

Nuevo método de análisis textural mediante matrices de co-ocurrencia del nivel de gris sobre imagen ecográfica del tendón de Aquiles: diferencias entre deportistas y sedentarios

An innovating textural analysis with grey level co-occurrence matrices over tendinous ultrasonographic image: differences between sportsmen and non sportsmen

J. Ríos-Díaz. Fisioterapeuta. DEA en Biología de la Salud, la Actividad Física y la Longevidad. Profesor Colaborador. Departamento de Ciencias de la Salud. Universidad Católica San Antonio. Murcia. España

J. J. Martínez-Payá. Fisioterapeuta. DEA en Bioantropología de la Salud y la Enfermedad. Profesor Colaborador. Unidad Central de Anatomía. Universidad Católica San Antonio. Murcia. España

A. De Groot Ferrando. Fisioterapeuta. Centro Kronos Fisioterapia. Elche. España

M. E. Del Baño Aledo. Fisioterapeuta. DEA en Ejercicio Físico, Fisioterapia y Salud. Profesora Colaboradora. Unidad Central de Anatomía. Universidad Católica San Antonio. Murcia. España

Correspondencia:

José Ríos-Díaz.
E-mail: jrios@pdi.ucam.edu

Recibido: 18 enero 2009

Aceptado: 18 marzo 2009

RESUMEN

Objetivos: comparar los patrones ecográficos del tendón de Aquiles de deportistas y sedentarios mediante un análisis textural. **Material y método:** diseño transversal analítico con muestreo intencional de un grupo de deportistas (GD) ($n = 23$, edad (media $\pm$ DS) $21,1 \pm 1,97$) y un grupo de no deportistas (ND) ($n = 24$, edad $21,7 \pm 1,73$) del ámbito universitario de la Región de Murcia durante el año 2008. Se tomaron cortes transversales ecográficos del tendón de Aquiles a 20 mm de la inserción en el calcáneo con un ecógrafo Sonosite-180 (sonda lineal 5-10 MHz). Se obtuvieron los niveles medios de gris, su desviación estándar y coeficiente de variación, así como la variable textural uniformidad (segundo momento angular o energía) para cuatro orientaciones (0° , 90° , 180° y 270°) y tres distancias entre píxeles (1, 5 y 10 píxeles) con Image J v1.40. Se utilizaron las pruebas T-Student y la no paramétrica de Mann-Whitney, ambas para muestras independientes (ic 95 %). **Resultados:** en general, los niveles medios de gris fueron mayores en GD. La uniformidad fue mayor en ND. Los resultados podrían ser explicados por el estímulo que ejerce el ejercicio físico sobre la síntesis de colágeno: las envueltas de tejido conjuntivo que empaquetan los fascículos tendinosos ofrecerían mayor contraste en deportistas que en sedentarios, dando una imagen ecográfica con más contraste, menos uniforme y menos homogénea. **Conclusiones:** el uso de las GLCM en el análisis textural de la imagen ecográfica tendinosa podría resultar de utilidad como herramienta de control tendinoso, así como para prevenir y detectar precozmente patrones que puedan evolucionar hacia una patología tendinosa.

Palabras clave: análisis textural, tendón de Aquiles, ecografía, procesamiento de imagen asistido por ordenador.

ABSTRACT

Objectives: a comparative textural analysis of Achilles tendon cross section ultrasonography by means of GLCM in sportsmen (footballers) and non sportsmen. **Materials & methods:** cross analytic study with sport group (SG) (n

= 23, age (mean $\pm$ S.T) 21.1 ± 1.97) and non sport group (NSG) ($n = 24$, age 21.7 ± 1.73) both of them were volunteers of Murcian university context along the year 2008. Cross-sectional ultrasonographics of Achigraph (linear transducer 5-10 MHz). Mean grey level, standard deviation, and variation coefficient of grey level and uniformity (textural variable also called Angular Second Momentum or energy) for 4 orientations (0° , 90° , 180° and 270°) and 3 distances between pairs of pixels (1, 5 and 10 px) with Image J v1.40 software. T-Student parametric test and Mann-Whitney non parametric test were used to compare two groups (ci 95 %). Results: in general, the mean grey level was greater in SG. Uniformity of ultrasound image was greater in NSG than in SG. A possible explanation is that due to the stimulus that exercise exerts on collagen synthesis, the conjunctive tissue layers that surround tendon fascicles offer more echogenic contrast. Conclusions: the use of GLCM in the textural analysis of tendon ultrasonography is innovating and it appears like a useful tool as much to evaluate the histological evolution of tendon tissue, like coming up and detecting future pathologies precociously.

