del individuo en grado variable [2]. La valoración del daño corporal en amputados persigue obtener una evaluación justa y objetiva y corregir en la medida de lo posible la causa y/o consecuencia del daño [3].

Begg et al [4] añaden que lo ideal es que el informe de dicha evaluación comunique al lector la información necesaria sobre el diseño, proceso, análisis y generabilidad de los resultados.

El miembro residual de la amputación, denominado muñón, es el responsable del control de la prótesis durante el ortostatismo y la deambulación [5]. Para llevar a cabo esta tarea, es necesario que el amputado tenga sensibilidad dentro de los patrones normales, que le permita la movilidad de la palanca ósea de forma coordinada e independiente durante la marcha con prótesis.

Con la colocación de una prótesis, la alineación corporal tiene que buscar el equilibrio frente a esta nueva situación. Cuanto más alto es el nivel de amputación más grados de libertad se pierden en función de la ausencia de las articulaciones que contribuyen tanto al movimiento como a la postura estática [6].

Este trabajo presenta los principales resultados obtenidos con la evaluación del daño corporal en amputados, así como, el método utilizado para la presentación de los informes personalizados que sólo intentan ser comprensibles y útiles para el paciente. Dicha información sólo pretende ayudar a mejorar la calidad de vida del sujeto que sufrió una amputación.

Material y métodos

Esta investigación fue desarrollada por un equipo multidisciplinar en Brasil y España. El proyecto fue aprobado por el Comité de Ética y de Investigación de las Universidades Pablo de Olavide, de Sevilla, y Universidad del Estado de Santa Catarina, Brasil y ha estado regido por la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Todos los participantes firmaron el Consentimiento Informado y el permiso para ser fotografiados y realizar filmaciones.

Los criterios de inclusión de los pacientes, en el estudio, fueron adultos, de ambos sexos, con amputación de miembro inferior, a cualquier nivel y etiología, muñón estable y

utilización de prótesis con marcha independiente y formaron parte de la muestra 28 sujetos amputados de miembros inferiores unilaterales (transtibiales, transfemorales y desarticulados) y bilaterales. De los veintiocho sujetos evaluados, siete fueron mujeres y veintiún hombres. La media de edad es de 45 años, con un peso de 78,1 kg y estatura de 1,70 metros. La etiología de las amputaciones fue traumática (22 sujetos), vascular (2), infecciosa (2), congénita (1) y tumoral (1). El nivel de amputación fue en 13 ocasiones transfemoral, en 5 transtibiales, 6 fueron bilaterales, 2 desarticulados de la rodilla, un desarticulado de cadera y, por último, un congénito.

Se realizaron las siguientes valoraciones en los sujetos con la secuencia, aplicación del cuestionario de calidad de vida, prueba de sensibilidad, evaluación postural y sobrecarga articular con termometría y acelerometría.

Cuestionario de Calidad de Vida

Fue utilizado el cuestionario de la Organización Mundial de la Salud, Calidad de Vida-WHOQOL bref [7], un cuestionario con 26 preguntas (de las 100 originales) que abarcan cuatro áreas, el campo físico (dolor físico y molestias, energía y fatiga, sueño y descanso, las actividades de la vida diaria, la dependencia de medicamentos y tratamiento médico, capacidad para trabajar), psicológico (los sentimientos positivos, el pensamiento, aprendizaje, memoria y concentración, la autoestima, la imagen de sí mismo, los sentimientos negativos, la espiritualidad, la religiosidad y las creencias personales), social (relaciones personales y de apoyo social, la actividad sexual) y medio ambiental (seguridad física y protección, vivienda, recursos financieros, asistencia sanitaria y social, disponibilidad y calidad, oportunidades para adquirir nueva información y habilidades, participación y oportunidades ocio / recreación, medio ambiente físico -contaminación, ruido, tráfico y clima- y transporte).

Los valores de las cuatro áreas fueron calculados multiplicando los promedios de los valores de todas las preguntas por un factor 4, consecuentemente, la puntuación posible de cada área varió de 4 hasta 20. Los valores más altos indican mejor calidad de vida de acuerdo con cada área. Para facilitar la comprensión del informe correspondiente a esta evaluación, el resultado en porcentaje recibió una clasificación en percentil y colores: 0-50% - necesidad de una mayor atención en el área (color amarillo); 50-75% - normal (color azul); 75-100%-óptima calidad de vida (color verde). También fue utilizado en el informe una comparación con el promedio obtenido para la población del país, de acuerdo con el artículo publicado en 2004 por el equipo

WHOQOL (World Health Organization) para que los sujetos pudiesen tener una escala de comparación y buscasen mejorar las áreas que se quedasen por debajo del promedio del lugar donde ellos residen (Tabla1).

Prueba de Sensibilidad

La sensibilidad del muñón y miembro inferior fue valorada a través de los monofilamentos Semmes-Weinstein y el protocolo específico con mapa de los dermatomas de las raíces nerviosas L2, L3, L4, L5, S1 y S2, y puntos específicos del muñón: extremidad central, medial y lateral (figura 1). Cada color del monofilamento fue testado en el miembro inferior derecho y en el izquierdo en los mismos puntos. Para evitar falsos positivos o negativos, el paciente permaneció con los ojos cerrados. El contacto del monofilamento fue realizado tres veces en cada dermatoma, siendo clasificada la sensibilidad en: normal (monofilamento verde), alteración de la sensibilidad (monofilamentos azul, morado, rojo oscuro, naranja, rojo magenta), pérdida de sensibilidad (no discriminó ninguno).

Evaluación Postural

La postura fue evaluada a través del Software SAPO (Universidad de San Paulo, Brasil). En los puntos anatómicos de referencia se colocaron marcadores refractantes, comprobándose la alineación de los segmentos corporales (posición, longitud, ángulo) a partir de fotografías digitalizadas, lo que posibilitó la medición y cálculo de estas propiedades en el plano frontal (anterior y posterior) y en el plano sagital (derecha e izquierda). Los puntos anatómicos se marcaron en lugares estratégicos sugeridos por el *software* y basados en la relevancia clínica. Los marcadores ubicados en las prótesis de amputados unilaterales, se colocaron a la misma altura y lugar correspondiente al miembro sano.

Tabla 1. Resultado en las cuatro áreas en los amputados evaluados

Resultados	Promedio Los valores de cada campo (4 hasta 20)	España Los valores de cada campo (4 hasta 20)	Percentil %
Físico	1168	16	4802
Psicológico	1355	148	5967
Social	1467	136	6667
Médio Ambiental	1449	124	6556

Fuente: Cuestionario Calidad de Vida - WHOQOL bref. (El porcentaje (%) es clasificado por colores: 0 - 50% - amarillo: necesidad de una mayor atención en el campo físico, 50% - 75% - azul: normal, 75% - 100% - verde: óptima calidad de vida).



Fig. 1

En los amputados bilaterales los marcadores fueron puestos en ambas prótesis en los lugares correspondientes a las regiones anatómicas.

Acelerometría

Registró la aceleración y vibración que llega al cuerpo. Se utilizaron dos acelerómetros (Bruel y Kjaer modelo 4507®). En los amputados unilaterales un acelerómetro fue fijado en la prótesis y otro en la tibia. En los bilaterales en ambas prótesis a la misma altura. Con dos pares de fotocélulas colocadas en una pasarela de marcha, de ocho metros, se controló la velocidad. Los sujetos hicieron el recorrido en la pasarela hasta diez veces. Para el procesamiento de los datos se utilizó el Programa IBTec Acelerometria - Análise (versión 1.2.1).

Termometría

Para la evaluación de la temperatura fue utilizada la termografía con desarrollo de un protocolo para las extremidades inferiores y muñones. Se utilizó una cámara infrarroja Electrophysics modelo PV 320 T con procesamiento digital de imágenes y valoración térmica en el rango de 3 a 14 micrómetros, con una sensibilidad de 0,08 °C y soporte del *software* Velocity para el análisis de datos en tiempo real con calibración automática.

Con todos los datos obtenidos, se desarrollaron informes, para cada valoración, de forma personalizada y con una descripción sencilla y comprensible para que el sujeto pudiese conocer el daño corporal en relación a su amputación.

Para el análisis estadístico fue utilizado el *software* SPSS versión 17.0 para Windows mediante el cual se analizaron los datos obtenidos del cuestionario de calidad de vida y test t de student para la comparación de los datos de la temperatura entre el miembro íntegro y amputado.

I Resultados

Los resultados mostraron que la calidad de vida de estos pacientes, en el ámbito físico y psicológico el promedio se quedó por debajo de la media del país. Sin embargo, en el ámbito social y medio ambiental el promedio estaba por encima de la media de la población española (Tabla 1).

Solo dos amputados presentaron sensibilidad normal para todos los dermatomas y muñones testados. Se evidenció que las mayores alteraciones de sensibilidad o pérdida, en los 26 amputados restantes, se localizó en la extremidad de los muñones.

Las mayores desalineaciones se encontraron en los segmentos de las extremidades inferiores, en el ángulo entre el trocánter mayor del fémur, línea articular de la rodilla y maléolo peroneo, así como en el ángulo Q derecho e izquierdo (Tabla 2), sobre todo en los sujetos amputados transtibiales. En los unilaterales, independientemente del miembro amputado, fue posible observar que los dos miembros quedaron desalineados, demostrando que la amputación compromete a ambos miembros.

En los amputados transtibiales el valor medio de los picos de aceleración en las prótesis, era más alto respecto a los picos de aceleración tibial. En los amputados transfemorales el valor promedio de los picos de aceleración fue más alto en la tibia. En los dos amputados de rodilla se observó que los picos más altos correspondieron al miembro con prótesis. En el sujeto desarticulado de la cadera, el miembro con prótesis recibió mayores picos que el miembro sano. En el sujeto con agenesia (sin corrección quirúrgica) el miembro

con prótesis también recibió mayores picos, destacándose los altos valores de los demás sujetos evaluados (Tabla 3).

La rodilla del miembro con amputación en los transtibiales tenía temperatura más alta en relación al miembro íntegro, con diferencia significativa ($p=0,001$). La extremidad del muñón presentó temperaturas máximas que llegaron a 32,78°C (Figuras 2 y 3).

I Discusión

La acelerometría es un método comúnmente utilizado para el análisis biomecánico del movimiento humano, siendo una herramienta fundamental en el control de la sobrecarga en el ser humano y en diversas actividades rutinarias [8]. Los acelerómetros son utilizados para estimar las cargas que acontecen en diferentes partes del cuerpo humano [9], herramientas utilizadas para prevenir lesiones del aparato locomotor, evaluación de superficies de juego y calzados deportivos. En nuestro estudio se observó que en los amputados transtibiales el valor promedio de los picos de aceleración en las prótesis fue más alto al ser comparado con los picos de aceleración tibial. Las prótesis tienen el objetivo de sustituir la función del miembro perdido y por esto el equilibrio del impacto en ambos miembros tiene especial importancia. Mayores picos en la prótesis pueden generar desgastes en el muñón y articulaciones intactas.

En los transfemorales los picos de aceleración se quedaron más altos en la tibia. Tal circunstancia puede estar relacionada a que la amputación transfemoral no ofrece tanta seguridad en la marcha, pues los amputados utilizan una rodilla protésica. El control de la rodilla protésica solo es posible cuando la musculatura residual del miembro amputado es capaz de mantener una buena estabilidad y fuerza para controlar el complejo movimiento de la marcha. Así el miembro íntegro necesita de una mayor estabilidad, fuerza

Tabla 2. Resultados en porcentaje de las extremidades inferiores en la visión anterior en todos los niveles de amputación evaluados

Niveles (n)/ Alineamiento	Ángulo MID		Ángulo MII		Ángulo Q D		Ángulo Q I	
	A	D	A	D	A	D	A	D
Transtibiales (5)	0%	100%	0%	100%	40%	60%	20%	80%
Transfemoral (13)	53.8%	46.2%	38.5%	61.5%	46.2%	53.8%	30.8%	69.2%
Desarticulados de Rodilla (2)	50%	50%	100%	0%	50%	50%	0%	100%
Desarticulado de Cadera (1)	50%	50%	100%	0%	50%	50%	0%	100%
Agnesia (1)	100%	0%	0%	100%	0%	100%	100%	0%
Bilaterales (6)	16.7%	83.3%	0%	100%	60%	40%	20%	80%

Fuente: *Software SAPO* (A= alineado D= desalineado; MID= miembro inferior derecho; MII- miembro inferior izquierdo).