Key words: textural analysis, Achilles tendon, ultrasonography, computer-assisted image processing.

INTRODUCCIÓN

La cuantificación de la información contenida en las imágenes biomédicas es uno de los aspectos cruciales en este campo, puesto que nos permitirá diferenciar estadios de normalidad y patológicos e incluso pre-patológicos. En el caso de la ecografía, este interés es mayor puesto que son pocos los trabajos que manipulan la imagen ecográfica para extraer información cuantitativa de la misma^(1, 2).

Una imagen ecográfica, como cualquier otra, está representada por un conjunto de elementos de imagen discretos, que llamamos píxeles y que en la ecografía estarán definidos por un nivel de gris que será el resultado de la estructura histológica de los tejidos atravesados por el haz sónico⁽³⁾.

En una imagen estándar de 8 bits, el número de niveles de gris es de 256, el ojo humano sólo puede detectar unas decenas de niveles de gris, por lo que los matices de gris resultantes de la distinta impedancia acústica de los tejidos pueden pasar inadvertidos. De hecho, en la práctica clínica la interpretación de la imagen ecográfica es cualitativa y no cuantitativa, y el éxito depende de la pericia del explorador y su conocimiento de la normalidad^(4, 5).

A través del procesamiento y análisis de imagen por ordenador, es posible realizar, con relativa sencillez y rapidez, mediciones tales como perímetros, grosores o anchuras de las diferentes estructuras hasta cuantificar los niveles de gris de una determinada región⁽¹⁾.

Si conseguimos cuantificar la información contenida en la imagen estaremos en disposición de detectar cambios en ese tendón, ya sean debidos a un proceso patológico o a una adaptación del tendón a las solicitaciones mecánicas.

Hasta el momento, las variables ecogénicas con las que se ha trabajado han sido de primer orden, es decir, los cálculos se realizan a partir del histograma de los niveles de gris de los píxeles tomados individualmente, en el que no se consideran las relaciones entre píxeles vecinos: parámetros tales como el valor medio del nivel de gris, la dispersión, el máximo y el mínimo, apuntamiento y simetría del histograma de grises que pueden servir como una primera aproximación, pero que se muestran insuficientes a la hora de detectar diferentes patrones y texturas en la imagen^(3, 6, 7).

Este problema se solventaría con la aplicación de técnicas de análisis de imagen que permitan definir la textura de las mismas. El concepto de textura, aunque intuitivamente fácil de entender, es difícil de definir. Cuando los humanos observamos una imagen estamos procesando básicamente dos tipos de información: el tono (aplicado a nuestro caso, el nivel de gris) y la textura, es decir, la relación que tienen entre sí los distintos elementos de la imagen: si describen algún patrón, si el aspecto es liso, rugoso, granulado, homogéneo, heterogéneo, etc.; y que Sonka y cols.⁽⁸⁾ han denominado *téxel* (de «textural element» y por analogía a píxel, de «picture element»). El tono está relacionado con la variación

de los niveles de gris de los píxeles y la textura con su distribución espacial.

En 1973, Haralick y cols.⁽⁹⁾ publicaron un trabajo en el que presentaban un método de análisis de texturas *grey level co-occurrence matrix* (GLCM) con el objetivo de discriminar distintos tipos de terreno en las imágenes por satélite. Desde entonces investigadores de ámbitos muy distintos lo han utilizado cuando se les presentaba un problema de resolución de texturas.

En cuanto a la aplicación del análisis textural sobre imagen ecográfica, es relativamente reciente: Christodoulou y cols.⁽¹⁰⁾ y Mougiakakou y cols.⁽¹¹⁾ trabajaron sobre imágenes ecográficas de la carótida con el objetivo de caracterizar la textura de las placas de ateroma y obtener información con la que entrenar a una red neural para la identificación automática. Distintos investigadores han conseguido mejoras en los diagnósticos mediante imagen ecográfica en tumores prostáticos⁽¹²⁾, de pulmón⁽¹³⁾, de endometrio⁽¹⁴⁾, o en patología hepática⁽¹⁵⁾.

En cuanto a tejido músculoesquelético y mediante ecografía, Brethour⁽¹⁶⁾ y Hassse y cols.⁽¹⁷⁾, en el ámbito de la veterinaria y la industria alimenticia, consiguieron determinar el porcentaje de grasa en la musculatura de ganado bovino mediante el análisis textural del patrón de grasa presente entre las fibras musculares (la grasa ofrece una señal hiperecogénica, blanca, frente al tejido muscular que ofrece una señal con menos ecogenicidad). Nielsen y cols.⁽¹⁸⁾ caracterizaron y describieron tejido muscular mediante imagen ecográfica, aunque estos autores sólo utilizaron parámetros de primer orden y no las matrices de co-ocurrencia.