Tabla 3. Picos de aceleración en la prótesis (g) y miembro íntegro, en los amputados unilaterales y bilaterales

Fijación de los acelerómetros y nivel	X (SD)	Intervalo de confianza 95 %	
		mínimo	máximo
AFP Transtibiales	2,07 (0,07)	1,93	2,21
AFT Transtibiales	1,87 (0,05)	1,77	1,98
AFP Transfemorales	1,87 (0,05)	1,76	1,98
AFT Transfemorales	2,64 (0,06)	2,51	2,77
AFP Desarticulado de Rodilla	2,17 (0,11)	1,94	2,40
AFT Desarticulado de Rodilla	1,61 (0,03)	1,54	1,68
AFP Desarticulado de Cadera	4,49 (0,11)	4,26	4,72
AFT Desarticulado de Cadera	1,17 (0,04)	1,07	1,27
AFP Agnesia	7,22 (0,13)	6,95	7,49
AFT Agnesia	3,83 (0,08)	3,66	4,01
AFP TB bilaterales	2,47 (0,10)	2,27	2,67
AFP TF bilaterales	2,28 (0,07)	2,14	2,43

(AFP = acelerómetro fijado en la prótesis; AFT = acelerómetro fijado en la tibia; AFP TB = acelerómetro fijado en la prótesis transtibial; AFP TF = acelerómetro fijado en la prótesis transfemoral).

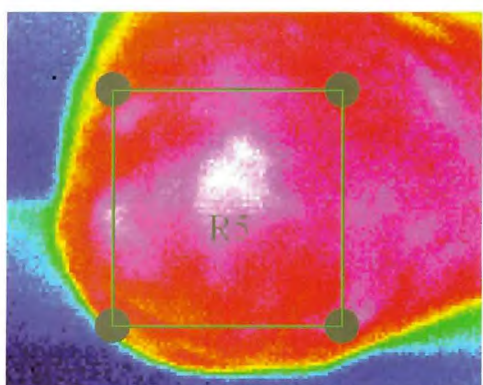
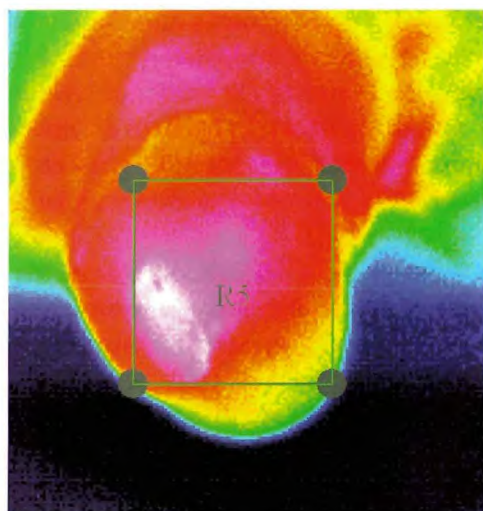


Fig. 2. Extremidad del muñón transtibial. El color blanco indica la temperatura más alta.

Fig. 3. Extremidad del muñón transfemoral. El color blanco indica la temperatura más alta.

y condicionamiento, lo que provoca que el miembro sano reciba mayores cargas. Mayores picos en el miembro íntegro pueden sobrecargar este miembro.

En el sujeto desarticulado de la cadera, el miembro con prótesis recibió mayores picos que el miembro sano. Este hecho puede estar relacionado a que la carga durante la marcha es distribuida directamente hacia los músculos laterales del tronco y columna. Esta región soportaría mayor carga y en consecuencia sufriría una mayor descompensación postural por mayor sobrecarga en la columna homolateral del miembro amputado. Este dato puede corroborar la mayor probabilidad de desgaste en el miembro protetizado y descompensación postural.

Por su parte, la termografía, permite conocer la distribución de la temperatura corporal. Zaproudina et al [10], registraron la temperatura de la piel de regiones de interés en todo el cuerpo en hombres jóvenes y sanos. Las mediciones se realizaron durante dos días consecutivos con termografía infrarroja. Los resultados sugieren que el método es objetivo y un indicador cuantificable de alteraciones. Bouzida et al, [11] analizaron el sistema de termorregulación de acuerdo a la generación y la pérdida de calor, a través de la termografía. El estudio ha demostrado que la imagen infrarroja es de gran importancia en las investigaciones sobre la fisiología del comportamiento de la piel, que es el principal intercambiador de calor. Nuestros resultados demostraron que de las regiones de interés evaluadas, la extremidad del muñón presentó temperaturas máximas de 32,78° C caracterizando áreas de fricción dentro del encaje protésico, lo que dificulta la mecánica de la marcha.

El amputado de extremidad inferior tiene una baja calidad de vida en el campo físico y psicológico, mayores alteraciones posturales en las extremidades inferiores, alteración o pérdida de la sensibilidad y altas temperaturas en la extremidad del muñón de la amputación y sobrecarga durante la marcha. **I**

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Carvalho JA. Amputações de Membros Inferiores: Em Busca da Plena Reabilitação. São Paulo: Manole; 2003.
2. Tonon da Luz SC. Estudio de las características de la marcha, equilibrio y sensibilidad en usuarios de prótesis de miembros inferiores. Diploma de Estudios Avanzados - DEA, Sevilla, Universidad Pablo de Olavide; 2008.
3. Borobia, C. Valoración del daño corporal: medicina de los seguros, miembro inferior. Barcelona: Masson Elsevier; 2007.
4. Begg C, Cho M, Eastwood S, Horton R, Moher D, Olkin I, et al. Mejora de la Calidad de los Informes de los Ensayos Clínicos Aleatorios Controlados. Recomendaciones del Grupo de Trabajo Consort. Rev Esp Salud Pública 1998; 72:5-11.
5. Shurr DG, Michael JW. Prosthetics and Orthotics. New Jersey: Prentice Hall; 2000.
6. Ferreira EAG. Postura e Controle Postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural. [tese de doutorado], São Paulo, Universidade de São Paulo; 2005.
7. The World Health Organization's WHOQOL-BREF quality of life assessment: Psychometric properties and results of the international field trial. A Report from the WHOQOL Group. Quality of Life Research 2004; 13:299-310.
8. Griffin M. Handbook of human vibration. London: Academic Press; 1990.
9. Hennig E. Instrumentation in biomechanics. Olympic Pre-congress Symposium of the Korean Society of Physical Education. Seoul, Korean, 1987, p. 25-7.
10. Zaproudina N, Varmavuo V, Airaksinen O, N'arhi M. Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals. Physiol Meas 2008; 29:515-24.
11. Bouzida N, Bendada A, Maldague XP. Visualization of body thermoregulation by infrared imaging. J Thermal Biol 2008; 34:120-6.

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.

Compromisos fisiológicos y biomecánicos de la mujer en tareas agrícolas manuales

Physiological and biomechanical requirements of womer in agricultural work manuals

Manero Alfert R, Valera A, Salazar A

Centro de Investigaciones Ergológicas de la Universidad de Carabobo. Valencia. Venezuela

Resumen

Objetivo: Conocer las demandas funcionales y biomecánicas de las actividades laborales de las mujeres agricultoras.

Material y Métodos: Estudio sobre 100 trabajadoras desempeñando tareas agrícolas (siembra: 6, recogida: 5, limpieza: 5 y otras: 3). Se determinó la capacidad física durante la realización del trabajo, evaluando la frecuencia cardíaca, la temperatura oral, la tasa de sudación horaria y el gasto metabólico. El análisis biomecánico analizó la postura, la fuerza y la repetición de acciones utilizando el método MODSI.

Resultados: Las demandas fisiológicas no desbordaron los límites funcionales para una jornada de trabajo, pero fueron elevadas en algunas situaciones concretas lo cual asociado con las altas exigencias biomecánicas y las desfavorables condiciones del entorno, generan los llamados momentos de esfuerzo.

Conclusión: Se facilitan recomendaciones para utilizar un vestuario y calzado más adecuados, la habilitación de condiciones sanitarias y la utilización de herramientas e instrumentos de trabajo adecuados.

Palabras Claves:

Fisiología del trabajo. Trabajadoras agrícolas. Lesiones músculo-esquelética. Demandas biomecánicas.

Abstract

Objective: Analysed the functional and biomechanical demands of their work activities.

Material and Methods: A study was conducted on 100 agricultural workers performing 19 tasks (planting-6, pick-5, and other cleaning-5-3). The physiological assessment consisted of determining the physical capacity through the application of the test step. During the conduct of work, we evaluated the heart rate, oral temperature, the rate of sweats time and energy expenditure. Biomechanical analysis was performed to evaluate the position, strength and repetition of actions using the method MODSI.

Results: The physiological demands overflowed no functional limitations for a day of work, but were high in some specific situations which the high demands associated with biomechanical and unfavorable environmental conditions, generating the so-called moments of trying.

Conclusions: We established recommendations to prevent musculoskeletal injuries and these were organized in response to the provision of better clothing and footwear, enabling health conditions and use of tools and instruments of service.

Keywords:

Work Physiology. Agricultural workers. Musculoskeletal injuries. Biomechanical requirements.

Correspondencia

R. Manero Alfert

Calle Venus, Residencias Venus, Apartamento C. Urbanización Trigal Norte,
Valencia, Estado Carabobo, Venezuela.

maneroalfert@hotmail.com

Introducción

Las condiciones de trabajo en la agricultura son complejas y variadas existiendo múltiples factores de riesgo para la salud que guardan relación directa con el ambiente laboral, el empleo de herramientas y máquinas, el uso de fertilizantes y plaguicidas y el tipo de trabajo que se realiza. Con respecto a este último, existe un número considerable de actividades agrícolas manuales o con instrumentos rudimentarios que exigen un compromiso físico que, en el caso de la mujer, pueden ser agotadores durante una jornada laboral completa [1-5]. Se ha investigado el trabajo de niños y adolescentes en la agricultura y se ha puesto de manifiesto un deterioro importante de las condiciones de trabajo en ese sector [6]. Sin embargo, no hay estudios realizados en mujeres, a pesar de que la Organización de las Naciones Unidas para la Agricultura y la Alimentación (FAO), señaló que alrededor del 20% de la fuerza productiva en la agricultura en los países latinoamericanos y del Caribe está conformada por mujeres [7]. Por estas razones, nos propusimos realizar una investigación para poner de manifiesto la magnitud de la carga física del trabajo agrícola y su relación con la capacidad física de la trabajadora con el objetivo de clasificar las actividades, introducir indicadores fisiológicos de evaluación y control de la carga y establecer recomendaciones generales que mejoren el desempeño laboral de la mujer.

Población y metodología

Incluimos 100 mujeres trabajadoras del sector agrícola ubicadas en 8 puestos de trabajo como obreras agrícolas. Los puestos de trabajo evaluados fueron café, tomate, vivero, cítricos, fresa, tubérculos, tabaco y hortalizas. Las tareas desarrolladas en cada puesto de trabajo fueron:

- Café: recogida de café maduro de forma manual.
- Tomate hidropónico: limpieza de canteros, siembra de posturas, recogida de tomate manual.
- Vivero: siembra de semillas, deshijado de matas.
- Cítricos: recogida manual de naranjas.
- Fresa: chapeo y limpieza de terreno.
- Tubérculos: siembra de yuca y batata manual, deshojar plátanos, cortar bejuco de batata.
- Tabaco: abonar, ensartar, sembrar, recoger, tapar.
- Hortalizas: recoger, envasar.

Las trabajadoras fueron seleccionadas siguiendo un criterio de salud, determinado por un examen físico general y la anamnesis para descartar cualquier patología que pudiera interferir con los resultados del estudio. Excluimos las trabajadoras que sobrepasaban un índice de masa corporal (BMI) de $\pm 15\%$. Toda la investigación fue realizada en terreno y todas las trabajadoras aceptaron voluntariamente

su participación en concordancia con los principios de la Declaración de Helsinki de 1983.

A cada trabajadora se le estimó su consumo máximo de oxígeno (VO_{2max}) y la frecuencia cardíaca máxima (FC_{max}) mediante la aplicación de la prueba escalonada [8] para conocer la capacidad física de trabajo (CFT). Posteriormente, se determinaron diferentes parámetros fisiológicos, al menos a tres mujeres ejecutando la misma tarea, teniendo cuidado de no realizar las mediciones en las fases premenstrual y menstrual del ciclo [9]. El tiempo de permanencia de las trabajadoras en las tareas evaluadas fue mayor de 6 meses.

Los parámetros fisiológicos registrados fueron:

- Frecuencia cardíaca (FC), cada una hora mediante la auscultación del área precordial y por la toma del pulso radial.
- Temperatura oral (TO), cada hora mediante la colocación sublingual de un termómetro clínico por una duración siempre mayor de 2 minutos.
- Tasa de sudación horaria (TSH). Este parámetro fue medido por el método de pesaje y control de ingestas y excretas, por un tiempo de trabajo de 3 horas.
- Gasto energético (GE). La demanda metabólica de todas las actividades fue evaluada de manera indirecta mediante la medición del volumen minuto respiratorio, a través de la utilización de sacos de Douglas, de los cuales se extrajeron muestras de aire para el análisis del O_2 consumido utilizando un micro analizador de gases Scholander.

Con las variables fisiológicas obtenidas fueron calculados los siguientes indicadores [10],

- Indicador de costo cardíaco verdadero (ICCV), para la evaluación de la sobrecarga cardiovascular.
- Pulso de trabajo dinámico y real (PTD y PTR), para el establecimiento de la magnitud de la carga muscular estática.
- Gasto energético específico (GEE), para establecer los límites energéticos para 8 horas de trabajo continuo.

En este estudio fueron evaluados los siguientes aspectos biomecánicos:

- Postura: mediante la observación de la trabajadora en cada una de las operaciones realizadas, midiéndose también los tiempos de permanencia y alternancia postural.
- Fuerza: cuantificando la carga manipulada. Repetitividad, analizando el número de repeticiones de cada movimiento y su duración.
- Acoplamiento por observación del acople de las manos de la trabajadora con la pieza y herramientas de trabajo manipuladas.

Además de la observación directa se utilizó la filmación por vídeo, en tiempo real, de la trabajadora de forma continua durante la ejecución de su actividad. La técnica utilizada para la filmación [11] mantuvo la imagen de la trabajadora dentro del campo visual a lo largo de toda la filmación. En la medida de lo posible, el campo visual fue despejado para poder observar la integridad de los movimientos realizados por la trabajadora. La duración de la filmación estuvo condicionada por la duración de cada ciclo de trabajo estudiado. La técnica utilizada para el análisis de la filmación consistió en la detención de la imagen de forma periódica y sistemática. En cada uno de los momentos de filmación se realizaron veinte lecturas de la imagen detenida. El análisis de la imagen detenida fue a través del método MODSI [12].

Con las variables e indicadores registrados se caracterizó la carga física de las trabajadoras agrícolas y se clasificaron las tareas desde el punto de vista energético, cardiovascular y del nivel de riesgo a lesiones musculoesqueléticas (LME).

Resultados

En la Tabla 1 se presentan las características generales de los casos estudiados, agrupados por puestos de trabajo. Los valores promedios del VO_{2max} fueron altos y, exceptuando a las trabajadoras del vivero que presentan un tiempo de permanencia superior a los 4 años, las restantes obreras promediaron un poco más de un año en estas actividades, lo cual traduce una fluctuación importante en la mano de obra de este sector.

En la Tabla 2 se analizan los compromisos biomecánicos de las trabajadoras en las tareas agrícolas agrupadas por actividades. En términos generales estas tareas agrícolas tie-

nen como denominador común el esfuerzo postural, el peso de la carga a transportar y el desplazamiento constante con el instrumento o utensilio necesario para el trabajo. Dentro de la actividad de siembra destacó como muy exigentes el tabaco y la batata, lo cual estaba en relación con el tamaño y la cantidad de posturas a sembrar por jornada de trabajo. En la actividad de recogida resaltaron los compromisos biomecánicos en los cítricos y el tomate, debido a la posición asumida y al peso de los frutos a recolectar y transportar. La actividad de limpieza fue muy comprometida en los canteros de tomate y en el chapeo de las fresas. En la primera la mujer tenía que trabajar completamente inclinada, arrastrando por un camino pedregoso (hidropónico) un tridente para extraer las raíces.

En el chapeo de la fresa, la postura forzada, el sostenimiento del instrumento de trabajo y el golpe sistemático en el corte explicaron los puntajes elevados para las espaldas, los hombros y las manos de las trabajadoras conjuntamente con la repetición de la acción y el mal acoplamiento con el instrumento de trabajo. En otras actividades destacaron el abono y el tape del tabaco como las tareas más exigentes desde el punto de vista biomecánico. La carga, transporte y el riego manual del abono en los surcos, así como la postura y el esfuerzo físico en el tape, explicaron estos compromisos. Solamente en 6 de las tareas evaluadas se pudo constatar la permanencia postural por más de un minuto y en todas las tareas las trabajadoras realizaron en sus acciones más de cuatro movimientos por minuto.

En la mayor parte de las tareas de recogida las trabajadoras alternaban su postura de una condición no neutral a otra similar o peor.

El compromiso cardiovascular de las trabajadoras representado por el ICCV coincidió en la mayoría de los casos

Tabla 1. Variables de las trabajadoras agrícolas

Puesto de trabajo	n	EDAD (años)	PESO (Kg)	TIEMPO (meses)	VO_{2max}^* L/min
Café	14	36,5±15	54±6	13±7	2.15±0.5
Tomate	12	30.2±11	58±11	15±6	2.03±0.5
Vivero	11	40.7±5.9	64±11	62±3	2.57±0.7
Cítricos	8	21.5±3.5	58±11	17±6	2.10±0.2
Fresa	8	26.5±3.5	54±3	6±1	1.95±0.2
Tubérculos	16	26.3±5.1	55±10	12±5	2.21±0.3
Tabaco	20	29.2±10	52±11	30±1	1.94±0.5
Hortalizas	11	25.3±4.2	58±9	18±9	2.10±0.3
Total	100	29±3.7	57±8	22±7	2.15±0.4

*Consumo Máximo de Oxígeno.

Tabla 2. Análisis integral por método Modsi en diferentes actividades agrícolas

	Grupo A						Grupo B							Adiciones				Indicadores						
	A1	A2	A3	A4	A5	A6	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	C	C1	C2	C3	POST	ICCV	EP	Pint	FPS	PFM	
SIEMBRA																								
Vivero	4	2	2	6	1	7	3	2	3	5	2	0	7	9	0	1	0	9	2	2	10	1	11	
Yuca	4	2	3	7	1	8	3	2	3	5	2	0	7	10	0	1	0	10	2	2	11	1	12	
Batata	4	2	3	7	1	8	3	2	3	5	2	0	7	10	0	1	1	12	2	2	12	1	13	
Tabaco	3	2	2	5	1	6	3	2	2	4	2	0	6	9	0	1	1	11	2	2	11	1	12	
RECOGIDA																								
Café	2	2	1	3	1	4	3	2	2	5	2	0	7	7	0	1	0	8	1	2	7	1	8	
Tomate	4	2	2	6	2	8	3	2	3	5	2	0	7	10	1	1	1	13	2	3	14	1	15	
Cítricos	5	2	3	8	1	9	4	2	3	7	2	0	9	11	0	1	1	13	2	3	13	1	14	
Tabaco	3	1	2	4	1	5	3	2	3	5	2	0	7	8	0	1	1	10	2	2	11	1	12	
Hortalizas	4	2	2	6	1	7	3	2	2	4	2	0	6	9	0	1	1	11	2	2	12	1	13	
LIMPIEZA																								
Canteros	5	2	3	8	2	10	5	2	3	8	2	0	10	12	0	1	1	14	3	3	16	1	17	
Semillas	3	1	2	4	1	5	3	2	3	5	2	0	7	8	1	1	0	10	1	1	9	1	10	
Fresa	4	2	2	6	2	8	5	2	3	8	2	0	10	9	0	1	1	11	3	3	14	1	15	
Plátanos	3	2	1	5	2	7	4	2	2	6	2	0	8	10	0	1	0	11	2	2	12	1	13	
Batata	3	2	1	5	2	7	4	2	2	6	2	0	8	10	0	1	0	11	2	2	12	1	13	
TABACO																								
Abonar	3	2	2	5	1	6	3	2	2	5	2	0	7	9	1	1	0	11	2	2	12	1	13	
Ensartar	2	2	2	4	2	6	3	2	2	5	2	0	7	9	1	1	0	11	3	3	14	1	15	
Tapado	2	2	1	3	0	3	3	2	2	5	1	0	6	8	1	1	0	10	1	1	9	1	10	
Envasar																								
Hortalizas	2	2	1	3	0	3	2	2	2	4	1	0	5	7	0	1	0	8	1	1	8	1	9	

(MODSI: 1 – 4: BAJO. 5 – 8: MEDIO. 9 – 12: ALTO. 13 – 16: MUY ALTO. 17 – 20: EXTRE ALTO) (Grupo A. A1: tronco. A2: cuello. A3: piernas. A4: calificación A. A5: carga/fuerza. A6: puntuación A; Grupo B. B1: hombro. B2: codo. B3: muñeca. B4: calificación B. B5: acoplamiento. B6: vibraciones. B7: puntuación Grupo B; C: puntuación A y B. C1: permanencia. C2: repetición. C3: alternancia. POST: puntaje postura, ICCV: ind costo card. EP: esfuerzo percibido. P_{int}: puntaje integrado. FPS: factores psicosociales, PFM: puntaje final MODSI).

con el esfuerzo percibido (EP) y en solo tres tareas las trabajadoras percibieron el esfuerzo más alto que lo reflejado por el indicador cardíaco. A todas las trabajadoras se les asignó un punto por factores psicosociales (FPS) adversos. En este sentido se pudo comprobar que la falta de iniciativa, el estatus social reducido y la poca identificación con el trabajo estaban presentes en todas las trabajadoras evaluadas. Es importante resaltar que todas las tareas que presentaron un puntaje final Modsi (PFM) superior a 9 reflejaron un riesgo a padecer lesiones musculoesqueléticas (LME) y por lo tanto se debe intervenir para solventarlo.

En la Tabla 3 pueden observarse los compromisos fisiológicos de las trabajadoras en las tareas agrícolas. Los valores promedios de FC y VMR fueron similares para cada una de las actividades evaluadas, presentando la primera variable cifras superiores a 100 lat/min y la segunda 15 l/min.

En la actividad de recogida destacaron los compromisos fisiológicos en los cítricos y el tomate, presentando cifras de FC en la actividad por encima de 110 lat/min con un VMR mayor de 15 l/min. Las actividades de limpieza en los canteros de tomate y en el chapeo de las fresas mostraron cifras de FC por encima de 130 lat/min y más de 20 l de ventilación pulmonar. Otras tareas como el abono y el tape del palo del tabaco se comportaron con una exigencia cardiovascular y energética elevadas. La temperatura oral no se modificó durante la actividad ($p>0,05$) y las tasas de sudación fueron proporcionales en todos los casos a la magnitud del esfuerzo físico de cada tarea. El hecho de que ambos parámetros se mantuvieron dentro de límites fisiológicos pudo ser debido a que esta investigación se realizaron cuando las condiciones climáticas eran más favorables.

Tabla 3. Variables fisiológicas en la actividad

Actividad	FC (lat/min)	VMR (l/min)	TO (°C)	TSH (ml/hora)
SIEMBRA				
Tomate	98±9	11.6±4	36.7±0.2	145±24
Semillas vivero	95±4	12.4±2	37.3±0.2	100±14
Yuca	105±8	16.1±4	36.8±0.3	130±16
Batata	109±9	16.6±6	37.3±0.1	133±18
Tabaco	122±9	22.0±7	36.9±0.1	218±26
(x± D.E.)	106±9	15.7±4	37.0±0.3	145±44
RECOGIDA				
Café	95±9	11.3±2	37.1±0.2	175±29
Tomate	114±9	17.4±3	36.8±0.1	200±36
Cítricos	121±8	19.1±4	37.1±0.1	262±40
Tabaco	102±5	10.1±2	36.9±0.2	89±13
Hortalizas	107±8	17.1±6	36.8±0.1	166±19
(x±D.E.)	108±9	14.9±4	36.9±0.1	178±62
LIMPIEZA				
Canteros tomate	132±8	24.0±6	37.2±0.3	327±49
Semillas	97±3	13.1±2	36.8±0.2	100±18
Chapeo fresa	133±6	20.2±6	36.9±0.2	296±40
Platanos	103±5	19.4±2	37.1±0.2	133±24
Boniato	97±4	15.1±3	36.9±0.2	140±29
(x ± D.E.)	112±9	16.6±4	37.1±0.2	199±18
OTRAS				
Abonar tabaco	109 ±7	16.6±6	37.2±0.1	166±28
Ensartar	100±7	16.2±5	37.1±0.1	68±15
Tapado	112±9	22.1±6	36.8±0.4	215±42
Envasar hortalizas	97±8	15.2±4	36.8±0.3	83±20
(X ± D.E.)	104±7	17.4±3	37.1±0.2	133±70

FC= Frecuencia Cardiaca; VMR= Volumen Minuto Respiratorio; T.O= Temperatura Oral; TSH= Tasa de Sudación Horaria.

En la Tabla 4 se presentan los indicadores fisiológicos conformados con las variables que traducen el compromiso funcional de las trabajadoras en el desempeño de las tareas productivas. Comparando el Pulso de Trabajo Dinámico (PTD) con el Pulso de Trabajo Real (PTR) observamos que de las 19 tareas agrícolas solamente 4 presentaron valores superiores de este último con relación al primero. Es decir, en la siembra de semillas, batatas y tabaco así como en el chapeo de la fresa existía un comportamiento desproporcionado del costo cardiaco con relación al gasto energético de la actividad, lo cual tradujo la presencia de factores ajenos al esfuerzo físico, ocasionando un aumento de la FC sin afectación del consumo de energía. En estos casos la postura asumida en la ejecución de las tareas puede traer aparejado la presencia de con-

tracciones isométricas musculares (trabajo estático) responsables de una sobrecarga cardiovascular.