Nuestro grupo ha realizado anteriormente análisis texturales y de geometría fractal sobre imagen radiológica ósea⁽¹⁹⁾ y recientemente hemos aplicado estos métodos sobre imagen ecográfica del tendón⁽²⁰⁾. Hasta donde llega el conocimiento de los autores, las matrices de co-ocurrencia de nivel de gris no se han utilizado para estudiar y analizar los patrones ecográficos del tejido tendinoso.

La matriz de co-ocurrencia es una matriz de frecuencias con la que un píxel con un nivel de gris (i) aparece en una relación de espacio específica con otro píxel de nivel de gris (j). Las matrices de co-ocurrencia son medidas de segundo orden porque considera parejas de píxeles vecinos, separados una distancia d y en un determinado ángulo; por tanto pueden revelar ciertas pro-

piedades sobre la distribución espacial de los grises en la textura de la imagen.

En el campo de la prevención y tratamiento de lesiones tendinosas podría resultar de utilidad disponer de una herramienta de análisis que cuantifique el patrón textural que se observa en la imagen ecográfica del tendón.

Los objetivos de este trabajo fueron determinar las posibles diferencias texturales en la imagen ecográfica del tendón de Aquiles entre un grupo de sujetos no deportistas y otro de deportistas, así como entre el lado dominante y el no dominante en cada uno de los grupos.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño y muestra

El diseño del estudio se planteó como observacional transversal analítico con un muestreo intencional (voluntarios).

El estudio se llevó a cabo durante el año 2008 en la Universidad Católica San Antonio de Murcia (España). Se trabajó con 47 varones de edades comprendidas entre 18 y 25 años, 24 de ellos sedentarios con una edad de $22 \pm 1,7$ años (media $\pm$ DT), y 23 futbolistas (3.ª división) con una edad de $21 \pm 2,0$ (media $\pm$ DT). Todos ellos participaron en el estudio tras la obtención del consentimiento informado. Como criterios de exclusión se establecieron: la existencia de una lesión a lo largo del último año en el tendón de Aquiles o el haber sufrido cirugía en los miembros inferiores.

Material

Las exploraciones ecográficas se realizaron con un ecógrafo Sonosite S-180, dotado de una sonda lineal L38 de 5-10 Hz.

El procesamiento y análisis de imagen se realizó mediante el algoritmo GLCM (*grey level co-occurrence matrix*) de Image J versión 1.40 (Wayne Rasband. National Institutes of Health, USA; 2008).

Método

Las imágenes ecográficas se tomaron de forma

transversal al tendón de Aquiles a 20 mm de la inserción del tendón en el calcáneo, tanto en el lado derecho como en el izquierdo. Todas las imágenes ecográficas fueron tomadas por el mismo explorador mediante un protocolo previamente validado⁽²⁾ y bajo las mismas condiciones y ajustes ecográficos (sin manipulación de las curvas de ganancia y con una profundidad de 2,2 cm).

Las imágenes se codificaron adecuadamente y se almacenaron como *Tagged Image File Format* (*tiff) sin compresión, con un tamaño de 768 x 576 píxeles (270 x 200 mm) y una resolución de 72 píxeles por pulgada (284 píxeles/mm) a 8 bits (256 niveles de gris).

Para el análisis textural es necesario disponer de una región de interés (ROI) de forma cuadrangular. En esta ocasión se seleccionó un ROI de 80 x 80 píxeles, adecuado para analizar la parte media del corte transversal del tendón (fig. 1).

Variables

Las variables analizadas fueron de dos tipos: de primer orden, extraídas directamente del histograma de grises: *nivel medio de gris* [1], la *dispersión* [2] de las varia-