Por otro lado, si analizamos la relación del gasto energético de la actividad (GEA) de estas 4 tareas con sus correspondientes gastos energéticos específicos (GEE), encontramos que en el caso de chapeo de fresa y siembra de tabaco, las trabajadoras tuvieron que reducir su ritmo de trabajo pues rebasaron sus límites energéticos en la actividad que estaban desarrollando. En la siembra de tomates y la limpieza de canteros el PTR se mantuvo similar al PTD lo cual significa que la relación costo cardiaco/gasto energético se mantuvo igual. El PTR se mantuvo por debajo del PTD en todas las demás traduciendo con esto un trabajo predominantemente dinámico. No obstante, en la limpieza de canteros el GEA excedió el GEE y las trabaja-

Tabla 4. Indicadores fisiológicos calculados

Tareas	PTD (lat/Kcal)	PTR (lat/Kcal)	GEact (Kcal/min)	GEE (Kcal/min)
Siembra tomate	10.5±1	10.6±9	2.10±0.1	6.4±4
Sembrar semillas	9.3±2	11.1±2	2.09±0.1	3.9±1
Sembrar yuca	15.3±2	9.9±2	2.70±0.3	4.7±1
Sembrar batata	11.4±3	14.3±6	2.78±0.4	2.9±1
Sembrar tabaco	11.4±3	13.4±3	3.67±0.6	3.2±2
Recogida café	13.5±3	11.3±6	1.96±0.2	5.1±3
Recogida tomates	12.3±2	10.1±5	2.91±0.4	4.1±2
Recogida cítricos	13.3±1	9.2±2	3.19±0.3	4.4±1
Recoger tabaco	14.4±2	13.8±4	1.72±0.3	3.1±1
Recoger hortalizas	15.4±4	11.1±2	2.86±0.3	3.8±3
Limpieza canteros	16.9±3	11.1±4	3.98±0.4	3.5±2
Deshijado semillas	15.4±2	13.4±3	2.21±0.2	3.9±1
Chapeo fresa	14.4±2	16.5±6	3.37±0.2	2.7±1
Deshojar plátanos	11.6±3	8.7±3	3.24±0.6	4.8±1
Cortar bejuco	12.7±2	8.6±4	2.54±0.3	4.9±0
Abonar tabaco	19.3±2	13.4±3	2.78±0.1	3.3±0
Ensartar tabaco	13.3±4	8.5±2	2.72±0.2	4.9±2
Tapar tabaco	13.1±2	10.8±2	3.68±0.7	3.9±2
Envasar hortalizas	11.2±2	8.6±2	2.56±0.6	4.8±3

(PTD =Pulso de Trabajo Dinámico; PTR =Pulso de Trabajo Real; GEact =Gasto Energético de la Actividad; GEE = Gasto Energético Específico).

doras tuvieron que reducir su ritmo de trabajo para poder concluir la jornada laboral.

En la Tabla 5 se clasifican las tareas agrícolas según tres criterios: energético, cardiovascular y riesgo a lesiones musculoesqueléticas. En 7 de las 19 tareas hubo coincidencias en las clasificaciones fisiológicas, clasificándose 1 tarea como ligera y 6 como moderadas. Las respuestas energéticas y cardiovasculares en las 12 tareas restantes no fueron proporcionales entre sí predominando un mayor compromiso cardíaco que se refleja con una categoría superior en la clasificación. Por otro lado, sólo en una de las 19 tareas se reflejó un nivel medio de riesgo a padecer LME, las restantes presentaron una exigencia biomecánica alta, muy alta y, en el caso, de la limpieza de canteros, extremadamente alta.

Discusión

La mujer puede desempeñar trabajos agrícolas en una zona de seguridad fisiológica. No obstante, una buena selección de la trabajadora donde se pongan de relieve sus reales posibilidades físicas, permitiría una adecuada ubicación en la tarea a desarrollar. De esta forma, conociendo las exigencias energéticas, cardiovasculares y biomecánicas de la actividad por un lado y la capacidad física de

la trabajadora por el otro, se alcanzarían criterios de ubicación laboral donde estarían involucrados la aptitud individual y sus límites físicos para el desempeño del trabajo continuo. Estos límites estarían dados por un compromiso no mayor del 30 % de la capacidad física de trabajo [8]. Con esto se garantizaría no sólo la ausencia de fatiga o el deterioro funcional de la mujer, sino además, una mayor estabilidad y productividad laboral.

Sólo en el 5% de las tareas agrícolas estudiadas se necesitarían mujeres con condiciones físicas por encima de la media. No obstante, el empleo racional de un régimen de trabajo-descanso y la introducción de criterios ergonómicos para el mejoramiento de la relación mujer/puesto de trabajo pueden humanizar la actividad y hacer estas tareas fisiológicamente compatibles a cualquier trabajadora.

La incorporación de pequeñas pausas laborales en períodos de trabajo no mayores de una hora, sería mucho más beneficioso que acumular grandes descansos al final de cada sesión de trabajo. Por otro lado, cualquier modificación ergonómica en el instrumento de trabajo, que aumente la fuerza de palanca o apoyo y rectifique la postura de la trabajadora a una posición más cómoda y segura, permite una mejor adaptación a la actividad.

Tabla 5. Clasificación y nivel de riesgo a lesiones músculo esqueléticas (LME) de las tareas manuales

Actividad	Clasificación Energética	Clasificación Cardiovascular	Nivel riesgo LME
Siembra tomate	Ligera	Moderada	Alto
Siembra semillas	Ligera	Moderada	Alto
Siembra yuca	Moderada	Moderada	Alto
Siembra batata	Moderada	Pesada	Alto
Siembra tabaco	Moderada	Pesada	Muy alto
Recogida café	Ligera	Ligera	Medio
Recogida tomates	Moderada	Moderada	Alto
Recogida cítricos	Moderada	Moderada	Muy alto
Recogida tabaco	Ligera	Moderada	Alto
Recogida hortalizas	Moderada	Moderada	Muy alto
Limpieza canteros	Pesada	Muy pesada	Ext. Alto
Deshijado semillas	Ligera	Moderada	Alto
Chapeo fresa	Moderada	Muy pesada	Muy alto
Deshojar plátanos	Moderada	Moderada	Alto
Cortando bejuco	Ligera	Moderada	Muy alto
Abonando tabaco	Moderada	Moderada	Muy alto
Ensartando tabaco	Ligera	Moderada	Muy alto
Tapado palos	Moderada	Pesada	Alto
Envasar hortalizas	Ligera	Moderada	Alto

El trabajo físico manual en la agricultura es en su mayoría de carácter dinámico. Esto hace posible que pueda ser desarrollado en condiciones aeróbicas y con un adecuado equilibrio cardiorrespiratorio. No obstante, el cuerpo de la trabajadora puede asumir las posturas más dispares que, conjuntamente con el sostenimiento y traslado del producto agrícola y el empleo del instrumento de trabajo, condicionan la aparición también de trabajo muscular estático. En este sentido, el estudio fisiológico de la actividad agrícola no puede limitarse sólo a la evaluación de los compromisos energéticos sino que debe incluir la medición de las respuestas cardiovasculares y el análisis de los aspectos biomecánicos.

En términos generales, las exigencias físicas que demanda la carga agrícola manual puede verse potenciada por las condiciones en las cuales la trabajadora tiene que desempeñar su actividad [6]. El trabajo a la intemperie, poco soportable en el horario meridiano por las altas temperaturas y las radiaciones solares, el desplazamiento por terrenos no pavimentados e irregulares, el contacto directo con la tierra, fuente de contaminación química y parasitaria, el consumo de alimentos en lugares no apropiados y el uso de instrumentos inadecuados e insuficientes, son factores que no sólo favorecen la aparición de accidentes y de enfermedades ginecológicas, dermatológicas, intestinales y articulares [13][14], sino que influyen desfavorablemente en el desempeño de la tarea exigiendo un mayor esfuerzo físico para poder desarrollarla con

rendimiento y efectividad. Por tal razón, el suministro de ropas de trabajo para permitir un intercambio térmico adecuado y proteger la piel, el uso de calzado impermeable y de guantes cuando la actividad productiva lo permita, el control requerido en la manipulación de alimentos, la posibilidad de instalaciones sanitarias elementales para facilitar el aseo y las necesidades fisiológicas de la mujer, así como el suministro, en cantidad y calidad, de los medios de trabajo mejorarían las condiciones higiénico-sanitarias y laborales y favorecerían el desempeño físico de la trabajadora.

La solución ergonómica del problema de la carga física en las tareas agrícolas es la mecanización que reduce los efectos negativos de los FPS en el trabajo. El uso de maquinarias y equipos da a la trabajadora un mejor control de los medios de trabajo y eleva su iniciativa, estatus y su identificación con las tareas que realiza.

En general, la mujer tiene en el sector agrícola una fuente inagotable de empleo, la carga física de la tarea nunca será limitante si se incluyen en los chequeos preventivos los indicadores fisiológicos que pongan de manifiesto su capacidad y el compromiso de la misma frente a la actividad asignada, si se mejoran las condiciones higiénico-sanitarias y si en el proceso de organización del trabajo y el establecimiento de normas productivas se tienen en cuenta todos los factores que influyen de una forma u otra en la relación mujer-puesto de trabajo y ambiente laboral. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Morehouse E, Miller A. Fisiología del ejercicio. 8ª ed. Buenos Aires: Ateneo, 1984; pp:285-92.
2. Manero R, Mincheva L, Petkova I. Respuestas fisiológicas de hombres y mujeres a diferentes cargas de trabajo. *Rev Cub Invest Biom* 1984; 3:11-7.
3. Astrand P, Rodahl K. Physical work capacity. En: Textbook of work physiology. New York: Mc Graw-Hill, 1985; pp: 279-315.
4. Ahmad, Z. Las mujeres en el medio rural y su trabajo. *Rev Inter Trab* 1984; 57:103-57.
5. Kundiev Y; Mansikov A. Agricultura y trabajo. Enciclopedia de Medicina, Higiene y Seguridad del Trabajo. Vol 1. 1ª ed. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, 1998; pp:75-8.
6. Martinez MC, Blanco V. Trabajo y salud en niños, niñas y adolescentes trabajadores agrícolas. *Salud de los Trabajadores* 2003; 11:25-32.
7. Rural Women. Key to Food Security. Dirección de Género y Población. FAO, 2008.
8. Manero R, Manero JM. Dos alternativas para el estudio y promoción de la capacidad física de los trabajadores. *Mapfre Seguridad* 1991; 44:105-12.
9. Manero R, Balsindes X. Respuestas fisiológicas en mujeres con y sin menstruación en la ejecución de una actividad ligera. *Rev Cub Hig Epid* 1985; 23: 299-305.
10. Manero R, Armisen A, Manero JM. Métodos prácticos para estimar la capacidad física de trabajo. *Bol Of Sanit Panam* 1986; 100:170-6.
11. Keyserling W. Postural analysis of the trunk and shoulders in simulated real time. *Ergonomics* 1989; 29:569-73.
12. Manero R, Soto L, Rodríguez T. Un modelo simple para la evaluación integral del riesgo a lesiones musculoesqueléticas (MODSI) *Mapfre Medicina* 2005; 16:115-22.
13. Pommerenck C. Los efectos de la gimnasia laboral en tabacaleras. *Rev Cub Hig Epid* 1985; 23:54-63.
14. Silantiev V. Mathematical modeling in the evaluation of the effect of work intensity on gynecologic morbidity. *Gig Trud Prof Zabol* 1990; 5:17-25.

Conflicto 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.

Evolución radiográfica del implante de células mesenquimales de tejido adiposo diferenciadas a osteoblastos en la reparación de defectos óseos. Estudio experimental en ovejas

Implant of adipose tissue-derived mesenchymal cells differentiated to osteoblasts in the repair of bone defects. Experimental study in sheep

Saldaña Díaz A ¹, Ramos Pascua LR ¹, López Laguna M ², Iglesias Muñoz FJ ², Gonzalo-Orden M ⁴, Rodríguez Altónaga JA ⁴, González Celador R ³

¹ Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Complejo Asistencial Universitario de León. ² Establecimiento de Tejidos de la Fundación Clínica San Francisco, León. ³ Departamento de Medicina y Salud Pública. Facultad de Medicina. Universidad de Salamanca.

⁴ Departamento de Medicina, Cirugía y Anatomía Veterinaria. Facultad de Veterinaria. Universidad de León

Resumen

Objetivo: Examinar la evolución radiográfica del implante de células mesenquimales derivadas de la grasa y diferenciadas a osteoblastos en defectos cavitarios del fémur ovino.

Material y metodología: Se realizó un defecto cavitario en el cóndilo medial femoral bilateral en 22 ovejas de raza Asaaf, de 3-5 años. Se implantaron células troncales mesenquimales obtenidas del tejido graso diferenciadas a osteoblastos, plasma rico en plaquetas y heteroinjerto de hueso liofilizado. Se realizaron controles radiográficos a las 4 y 12 semanas, evaluando el crecimiento óseo según la escala de Lane y Shandu.

Resultados: En ninguno de los grupos hubo formación o crecimiento óseo mayor del 25%. Se observó un mayor crecimiento óseo a las 12 semanas que a las 4 semanas no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Conclusiones: El control radiográfico de la evolución de defectos óseos cavitarios tratados con células troncales diferenciadas a osteoblastos no es un método fiable ni a las 4 ni a las 12 semanas del implante.

Palabras clave:

Células troncales mesenquimales, defecto óseo cavitario, plasma rico en plaquetas.