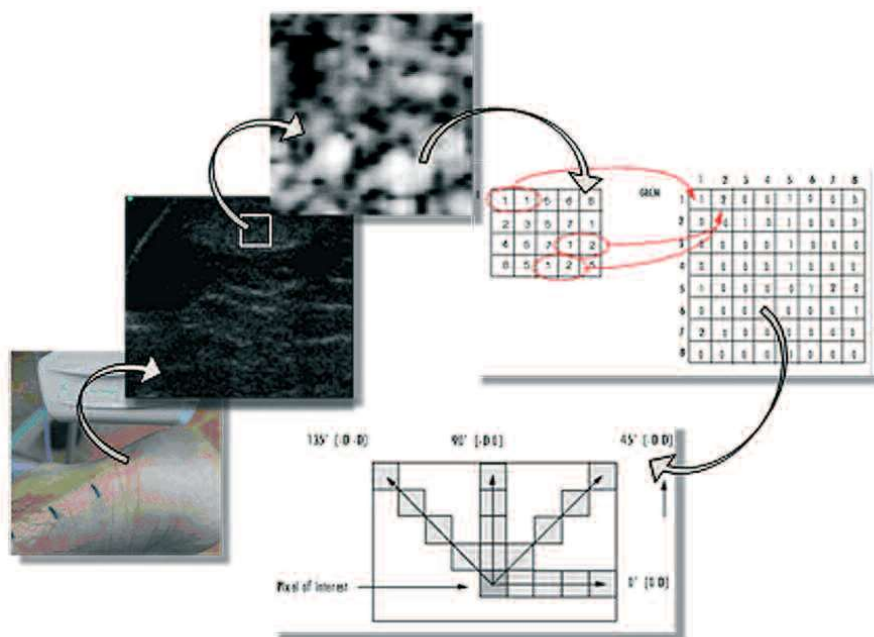
ciones del nivel de gris, y el *coeficiente de variación* [3]. La desviación típica y el coeficiente de variación, también miden variaciones en nivel de gris, pero no se puede hablar de textura puesto que se refieren a los niveles de gris de los píxeles tomados individualmente.

Para comprender cómo funcionan estos algoritmos debemos tener en cuenta que las imágenes están formadas por una matriz de elementos discretos (píxeles) que tomarán un valor determinado en función de su intensidad tonal y luminica. Es con esos valores con los que se realizan los cálculos.

En las variables de primer orden, los cálculos se efectúan teniendo en cuenta los valores de gris de los píxeles tomados como unidades discretas. Así el nivel medio de nivel de gris vendrá definido por:

$$\frac{\sum_{i=0}^n x_i n_i}{n} \quad [1]$$

siendo x_i el valor de gris que puede tomar un píxel concreto (en este caso desde 0 a 255) y n_i el número de veces que aparece ese valor en la matriz de la imagen y n el número máximo de niveles de gris posibles (256).



El corte ecográfico se tomó a 20 mm de la inserción. Posteriormente se seleccionó una región de interés de 80 x 80 en el centro del tendón. Sobre esta imagen se aplicó el algoritmo GLCM que crea la matriz de co-ocurrencia para hacer los cálculos sobre ella. Es una matriz de frecuencias con las que un píxel con un nivel de gris (i) aparece en una relación de espacio específica con otro píxel de nivel de gris (j) separados una distancia d y en un determinado ángulo.

Fig. 1. Método de recogida, procesado y análisis de los cortes ecográficos.

La dispersión de las variaciones de gris se define como:

$$\pm \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad [2]$$

tomada en valor absoluto y donde $\bar{x}$ es el valor medio del nivel de gris.

El coeficiente de variación es de cálculo sencillo a partir del valor de la dispersión del nivel de gris (en valor absoluto) y de la media de nivel de gris en tanto por ciento: (Dispersión nivel gris/media nivel gris) x 100 [3].

En cuanto a la variable de segundo orden *Segundo momento angular o energía (ASM)* [4], obtenida a partir de las matrices de co-ocurrencia de nivel de gris, es una medida de la uniformidad de la imagen: cuanto mayor sea el ASM, más uniforme será la imagen, el máximo es 1 en una imagen totalmente uniforme. La ASM se calculó para 4 orientaciones distintas (0°, 90°, 180° y 270°) y 3 distancias entre parejas de píxeles ($d = 1, 5$ y 10), para lateralidad derecha e izquierda.

En las variables de segundo orden, los algoritmos matemáticos trabajan con parejas de píxeles que son ordenados en función de las coincidencias en sus niveles de gris. Los cálculos se complican en gran medida y sólo es posible realizarlos mediante computadoras.

En el caso segundo momento angular, el algoritmo utilizado se ajusta a la siguiente ecuación:

$$\sum_{i,j=1}^{n-1} p_{ij}^2 \quad [4]$$

Donde i, j definen la posición en la matriz de co-ocurrencia (fig. 1) y p la probabilidad de existencia de una pareja de píxeles con una misma intensidad de gris.