Abstract

Objective: To investigate the radiographic progress of the implant of adipose tissue-derived mesenchymal cells differentiated to osteoblasts in cavitary defects of sheep femur.

Patients and methods: A cavitary defect was performed in the bilateral medial femoral condyle in 22 Asaaf sheep aged 3-5 years. Mesenchymal stem cells obtained from adipose tissue, differentiated into osteoblasts, platelet-rich plasma and lyophilised bone heterograft, were implanted. Radiographic controls were performed at 4 and 12 weeks, evaluating bone growth according to the Lane and Shandu scale.

Results: Bone formation or growth were not greater than 25% in any of the groups. A greater bone growth was seen at 12 weeks than at 4 weeks, with no statistically significant differences between the groups.

Conclusions: Radiographic control of the progression of cavitary bone defects treated with stem cells differentiated to osteoblasts is not a reliable method at 4 or at 12 weeks of implantation.

Key words:

Mesenchymal stem cells, cavitary bone defect, platelet-rich plasma.

Correspondencia

A. Saldaña Díaz

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología

Complejo Asistencial Universitario de León

Altos de Nava s/n. 24071 León

ansaldiaz@gmail.com

Introducción

El mejor sustitutivo para reparar un defecto óseo es el injerto autólogo de hueso esponjoso, por sus propiedades osteogénicas, osteoinductivas y osteoconductivas, aunque está limitado por su escasa disponibilidad y la morbilidad propia de su obtención. Por ello, en las últimas décadas ha cedido terreno en favor del aloinjerto y de los sustitutivos óseos sintéticos [1]. Con una finalidad parecida se ha desarrollado la ingeniería tisular, entendida como la creación o inducción de la formación de un tejido específico, en una localización específica, por medio de la manipulación y selección de células, matrices y estímulos biológicos [2].

En 2006, la Sociedad Internacional de Terapia Celular (International Society Cellular Therapy, ISCT) propuso tres criterios para definir las células troncales mesenquimales (MSC): debían ser adherentes en cultivo; expresar los antígenos CD73, CD90 y CD105 en ausencia de antígenos hematopoyéticos, como CD34, CD45, marcadores de monocitos, macrófagos y linfocitos B, y ser capaces de diferenciarse *in vitro* en osteoblastos, adipocitos y condrocitos bajo condiciones estándar de cultivo. Adicionalmente, mostrarían la posibilidad de autorrenovarse, de desarrollarse en múltiples líneas celulares y de proliferar sin límite [3].

Uno de los tejidos de donde pueden obtenerse estas células es el adiposo. El tejido adiposo deriva de la capa mesodérmica embrionaria y contiene un estroma fácil de aislar, con adipocitos, células estromales y células troncales [4][5]. Estas células pueden ser aisladas mediante digestión enzimática del tejido y separadas de los adipocitos maduros por centrifugación. Esta población, denominada células madre o estromales derivadas del tejido adiposo (ADSCs), comparten muchas de las características de las células madre de la médula ósea, incluyendo el elevado potencial de proliferación y la habilidad para la diferenciación multilineal. También se las conoce como células madre adultas derivadas del tejido adiposo (ADAS), células estromales adultas derivadas del tejido adiposo, células estromales adiposas (ASC), células madre adiposas mesenquimales (ADMSC), lipoblastos, pericitos, preadipocitos, células procesadas del lipoaspirado (PLA), y como «células madre derivadas del tejido adiposo» (ASCs), que es como la Sociedad Internacional para las Aplicaciones Tecnológicas de la Grasa ha decidido que se las conozca, con la particularidad de la multipotencialidad y adherencia al plástico [6].

En el presente trabajo pretendemos estudiar la evolución radiográfica del efecto osteogénico que las células troncales derivadas de la grasa y diferenciadas a osteoblastos, como hemos demostrado previamente, tienen. [7].

Material y método

Realizamos un estudio experimental prospectivo utilizando 22 ovejas de raza Asaaf, con un peso comprendido entre 50 y 70 kg y una edad de 3-6 años, cumpliendo la normativa al respecto del manejo ético de los animales de experimentación. Se excluyeron 3 ovejas, una por pérdida involuntaria de la muestra (oveja C2) y dos por fallecimiento durante el periodo de seguimiento, debido a sendas anorexias que ocasionaron una disbiosis intestinal, con toxemia y exitus (ovejas VII y XI). Con todo, el material final del estudio fueron 19 ovejas, de las que se obtuvieron el doble de muestras como unidad de estudio (defecto en el cóndilo femoral interno).

Se establecieron 8 grupos, incluyendo el control (grupo I) y otros siete en los que se implantaron diferentes «construc-tos» (plasma rico en plaquetas –PRP–, células mesenquimales troncales derivadas de la grasa sin diferenciar –ADMSC– y diferenciadas a osteoblastos –ADMSC0– y un chip de heteroinjerto óseo) (Tabla 1).

En todos los animales se obtuvo y procesaron muestras de tejido adiposo de las que se aislaron células troncales mesenquimales que se cultivaron y expandieron. Se indujo su diferenciación osteogénica, se caracterizaron y se demostró su multipotencialidad. En todos los animales se creó un defecto óseo cavitario que se rellenó con los diferentes implantes según el grupo de estudio. Tras el sacrificio del animal a las 4 y 12 semanas, se realizaron estudios radiográficos y se analizaron las variables decididas.

Obtención y procesamiento de tejido adiposo.

Una vez tranquilizados y anestesiados los animales, se procedió a la obtención de muestras de tejido adiposo subcutáneo mediante técnicas mínimamente invasivas y bajo condiciones de asepsia. Las muestras fueron transportadas

Tabla 1. Grupos del estudio

Grupo	Descripción	Nº de defectos
I	Control	6
II	PRP	6
III	PRP + ADMSC	4
IV	PRP + ADMSC-0	5
V	Heteroinjerto óseo	4
VI	Heteroinjerto óseo + PRP	4
VII	Heteroinjerto óseo + ADMSC-0	4
VIII	Heteroinjerto óseo + PRP + ADMSC-0	5

(PRP = plasma rico en plaquetas; ADMSC = células mesenquimales no diferenciadas; ADMSC-0 = células mesenquimales diferenciadas).

inmediatamente al laboratorio de cultivos celulares del Establecimiento de Tejidos de la Fundación Clínica San Francisco, donde fueron procesadas. Para el aislamiento de las ADMSCs las muestras de grasa fueron digeridas mediante técnicas de disgregación mecánica y enzimática para la individualización de los componentes celulares que constituyen el tejido. Las soluciones obtenidas fueron centrifugadas con el fin de eliminar los adipocitos maduros y recoger la fracción precipitada del estroma vascular, donde se encuentran las ADMSCs. El pellet fue resuspendido y se cuantificó el rendimiento celular del proceso de digestión y aislamiento de las ADMSCs.

Cultivo primario y expansión de las ADMSCs.

Las suspensiones celulares obtenidas a partir del protocolo de digestión del tejido adiposo fueron sembradas sobre superficies plásticas y se cultivaron en medio de expansión para las ADMSCs, suplementado con factor de crecimiento fibroblástico básico (FGF-b). Las células en cultivo primario se mantuvieron bajo condiciones *in vitro* hasta que alcanzaron el estado de confluencia. En dicho momento, las poblaciones celulares fueron separadas de la superficie de cultivo y cuantificadas.

Inducción osteogénica de las ADMSCs.

Las células obtenidas a partir de los cultivos primarios confluentes de ADMSCs fueron sembradas en superficies plásticas y cultivadas en un medio de expansión para las ADMSCs hasta que alcanzaron el estado de preconfluencia (7-10 días). Una vez alcanzado dicho estado el medio de cultivo fue reemplazado por un medio de inducción de la diferenciación hacia osteoblastos, suplementado con Beta-glicerolfosfato, ácido ascórbico, proteína morfogenética de tipo 2 (BMP-2) y dexametasona. Los cultivos se mantuvieron bajo estas condiciones durante 7 días. Al final de este período las células estuvieron listas para su caracterización e implante.

Multipotencialidad de las ADMSCs.

Para comprobar la multipotencialidad de las células madre derivadas del tejido adiposo, se indujo su diferenciación hacia células de tipo adiposo, óseo y cartilaginoso mediante su cultivo en medios específicos. Posteriormente se estudió la expresión de marcadores característicos de estos tipos celulares mediante técnicas de tinción básicas.

Preparación del plasma rico en plaquetas (PRP).

Una vez tranquilizado y anestesiado el animal de experimentación, antes de la generación del defecto óseo se reco-

gió una muestra de sangre del animal en tubos de extracción de sangre con citrato para evitar la coagulación. Tras su centrifugación, la fracción del componente plasmático rica en plaquetas fue recogida en un recipiente estéril. La formación del gel de PRP se indujo añadiendo cloruro cálcico para desencadenar el proceso de coagulación.

Creación del defecto óseo en el animal de experimentación.

Se creó un defecto óseo cavitario de 13 mm de ancho por 11 mm de profundidad de la misma manera que el modelo experimental de Walsh [8], centrado en el cóndilo medial de los fémures de cada una de las ovejas, donde se implantó el constructo decidido en cada grupo del estudio. Para el recubrimiento final de las lesiones se utilizó un parche sintético.

En todos los casos y controles se realizó un control radiográfico inmediatamente después de cada intervención y a las 4 y 12 semanas, según el momento del sacrificio del animal. Todas las radiografías se realizaron con una distancia focal de 100 cm, 42 KV, 36 mAs, empleando placas de mamografía de grano fino (Min-RS, Kodak ®). Las radiografías fueron digitalizadas para facilitar la interpretación de las imágenes e interpretadas por el mismo investigador aplicando la escala de Lane y Sandhu [9], valorando el porcentaje de formación ósea y el remodelado óseo (Tabla 2) (Tabla 3) (Figura 1).

Estadística

Para el análisis estadístico de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS. Debido al tamaño muestral se emplearon pruebas estadísticas no paramétricas (prueba de Wilcoxon para la comparación de los resultados radiográficos).

Tabla 2. Formación ósea en el defecto femoral (%)

% de formación ósea	Valor
Ninguno	0
25%	1
50%	2
75%	3
100%	4

Tabla 3. Valores de la remodelación ósea

Remodelación ósea	Valor
Ninguna	0
Apreciable	2
Completo	4

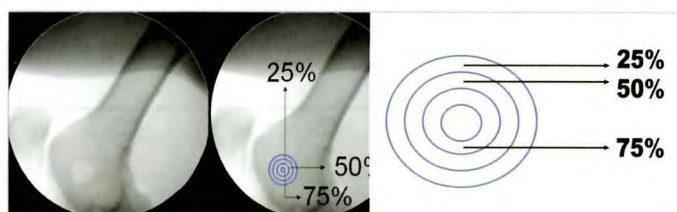


Fig. 1. Esquema de los círculos concéntricos estimados para el cálculo del % de formación ósea.

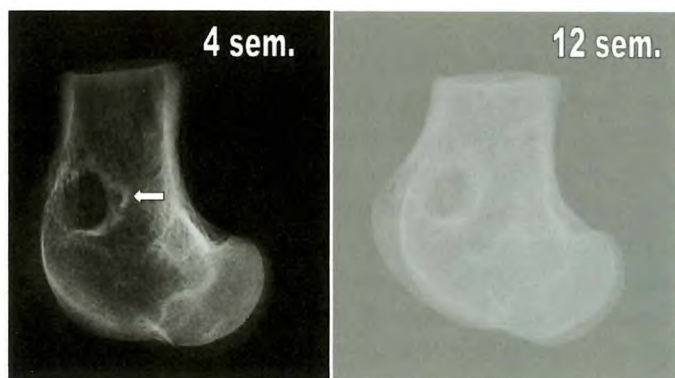


Fig. 2. Aspecto radiográfico de un defecto óseo de 2 animales del grupo VIII, a las 4 y 12 semanas. A las 4 semanas se observan los puntos transóseos de la fijación del parche (flecha).

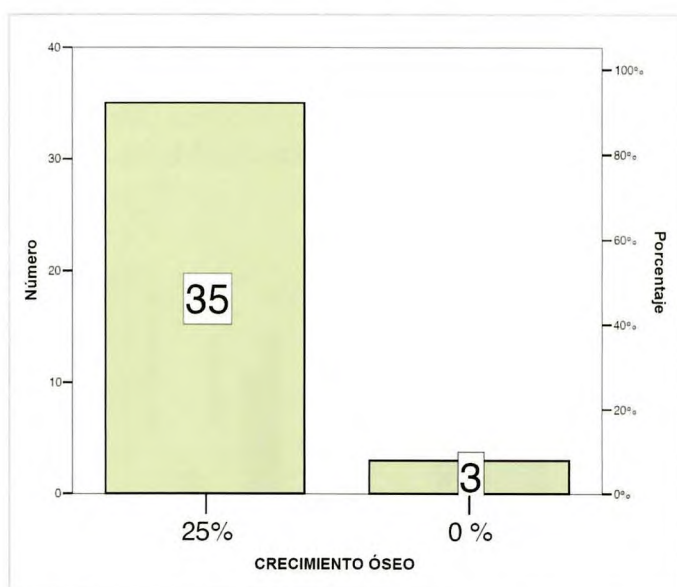


Fig. 3. Representación esquemática del crecimiento óseo general en los animales del estudio.