Análisis estadístico

Puesto que las distribuciones de las variables no presentaban normalidad y las pruebas aplicadas para estudiar las diferencias entre los grupos fueron las no paramétricas y éstas se fundamentan en ordenaciones y ran-

gos, los estadísticos descriptivos ofrecidos son la mediana (como estadístico de tendencia central), el rango y el recorrido intercuartílico (como estadísticos de dispersión).

Se aplicó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para muestras independientes entre el grupo deportista y el sedentario. Para el estudio de las posibles diferencias entre el lado dominante en cada uno de los grupos se utilizó el test de los signos de Wilcoxon. En todos los casos se tomó un nivel de confianza del 95 %.

El paquete estadístico utilizado fue el SPSS 15.0 para Windows.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los resultados para las diferencias entre el grupo de deportistas y sedentarios en las variables obtenidas directamente del histograma de nivel de gris. Sólo se encontraron valores significativamente mayores en deportistas que en sedentarios en los niveles medios del nivel de gris, tanto en lateralidad dominante como no dominante.

Por lo que se refiere a las variables dispersión y coeficiente de variación del nivel de gris, no se encontraron diferencias significativas entre grupos. Respecto a las variables dispersión y coeficiente de variación del nivel de gris no se encontraron diferencias significativas entre grupos.

Por otra parte, en el estudio de lateralidad de cada uno de los grupos no se encontraron diferencias significativas entre el lado dominante y el no dominante, ni en sedentarios ni en deportistas (no se muestran).

En las tablas 2 y 3 se exponen los resultados obtenidos en la Uniformidad. Puede observarse que cuando se presentan diferencias significativas, lo hacen solamente en el lado dominante y que siempre, tanto en los casos significativos como en los que no lo son, el valor de la variable es mayor en el grupo de sedentarios que en el de deportistas, lo que indica que los patrones ecográficos en sedentarios muestran una mayor uniformidad en la distribución de los niveles de gris (figs. 2 y 3). En cualquier caso, en los dos grupos los valores medios son muy bajos, cercanos a 0, lo que indicaría gran heterogeneidad en los niveles de gris y su distribución en la imagen ecográfica del tendón de Aquiles (figs. 4 (c) y (d)).

TABLA 1. Descriptivos para las variables de primer orden (histograma nivel de gris) en sedentarios y deportistas.

<i>Variables histograma gris</i>	<i>Grupo</i>	<i>N</i>	<i>Mediana</i>	<i>Rango</i>	<i>IQR</i>	<i>Sig.</i>
Media	Sed	24	29,0	21,5	7,18	*
gris dominante	Dep	23	33,9	18,2	5,23	
Desviación típica	Sed	24	12,6	5,3	2,55	n.s
gris dominante	Dep	23	12,7	4,7	1,36	
Coeficiente variación gris	Sed	24	43,1	23,9	6,04	n.s
dominante	Dep	23	38,9	20,1	8,21	
Media gris no	Sed	24	30,7	23,6	6,57	*
dominante	Dep	23	33,3	13,9	5,81	
Desviación típica	Sed	24	12,2	5,6	1,56	n.s
gris no dominante	Dep	23	12,6	3,7	1,75	
Coeficiente variación gris	Sed	24	41,8	28,8	7,45	n.s
no dominante	Dep	23	40,0	22,6	7,46	

IQR: recorrido intercuartílico (Q3-Q1).

TABLA 2. Variable *Uniformidad* (Segundo Momento Angular) lateralidad dominante para las cuatro orientaciones y las tres distancias.

<i>Uniformidad dominante</i>	<i>Grupo</i>	<i>N</i>	<i>Mediana</i>	<i>Rango</i>	<i>IQR</i>	<i>Sig.</i>
ASM (0°;d=1)	Sed	24	9,80E-03	1,02E-01	1,40E-02	*
	Dep	23	5,40E-03	2,95E-02	4,40E-03	
ASM (0°;d=5)	Sed	24	2,20E-03	4,58E-02	3,15E-03	n.s
	Dep	23	1,00E-03	1,40E-02	8,00E-04	
ASM (0°;d=10)	Sed	24	1,55E-03	2,89E-02	1,52E-03	*
	Dep	23	8,58E-04	1,05E-02	4,53E-04	
ASM (90°;d=1)	Sed	24	8,05E-03	9,43E-02	1,25E-02	*
	Dep	23	3,70E-03	2,58E-02	3,70E-03	
ASM (90°;d=5)	Sed	24	1,70E-03	3,50E-02	2,64E-03	*
	Dep	23	8,43E-04	6,71E-03	7,07E-04	
ASM (90°;d=10)	Sed	24	1,70E-03	2,17E-02	1,92E-03	n.s
	Dep	23	8,81E-04	7,01E-03	9,25E-04	
ASM (180°;d=1)	Sed	24	9,80E-03	1,02E-01	1,40E-02	*
	Dep	23	5,40E-03	2,95E-02	4,40E-03	
ASM (180°;d=5)	Sed	24	2,20E-03	4,58E-02	3,20E-03	n.s
	Dep	23	1,10E-03	1,39E-02	7,96E-04	
ASM (180°;d=10)	Sed	24	1,60E-03	2,89E-02	1,68E-03	n.s
	Dep	23	9,74E-04	1,01E-02	6,37E-04	
ASM (270°;d=1)	Sed	24	8,00E-03	9,43E-02	1,25E-02	*
	Dep	23	3,70E-03	2,57E-02	3,70E-03	
ASM (270°;d=5)	Sed	24	1,45E-03	3,52E-02	2,24E-03	*
	Dep	23	7,79E-04	6,74E-03	5,08E-04	
ASM (270°;d=10)	Sed	24	1,30E-03	2,20E-02	1,14E-03	n.s
	Dep	23	7,95E-04	3,31E-03	4,76E-04	

IQR: recorrido intercuartílico (Q3-Q1).

TABLA 3. Variable *Uniformidad* (Segundo Momento Angular) lado no dominante para las cuatro orientaciones y las tres distancias.

<i>Uniformidad dominante</i>	<i>Grupo</i>	<i>N</i>	<i>Mediana</i>	<i>Rango</i>	<i>IQR</i>	<i>Sig.</i>
ASM (0°;d=1)	Sed	24	8,10E-03	8,27E-02	1,65E-02	n.s
	Dep	23	5,40E-03	4,23E-02	8,20E-03	
ASM (0°;d=5)	Sed	24	1,75E-03	3,59E-02	5,55E-03	n.s
	Dep	23	1,10E-03	1,41E-02	2,22E-03	
ASM (0°;d=10)	Sed	24	1,15E-03	2,37E-02	2,91E-03	n.s
	Dep	23	8,90E-04	7,07E-03	9,76E-04	
ASM (90°;d=1)	Sed	24	6,45E-03	7,71E-02	1,50E-02	n.s
	Dep	23	3,80E-03	3,84E-02	7,40E-03	
ASM (90°;d=5)	Sed	24	1,40E-03	2,50E-02	3,27E-03	n.s
	Dep	23	9,03E-04	8,57E-03	1,42E-03	
ASM (90°;d=10)	Sed	24	1,35E-03	1,63E-02	2,29E-03	n.s
	Dep	23	1,10E-03	4,11E-03	1,26E-03	
ASM (180°;d=1)	Sed	24	8,10E-03	8,27E-02	1,65E-02	n.s
	Dep	23	5,40E-03	4,23E-02	8,20E-03	
ASM (180°;d=5)	Sed	24	1,80E-03	3,63E-02	5,60E-03	n.s
	Dep	23	1,10E-03	1,42E-02	2,23E-03	
ASM (180°;d=10)	Sed	24	1,30E-03	2,50E-02	3,07E-03	n.s
	Dep	23	9,34E-04	7,40E-03	1,17E-03	
ASM (270°;d=1)	Sed	24	6,45E-03	7,70E-02	1,49E-02	n.s
	Dep	23	3,80E-03	3,84E-02	7,40E-03	
ASM (270°;d=5)	Sed	24	1,35E-03	2,33E-02	2,93E-03	n.s
	Dep	23	8,16E-04	8,20E-03	1,26E-03	
ASM (270°;d=10)	Sed	24	1,15E-03	1,14E-02	1,48E-03	*
	Dep	23	8,47E-04	3,23E-03	5,38E-04	

IQR: recorrido intercuartilico (Q3-Q1).

En cuanto a la orientación y la distancia entre píxeles, parece que la variable es sensible en las cuatro orientaciones y en las distancias entre parejas de píxeles de 1 y 5 px, lo que será de utilidad para ajustar estos parámetros en futuros estudios. El hecho de que los resultados sean similares en las cuatro orientaciones nos estaría indicando que las diferencias significativas observadas en la uniformidad no tienen una direccionalidad concreta y que, por lo tanto, probablemente se podría simplificar el análisis utilizando tan sólo un dirección, o a lo sumo dos.

Respecto a las distancias entre parejas de píxeles, los resultados nos muestran que para este tipo de análisis, este parámetro debe ser ajustado en un valor bajo, entre 1 y 5 píxeles, puesto que a mayores distancias entre parejas de píxeles no pueden discriminarse cambios en el patrón textural (fig. 4).