Resultados

En ninguno de los grupos del estudio hubo formación o crecimiento óseo mayor del 25%. En los grupos donde no se implantaron células troncales mesenquimales diferenciadas a osteoblastos o heteroinjerto, con la asociación o

no de plasma rico en plaquetas, no hubo crecimiento óseo a las 4 semanas en un 20 % de los casos (Figura 2). No obstante, no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. A las 12 semanas, aunque se objetivaron mejores resultados, no hubo diferencias significativas con los resultados observados a las 4 semanas en los diferentes grupos del estudio (Figura 3) (Figura 4) (Figura 5).

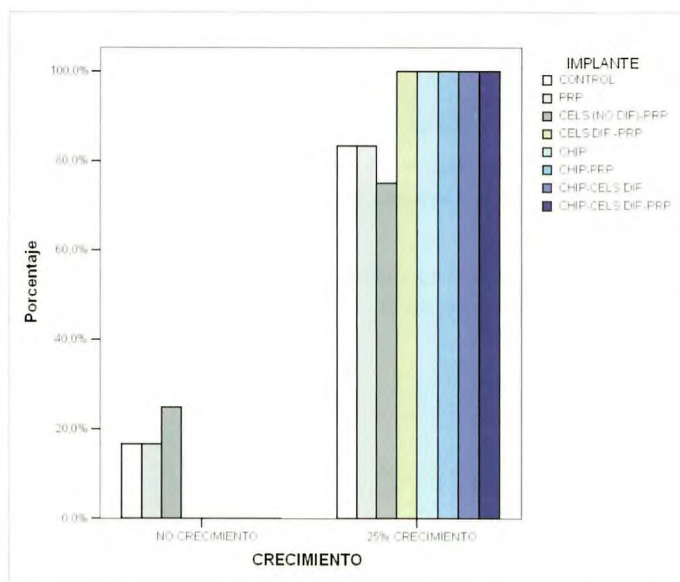


Fig. 4. Representación esquemática del crecimiento óseo en los grupos del estudio.

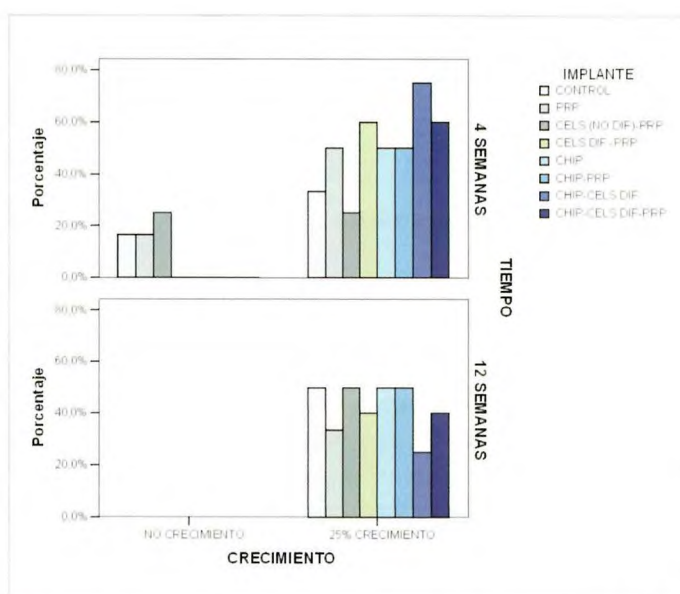


Fig. 5. Representación esquemática del crecimiento óseo en los diferentes grupos del estudio en función del tiempo, al cabo de 4 y 12 semanas.

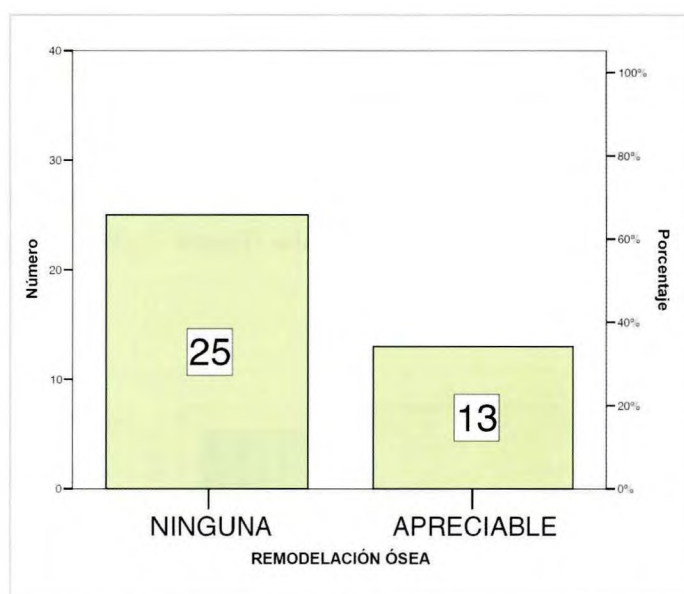


Fig. 6. Representación esquemática de la remodelación ósea general en los animales del estudio.

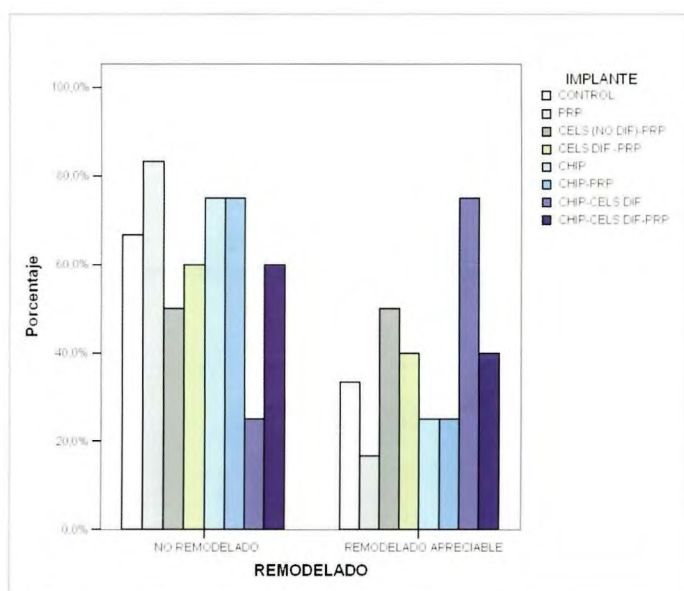


Fig. 7. Representación esquemática de la remodelación ósea en los grupos del estudio.

En ninguno de los grupos del estudio hubo remodelación ósea completa. En el análisis individualizado de los grupos observamos que en el grupo control no hubo ningún caso de remodelación ósea apreciable. En los grupos II (plasma rico en plaquetas) y III (células troncales mesenquimales obtenidas del tejido graso) la mayor parte de los casos no mostraron ninguna remodelación, siendo ésta mayor a las 12 que a las 4 semanas, excepto en el grupo VIII, donde se implantaron células troncales mesenquima-

les obtenidas del tejido adiposo diferenciadas a osteoblastos asociadas a plasma rico en plaquetas y heteroinjerto de hueso liofilizado.

En el resto de los grupos la remodelación fue dispar, destacando más la del grupo de los heteroinjertos mezclados con células. En cualquier caso, no hubo diferencias entre los grupos. El porcentaje de remodelación ósea global y en los casos de cada grupo se representa en las Figuras 6, 7 y 8.

Discusión

El sistema músculo-esquelético está diseñado para sostener y mantener la forma y la función que el organismo demanda en las actividades de una vida activa normal. Cualquier defecto que altere la homeostasis del tejido, independientemente de su origen, lo compromete y debilita y, consecuentemente, precisa ser reparado en un entorno biológico favorable y de estabilidad mecánica [10]. En la actualidad, sólo los injertos de hueso esponjoso autólogo poseen las propiedades de osteoinducción, osteoconducción, osteointegración y osteogénesis necesarias para conseguir la regeneración ósea, si bien con las limitaciones de la disponibilidad y la morbilidad en el paciente [11-15]. Una de sus alternativas es la utilización de células de naturaleza mesenquimal. El implante de células mesenquimales para el tratamiento de diferentes tipos de lesiones ortopédicas ha ido adquiriendo cada vez más importancia. La inyección percutánea de este tipo celular en necrosis óseas [16-18] y en pseudoartrosis [19] ha resultado exitosa. Además, su utili-

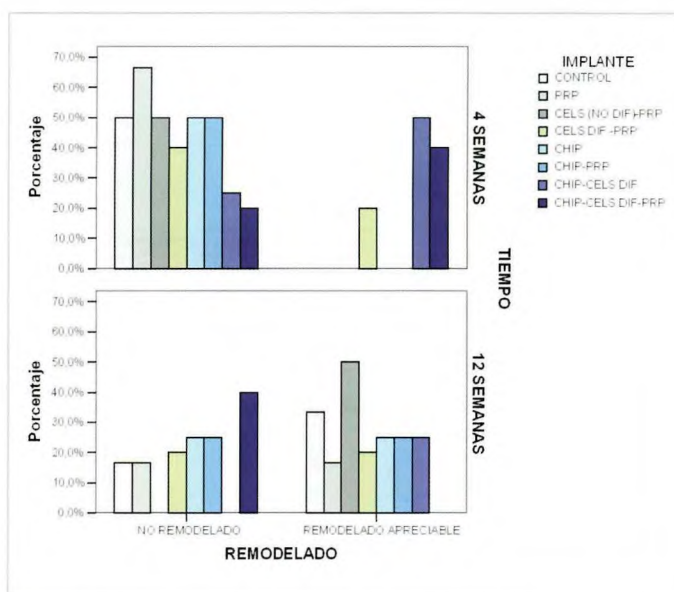


Fig. 8. Representación esquemática de la remodelación ósea en los diferentes grupos del estudio en función del tiempo, al cabo de 4 y 12 semanas.

zación permite el desarrollo de técnicas mínimamente invasivas, aplicadas bajo anestesia local y con pocas complicaciones, evitando, en la medida de lo posible, la necesidad de utilizar técnicas quirúrgicas de mayor agresividad.

Aceptando la conveniencia de añadir células en los tratamientos de regeneración tisular [20-24], la obtención y el uso de células troncales de la grasa para aquel fin tiene ventajas con respecto a la médula ósea puesto que aquel tejido es abundante, fácil de obtener, aporta gran cantidad de células y éstas tienen una rápida multiplicación *in vitro* [7][25]. En este contexto, habiendo desarrollado previamente el método y demostrado que estas células aumentan la regeneración ósea, si bien es sorprendente que cuando se combinan con heteroinjerto su efecto es menor, el análisis de variables radiográficas de remodelación ósea se adivina como un elemento de interés para ratificar la justificación de la técnica.

Los resultados radiográficos de nuestro estudio, pretendiendo demostrar la regeneración ósea cuando se añadían células troncales a injertos y elementos osteoinductores, fueron, en general, decepcionantes. Hedberg et al [26] compararon radiografías con tomografías microcomputarizadas e histología en el seguimiento de defectos del radio del conejo, considerando el estudio radiográfico como un método no invasivo, además de rápido y fácil de realizar (más, incluso, en animales de menor tamaño que en ovejas), que permitía realizar un seguimiento seriado del implante *in vivo*. Por los mismos motivos, aunque el scanner fuera superior en cuanto a resolución, empleamos el procedimiento en nuestro estudio.

Nuestros resultados radiográficos mostraron un crecimiento y remodelación ósea escasos, sin diferencias significativas entre los grupos y, en cierta manera, discordancia entre los parámetros medidos. Aunque la escasez puede atribuirse al corto tiempo de seguimiento, como también lo han apuntado autores como Aghaloo et al. y Hatakeyama et al. [27][28], que utilizaron PRP como osteoinductor en defectos craneales de la rata, los datos discordantes, en relación con diferencias en los resultados del crecimiento y de la remodelación en los mismos periodos de tiempo, también pudieran deberse a las limitaciones de las lecturas radiográficas por parte del observador. Abundando en la dificultad de la interpretación de las radiografías por la subjetividad del método, con las guías de la escala de Lane y Shandu [9] se ha considerado crecimiento o formación ósea del 25% cuando se veía esclerosis de los bordes y remodelado cuando se perdía la geometría de la circunferencia que dibujaba la broca con la que tallábamos el defecto. En cualquier caso, la existencia de un único observador,

siempre el mismo y de forma ciega, parece favorable a la presencia de dos observadores, que podría ser motivo de más confusión.

Los pocos cambios que se adivinan en el crecimiento y el remodelado se observan con el discurrir del tiempo, siendo muy escasos a las 4 semanas del implante. En el mismo sentido, se supone que si dejáramos evolucionar más tiempo al animal la reparación ósea también sería mayor. Lo mismo observaron Niemeyer et al. [29], que informaron de valores de regeneración ósea similares a las 4 y las 12 semanas, con diferencias a partir de la semana 18. La formación ósea también fue mayor en el trabajo de Kon et al. [24], si bien con tiempos de seguimiento de 6 meses. Borden et al. [30] con una matriz polimérica microesférica vieron, sin embargo, que el crecimiento óseo aparecía a partir de la sexta semana. De todas formas, de nuestro estudio se deduce un intento de regeneración ósea mayor en los grupos con heteroinjerto. El hecho de la adición de factores osteoinductores (PRP) y osteogénicos no parece ser decisivo a la hora de evaluar radiográficamente la regeneración ósea al cabo de los meses de seguimiento de nuestros casos y obliga al empleo de otros métodos de imagen más específicos o a recomendar el radiográfico al cabo de más tiempo de seguimiento de los implantes.

Con todo, en el control de la regeneración ósea de defectos cavitarios a partir de células troncales derivadas de la grasa y diferenciadas a fenotipos osteogénicos, lo que supone una mayor formación y remodelado óseo [7], la radiografía simple no parece un método fiable de evaluación ni a las 4 ni a las 12 semanas. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Carson JS, Bostrom MP. Synthetic bone scaffolds and fracture repair. *Injury* 2007; 38(Suppl 1):33-7.
2. Muschler GF, Midura RJ. Connective tissue progenitors: practical concepts for clinical applications. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 395:66-8.
3. Jordan CT, Guzman ML, Noble M. Cancer stem cells. *N Engl J Med* 2006; 355:1253-61.
4. Gomillion CT, Burg KJ. Stem cells and adipose tissue engineering. *Biomaterials* 2006; 27:6052-63.
5. Strem BM, Hicok KC, Zhu M, Wulur I, Alfonso Z, Schreiber RE, et al. Multipotential differentiation of adipose tissue-derived stem cells. *Keio J Med* 2005; 54:132-41.
6. Bunnell BA, Flaat M, Gagliardi C, Patel B, Ripoll C. Adipose-derived stem cells: isolation, expansion and differentiation. *Methods* 2008; 45:115-20.

7. Saldaña A. Efecto de la implantación de células mesenquimales de tejido adiposo diferenciadas a osteoblastos en la reparación de defectos cavitarios del fémur en un modelo experimental ovino. [Tesis Doctoral] Universidad León, 2010.
8. Bauer TW, Smith ST. Bioactive materials in orthopaedic surgery: overview and regulatory considerations. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 395:11-22.
9. Lane JM, Sandhu HS. Current approaches to experimental bone grafting. *Orthop Clin North Am* 1987; 18:213-25.
10. Sarkar MR, Augat P, Shefelbine SJ, Schorlemmer S, Huber-Lang M, Claes L, et al. Bone formation in a long bone defect model using a platelet-rich plasma-loaded collagen scaffold. *Biomaterials* 2006; 27:1817-23.
11. Finkemeier CG. Bone-grafting and bone-graft substitutes. *J Bone Joint Surg (Am)* 2002; 84-A:454-64.
12. Arrington ED, Smith WJ, Chambers HG, Bucknell AL, Davino NA. Complications of iliac crest bone graft harvesting. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 329:300-9.
13. De Long WG, Einhorn TA, Koval K, McKee M, Smith W, Sanders R, et al. Bone grafts and bone graft substitutes in orthopaedic trauma surgery. A critical analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2007; 89-A:649-58.
14. Vacanti J, Vacanti C. Tissue engineering. En: Lanza R, Langer R, Vacanti J (eds). *Principles of tissue engineering*. 13 ed. Oxford: Elsevier, 2007: 3-6.
15. Sancho R, Valera M, Farre J, Roura S, Bayés A. Viabilidad celular en un aloinjerto de hueso esponjoso humano criopreservado. *Rev Ortop Traumatol* 2008; 52:27-31.
16. Phemister B. Treatment of ununited fractures by onlay bone grafts without screw or tie fixation and without breaking down of the fibrous union. *J Bone Joint Surg (Am)* 1947; 29-A:946-60.
17. Burwell RG. Studies in the transplantation of bone. VII. The fresh composite homograft-autograft of cancellous bone; an analysis of factors leading to osteogenesis in marrow transplants and in marrow-containing bone grafts. *J Bone Joint Surg (Br)* 1964; 46-B:110-40.
18. Hernigou P, Poignard A, Manicom O, Mathieu G, Rouard H. The use of percutaneous autologous bone marrow transplantation in nonunion and avascular necrosis of bone. *J Bone Joint Surg (Br)* 2005; 87-B:896-902.
19. Goel A, Sangwan SS, Siwach RC, Ali AM. Percutaneous bone marrow grafting for the treatment of tibial non-union. *Injury* 2005; 36:203-6.
20. Clokie CM, Moghadam H, Jackson MT, Sandor GK. Closure of critical sized defects with allogenic and alloplastic bone substitutes. *J Craniofac Surg* 2002; 13:111-21.
21. Ueki K, Takazakura D, Marukawa K, Shimada M, Nakagawa K, Takatsuka S, et al. The use of polylactic acid/polyglycolic acid copolymer and gelatin sponge complex containing human recombinant bone morphogenetic protein-2 following condylectomy in rabbits. *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31:107-14.
22. Kubler N, Michel C, Zoller J, Bill J, Mühling J, Reuther J. Repair of human skull defects using osteoinductive bone alloimplants. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23:337-46.
23. Cancedda R, Giannoni P, Mastrogiacomo M. A tissue engineering approach to bone repair in large animal models and in clinical practice. *Biomaterials* 2007; 28:4240-50.
24. Kon E, Muraglia A, Corsi A, Bianco P, Marcacci M, Martin I, et al. Autologous bone marrow stromal cells loaded onto porous hydroxyapatite ceramic accelerate bone repair in critical-size defects of sheep long bones. *J Biomed Mater Res* 2000; 49:328-37.
25. Yoon E, Dhar S, Chun DE, Gharibian NA, Evans GR. In vivo osteogenic potential of human adipose-derived stem cells/poly lactide-co-glycolic acid constructs for bone regeneration in a rat critical-sized calvarial defect model. *Tissue Eng* 2007; 13:619-27.
26. Hedberg EL, Kroese-Deutman HC, Shih CK, Lemoine JJ, Liebschner MA, et al. Methods: a comparative analysis of radiography, microcomputed tomography, and histology for bone tissue engineering. *Tissue Eng* 2005; 11:1356-67.
27. Aghaloo TL, Moy PK, Freymiller EG. Investigation of platelet-rich plasma in rabbit cranial defects: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60:1176-81.
28. Hatakeyama M, Beletti ME, Zanetta-Barbosa D, Dechichi P. Radiographic and histomorphometric analysis of bone healing using autogenous graft associated with platelet-rich plasma obtained by 2 different methods. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105:e13-e18.
29. Niemeyer P, Fechner K, Milz S, Richter W, Suedkamp NP, Mehlhorn AT, et al. Comparison of mesenchymal stem cells from bone marrow and adipose tissue for bone regeneration in a critical size defect of the sheep tibia and the influence of platelet-rich plasma. *Biomaterials* 2010; 31:3572-9.
30. Borden M, Attawia M, Khan Y, El-Amin SF, Laurencin CT. Tissue-engineered bone formation in vivo using a novel sintered polymeric microsphere matrix. *J Bone Joint Surg (Br)* 2004; 86-B:1200-8.

Conflicto de intereses

Los autores han recibido una ayuda como Proyecto de investigación en biomedicina, biotecnología y ciencias de la salud de la Gerencia Regional de Salud del Sacyl, aprobada por Resolución de 18 agosto de 2008; y otra como Proyecto de investigación de FUNDACIÓN MAPFRE, en las Ayudas a la Investigación 2008.

Presentación de la guía de consejos nutricionales *Alimenta tu salud*, promovida por FUNDACIÓN MAPFRE y la revista *Fer salut*

Esta iniciativa, enmarcada en la campaña VIVIR EN SALUD, tiene como objetivo promover hábitos alimentarios que contribuyan a mejorar la salud de las familias a través de una alimentación sana y equilibrada

FUNDACIÓN MAPFRE presentó el pasado día 6 de septiembre la guía de consejos nutricionales gratuita *Alimenta tu salud*, enmarcada dentro de la campaña «Vivir en salud», en colaboración con la Generalitat de Catalunya y la Associació Catalana d'Entitats de Base Associativa (ACEBA).

Marina Geli, Consellera de Salut de la Generalitat de Catalunya; Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Salud, Prevención y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE; Jaume Sellarès, Presidente de ACEBA; y Ferrán Martínez, Director General Territorial de MAPFRE en Catalunya fueron los encargados de presentar esta iniciativa que tiene como objetivo promover entre las familias hábitos de vida saludables, a través de una alimentación sana y equilibrada.

Según la Consellera de Salut, Marina Geli, «ante el problema que suponen para la Salud Pública patologías como la de la obesidad, es necesario apoyar e impulsar iniciativas como *Alimenta tu salud* que tienen como principal objetivo contribuir a la mejora de la calidad de vida de las personas a través de la prevención».

Alimenta tu salud, que se distribuirá encartada en el número 50 de la revista *Fer Salut*, editada por la Associació Catalana d'Entitats de Base Associativa (ACEBA), ofrece a sus lectores consejos nutricionales adaptados a la edad y al estado de salud de cada persona. Esta guía también facilita



De izquierda a derecha: Carlos Álvarez, Marina Geli, Jaume Sellarès, y Ferrán Martínez.

información práctica sobre cómo conservar y escoger los alimentos necesarios para cada dieta y la temporada de los mismos, así como asesoramiento en la compra y claves para evitar riesgos innecesarios en la cocina.

Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Salud, Prevención y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, destaca que «la iniciativa que arrancó en Cataluña, se extenderá los próximos meses por el resto de Comunidades Autónomas como parte de la campaña 'Vivir en salud', promovida por el Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE. Esta iniciativa refleja la importancia que para la institución tiene el colaborar en la mejora de la Salud de la población, a través de acciones novedosas de información y sensibilización, enfocadas al ámbito familiar, educativo, sanitario, laboral, fomentando estilos de vida saludables».

En este sentido, FUNDACIÓN MAPFRE realizará próximamente en Cataluña talleres educativos para niños y distribuirá material formativo, con la colaboración de los colegios. Los objetivos serán enseñar a los más pequeños, de una forma divertida, a comer sano y realizar deporte.

Para más información: www.fundacionmapfre.com o www.vivirensalud.com o el teléfono 91 581 26 03. |



FUNDACIÓN MAPFRE colabora con los traumatólogos portugueses

El Congreso de Rodilla 2010, celebrado en Vila Real, reunió profesionales de Reino Unido, Brasil, España y Portugal

El pasado día 24 y 25 de septiembre tuvo lugar en Vila Real (Portugal) el Congreso de Rodilla 2010, que se celebró en la Universidad Tras os Montes y Alto Duero. FUNDACIÓN MAPFRE, que participaba por primera vez en una actividad vinculada al mundo de la salud en Portugal, reunió gracias a la colaboración de los organizadores del Congreso un gran número de profesionales en torno a una de las mesas principales, «Fracturas de rodilla», en la que intervinieron tanto profesionales españoles como portugueses.

El congreso contó con la asistencia de cerca de 300 especialistas que paralelamente a la formación en nuevas ideas y técnicas presentaron una revisión de conceptos sobre las patologías de rodilla.

Intervinieron destacados ponentes de Portugal, así como prestigiosos profesionales de España, Brasil y Reino Unido. Cabe señalar que el acto fue organizado por la Sociedad Portuguesa de Rodilla, la Sociedad de Artroscopia y Traumatología Deportiva y la Sección para el estudio de la Patología de la Rodilla de la Sociedad Portuguesa de Ortopedia, entidades representadas en el congreso por importantes cargos directivos. Los asistentes recibieron información y documentación sobre las actividades, becas, premios y publicaciones de FUNDACIÓN MAPFRE a través de la atención prestada en el stand que la entidad mantuvo a lo largo de dos días. ■



De izquierda a derecha: Marcia Uchoa de Rezende, Presidenta de la Sociedad Brasileña de Cirugía de Rodilla; Fernando Fonseca, Presidente de la Sociedad Portuguesa de Rodilla; Joao Gamelas, miembro de la Comisión Organizadora; Yolanda Minguez, Subdirectora del Instituto de Prevención Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE y Francisco Forriol Vicepresidente de la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología.

Campamento para niños con amputación de miembro superior

Dirigido a niños de 5 a 12 años, usuarios de prótesis mioeléctrica

FUNDACIÓN MAPFRE en colaboración con la Universidad madrileña Rey Juan Carlos organizó, del 29 de agosto al 3 de septiembre, el campamento «Rehabilitación y diversión» en Guadarrama (Madrid). Por segundo año consecutivo el campamento, agrupó a niños de 5-12 años que han sufrido la pérdida del miembro superior y son usuarios de prótesis mioeléctrica.

La ausencia o pérdida del miembro superior no sólo supone una pérdida funcional importante sino que también tiene repercusiones estéticas, psicológicas, de integración social y, en la infancia, de integración escolar.