No se encontraron diferencias significativas en la variable uniformidad entre la lateralidad dominante y la no

dominante ni en sedentarios ni en deportistas (fig. 4 (a) y (b)).

DISCUSIÓN

La ecografía es una buena técnica de imagen para visualizar estructuras tendinosas (superficiales), pero plantea el problema de la cuantificación de la información contenida en ella. Este problema puede resolverse, en parte, con el análisis de los niveles de gris de la imagen, tanto con variables de primer orden (a partir del histograma de grises), como con variables de segundo orden (las matrices de co-ocurrencia del nivel de gris, GLCM).

Como ya se expuso en la introducción, las GLCM se han utilizado para resolver, con mayor o menor éxito, problemas de clasificación de texturas en distintas situaciones, pero no con tejido tendinoso, por lo que carecemos de estudios de referencia y comparativos.

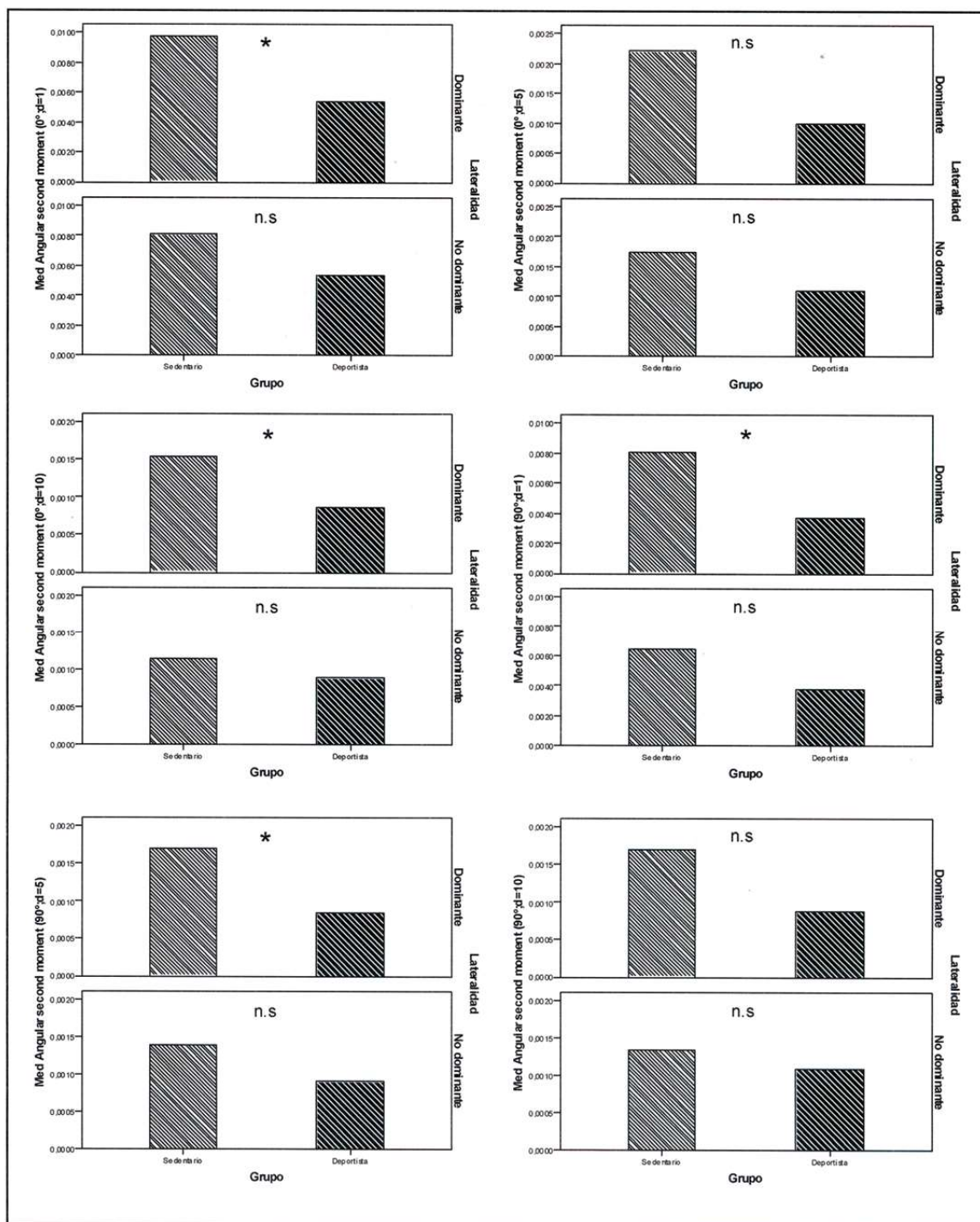


FIG. 2. Diagramas de barras para la variable Uniformidad segmentada por grupo y dominancia (orientaciones 0° y 90°).