La utilización de una prótesis va asociada a la recuperación de la simetría en la persona y de su centro de gravedad manteniendo una columna alineada, lo que evitará desequilibrios posturales que pueden acarrear escoliosis o torticolis, sobre todo teniendo en cuenta que se trata de personas en crecimiento.

El campamento, único en España, tiene su origen en Suecia donde llevan años realizándolo. El objetivo es conseguir el mayor grado de funcionalidad para los niños lo que les supondrá mayor independencia en las actividades de su vida diaria. El medio para conseguirlo es el reentrenamiento con la prótesis.

El campamento pretende además, obtener en el niño una mejora positiva de su imagen y de la confianza de sí mismo, la motivación para el uso de su prótesis así como el mantenimiento y desarrollo de competencias bimanuales. También apoya a los padres (es obligatoria la asistencia de uno de ellos al campamento), a los que se enseña y guía en todos los cuidados referidos a sus hijos, además comparten experiencias con otros padres y se les facilitan pautas sobre cómo realizar el entrenamiento de la prótesis.

El enfoque rehabilitador de los niños requiere la actividad coordinada de un equipo de trabajo clínico y multi-profesional que, junto con los niños y sus padres, obtengan la máxima funcionalidad de la prótesis. Durante el campamento se realizan actividades de terapia ocupacional, fisioterapia y actividades deportivas en las que se integra la utilización de la prótesis, así como actividad acuática adaptada. Para la realización de estas actividades se cuenta con profesionales de la Universidad Rey Juan Carlos (Médicos especialistas en Rehabilitación, Fisioterapeutas, Terapeutas Ocupacionales y Psicólogos), así como la colaboración del laboratorio Otto-Bock que presenta un taller de actualización en prótesis dirigido a los padres, que sirve de orientación para una atención más específica a sus hijos.

Las prótesis de mayor funcionalidad son las mioeléctricas que utilizan una tecnología compleja, característica que limita su uso en determinadas situaciones ya que por ejemplo, no pueden sumergirse, lo que supone que durante el verano se utilicen de forma más limitada.

La rehabilitación en la infancia de pacientes con agnesia o amputados de miembro superior requiere de periodos de entrenamiento continuo para poder conseguir un mayor grado de funcionalidad. En España este entrenamiento se realiza en hospitales o en ortopedias, cuyos horarios en muchas ocasiones coinciden con los horarios escolares lo que supone que estos niños deban perder parte de su tiempo lectivo o bien realizan un entrenamiento insuficiente, lo que no suele ir asociado a un aprovechamiento máximo de la prótesis.

Para compensar la falta de uso de la prótesis durante el verano y las dificultades de horario posteriores a esta época, motiva que el campamento se realice a finales de agosto-principios de septiembre. Es necesario que cuando inician nuevamente en septiembre el periodo escolar, deban utilizar con soltura su prótesis, mejoren el control de posturas en cada actividad, puedan realizar con la mayor autonomía las tareas propias del colegio, se habitúen a practicar actividades deportivas y optimicen sus capacidades respecto a sus compañeros.

En 2009 se celebró la primera edición pionera en España del campamento, fruto de la concesión de una Ayuda a la Investigación otorgada por FUNDACIÓN MAPFRE al Dpto. Fisioterapia, Terapia ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física de la Facultad Ciencias de la Salud de la Universidad Rey Juan Carlos.

El campamento supone un cambio en el periodo vacacional y en el entorno familiar, una adaptación a un programa de actividades en un horario más natural para el niño y, sobre todo, la compañía de otros niños que

tienen su misma situación, lo que conlleva que el entrenamiento sea más eficaz y se asocie a algo divertido. Este tipo de modelos educativo-asistenciales se han desarrollado con otros colectivos como quemados, hemofílicos o diabéticos con excelentes resultados.

A la vista de los resultados, se puede concluir que el programa, tanto en la primera como en la segunda edición del campamento, unido a la Terapia ocupacional en niños usuarios de prótesis mioeléctricas ha sido muy eficaz para su desarrollo, para mejorar la calidad de sus actividades cotidianas y aumentar la independencia en el desarrollo de las actividades bilaterales y reiteradas, como la alimentación, lo que redundará en la mejora de la autoestima y en la calidad de vida de los niños.

En esta edición FUNDACIÓN MAPFRE ha colaborado con el campamento a través del Instituto de Acción Social y el Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente. ■



El Symposium de Traumatología y Ortopedia de FUNDACIÓN MAPFRE se centra en esta edición en Cirugía de Cadera

La Sociedad Española de Traumatología y Cirugía Ortopédica (SECOT) y la Sociedad Española de Cirugía de Cadera (SECCA) han sido los colaboradores en esta edición

La cirugía de la cadera es uno de los temas más atractivos y evolucionados dentro de la cirugía ortopédica y traumatología. Tanto las fracturas con sus sistemas de osteosíntesis como las prótesis de cadera han demostrado unos resultados óptimos que permiten la recuperación temprana del paciente y unos buenos resultados de larga evolución.

FUNDACIÓN MAPFRE junto con SECOT y SECCA han organizado el último Symposium, revisando todos los aspectos relacionados con el diagnóstico y tratamiento de la articulación coxofemoral. Conviene resaltar la discusión entre las técnicas clásicas y los nuevos avances como son la artroscopia de la cadera, las prótesis de recubrimiento y el análisis del choque femoroacetabular.

La reunión fue un éxito de asistencia, cerca de 200 profesionales, siendo inaugurado por el Presidente de la SECOT, Dr. José Ramón Rodríguez Altonaga, el Vocal de Docencia de SECOT, Dr. Joan Nardi y la Subdirectora del Instituto



De izquierda a derecha: Agustín Blanco, Presidente de SECCA; Yolanda Míngueza, Subdirectora del Instituto de Prevención Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE; José Ramón Rodríguez Altonaga, Presidente de SECOT y Joan Nardi, Presidente Comisión de Docencia de SECOT.



Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE; Joan Nardi, Presidente de la Comisión de Docencia de SECOT y Agustín Blanco, Presidente de SECCA.

de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE Doña Yolanda Míngueza Sebastián. La clausura corrió a cargo del Dr. Agustín Blanco, Presidente de la SECCA y de D. Carlos Álvarez Jiménez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, quien recordó los muchos años de encuentros entre FUNDACIÓN MAPFRE y SECOT, el referente español de la cirugía ortopédica y traumatología.

El Symposium terminó con una conferencia magistral del Prof. Antonio Navarro Quilis, basada en su larga experiencia profesional.

Con motivo del Symposium, FUNDACIÓN MAPFRE publicó el libro titulado *Choque femoroacetabular*, que ha sido coordinado por el Dr. Oliver Marín Peña y será presentado próximamente. ■

Diario Médico a través de «Los favoritos en la red» premia la innovación de la web conmayorcuidado.com

Diario Médico, Correo Farmacéutico y Dmedicina.com premiaron los sitios *web* que mejor han aprovechado las posibilidades de Internet para comunicarse con médicos, farmacéuticos y pacientes

Más de 300 personas asistieron el pasado 2 de julio a la entrega de los premios Favoritos en la Red; galardones que cumplen en 2010 su tercera edición. Otorgados por *Diario Médico*, *Correo Farmacéutico* y *Dmedicina.com*, suponen un reconocimiento a los mejores sitios *Web* en función del público al que van dirigidos: médicos, farmacéuticos y pacientes.

El acto contó con la asistencia de numerosas personalidades destacando la participación de Pablo Rivero, Director General de la Agencia de Calidad del Sistema Nacional de Salud (SNS), y de María Ángeles Palacios, Consejera de Sanidad y Consumo de Murcia.

Se destacó la importancia que poseen las nuevas tecnologías de la comunicación para facilitar la labor del facultativo y para dar acceso al paciente al sistema sanitario.

Cada vez se percibe como más importante que los profesionales, los pacientes y las Administraciones hagan un esfuerzo especial por explotar estas herramientas. Cambio que no sólo es tecnológico sino también cultural, a través de estos premios se pone de manifiesto la eficacia de las entidades que se han adelantando en este mundo.

Entre los premiados, muchos profesionales cuya labor innovadora ha contribuido a modernizar toda su organización.

FUNDACIÓN MAPFRE fue premiada dentro de la modalidad de «Fundaciones y ONG» por la *web* que promueve la prevención de accidentes domésticos en personas mayores y los modos de actuar ante los mismos en caso de que se produzcan: www.conmayorcuidado.com. Recogió el premio Carlos Álvarez Jiménez, Presidente del Instituto de



Javier Olave, Director de *Diario Médico*; M^a Angeles Palacios, Consejera de Salud de Murcia; Pablo Rivero, Director General de Calidad del Ministerio de Sanidad y Política Social, acompañan a José Luis Fuente, editor del blog *El humor y el fuego*; Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MPAFRE y Amaya Sanz de la Fundación Menudos Corazones.

Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE.

Entre otros premiados, destacan las páginas de las Consejerías de Salud de Murcia y de Cantabria, el portal de los laboratorios Roche; la página de la Fundación Salud, Innovación y Sociedad del laboratorio Novartis, la de Farmacéuticos en Acción, la de la ONG Menudos Corazones o el *microblogging* de Menarini con su red social. ■

Cirugía de revisión de las artroplastias de cadera



Antonio Murcia Mazón
Monografías SECOT 9.
Elsevier Masson, Barcelona, 2008.
Páginas: 372

La Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT) publica la novena de sus monografías dedicada a uno de los retos de la cirugía ortopédica actual y, sin lugar a dudas, con mayor interés de cara al futuro.

La cirugía de artroplastias primarias de cadera es una de las intervenciones con mayor coste-eficacia. Esto ha hecho que sea una cirugía frecuente con las mayores garantías.

Las prótesis de cadera se indican en personas cada vez más jóvenes y esto también replantea la necesidad de un mayor número de posibles recambios en el futuro. Como dice el doctor Murcia, en la introducción de la monografía, ésta «pretende simplemente convertirse en una guía o índice, a la que los cirujanos puedan dirigirse para encontrar una vía de abordaje que no practican con frecuencia; resultados publicados de una técnica concreta o los fundamentos de ésta y también la descripción de los detalles o estrategias quirúrgicas de una forma concreta de resolver un problema de la artroplastia de cadera que ha fracasado». Para ello ofrece dieciocho capítulos que recorren lo más básico y las posibles estrategias en la revisión de las artroplastias de cadera, analizando la técnica quirúrgica y las vías de abordaje, para establecer las posibilidades de los tiempos acetabular y femoral.

Pero tampoco ha olvidado aspectos complementarios de gran interés como son la profilaxis antitrombótica y la prevención de la osificación heterotópica, los sustitutos e injertos óseos para el relleno de los defectos óseos. El tratamiento de la infección, las fracturas femorales periprotésicas, las situaciones especiales o las aplicaciones informáticas y de la navegación que hacen de este libro un tratado muy actual y magníficamente editado, con esquemas y figuras que facilitan su lectura.

Un libro imprescindible para todo aquel que se dedique o quiera especializarse en la cirugía de las prótesis de cadera. ■

Técnicas quirúrgicas en ortopedia y traumatología



Elsevier Masson, Barcelona, 2008

Elsevier continúa ofreciendo a los traumatólogos de habla española el conjunto de la enciclopedia del sistema músculo-esquelético. Por una parte la EMC sobre el aparato locomotor, en 6 tomos y cuatro actualizaciones por año, y por otra las técnicas quirúrgicas en ortopedia y traumatología, en cuatro volúmenes y un DVD. Completan así el tratado más completo y amplio, bien diferenciado, sobre la patología y el tratamiento del sistema músculo-esquelético.

Las recientemente aparecidas Técnicas Médico Quirúrgicas son una traducción de la obra original francesa, dirigida por H Dorfmann y un comité científico compuesto por 16 expertos franceses, que a pesar de estar realizado cada capítulo por diferentes autores mantienen una continuidad y esquema muy similar, siguiendo la tradición de la enciclopedia médico quirúrgica, muy didáctica y esquemática incorporando un mayor número de algoritmos sobre el tratamiento e indicaciones de las diferentes patologías. Es un trabajo que merece la pena considerar y tener en cuenta dividido en cuatro volúmenes, doce partes, 174 capítulos y 2300 páginas. Además, cuenta con un DVD que permite su actualización y consulta por internet.

La división es anatómica, columna vertebral, miembro superior, mano, cintura pélvica, cadera, fémur, rodilla, pierna y pie y precedida por tres partes que inician el contenido que son los principios generales, los tumores óseos de los miembros y las amputaciones y desarticulaciones.

Las Técnicas Médico Quirúrgicas en Ortopedia y Traumatología es un tratado francés que, sin embargo, mira las posibilidades que ofrecen cirujanos de muchas escuelas fuera de Francia por lo que resulta imprescindible para la consulta, el estudio y la actualización de cirujanos del aparato locomotor. ■

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.

I 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 desestimarán 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.

I 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.

I 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:
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 e-mail 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 Simposium 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 fotocopias.

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. ■