Las barras representan a la mediana. n.s: diferencias no significativas. *: diferencias significativas i.c 95 %.

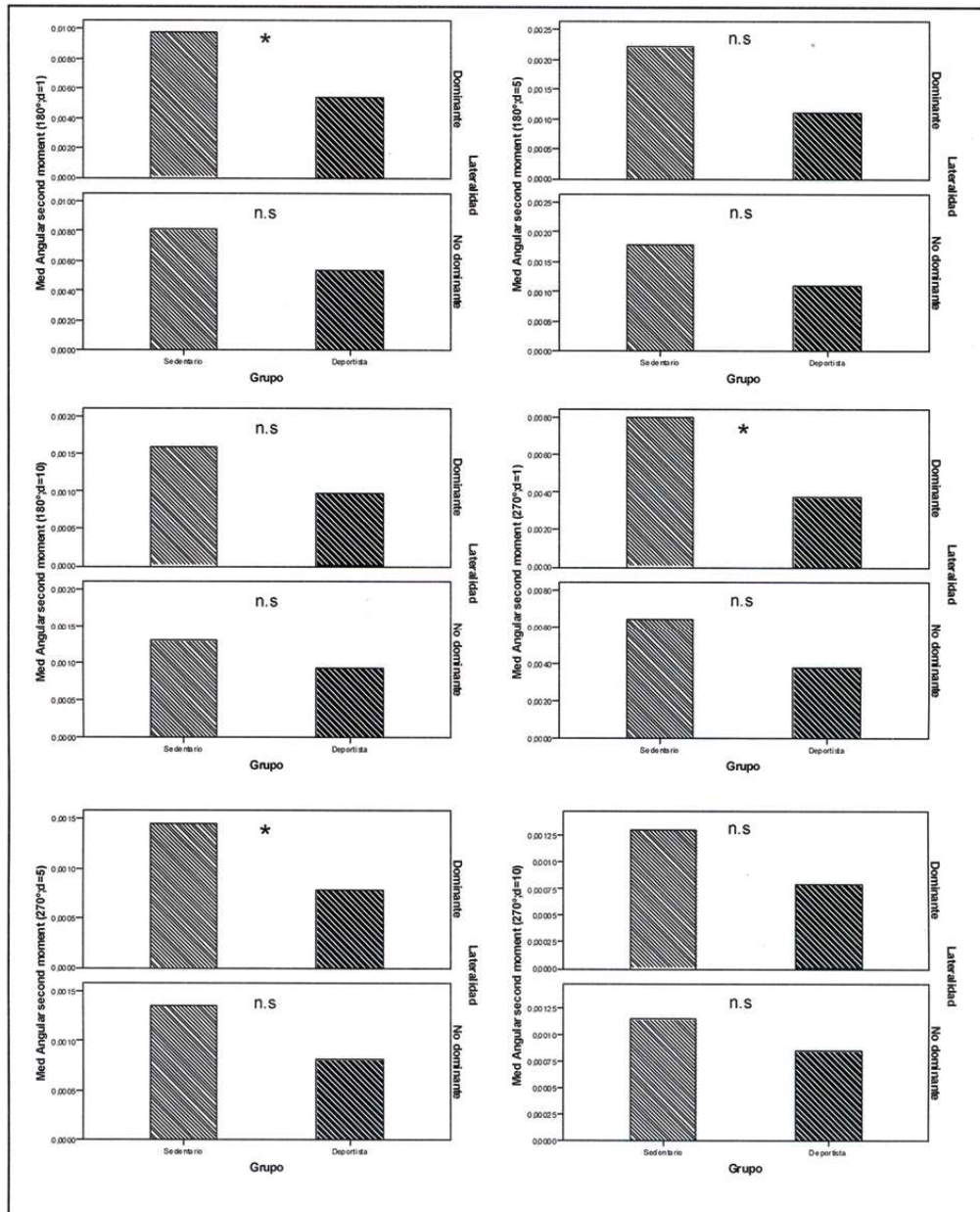


FIG. 3. Diagramas de barras para la variable Uniformidad segmentada por grupo y dominancia (orientaciones 180° y 270°).

Las barras representan a la mediana. n.s: diferencias no significativas. *: diferencias significativas i.c 95 %.

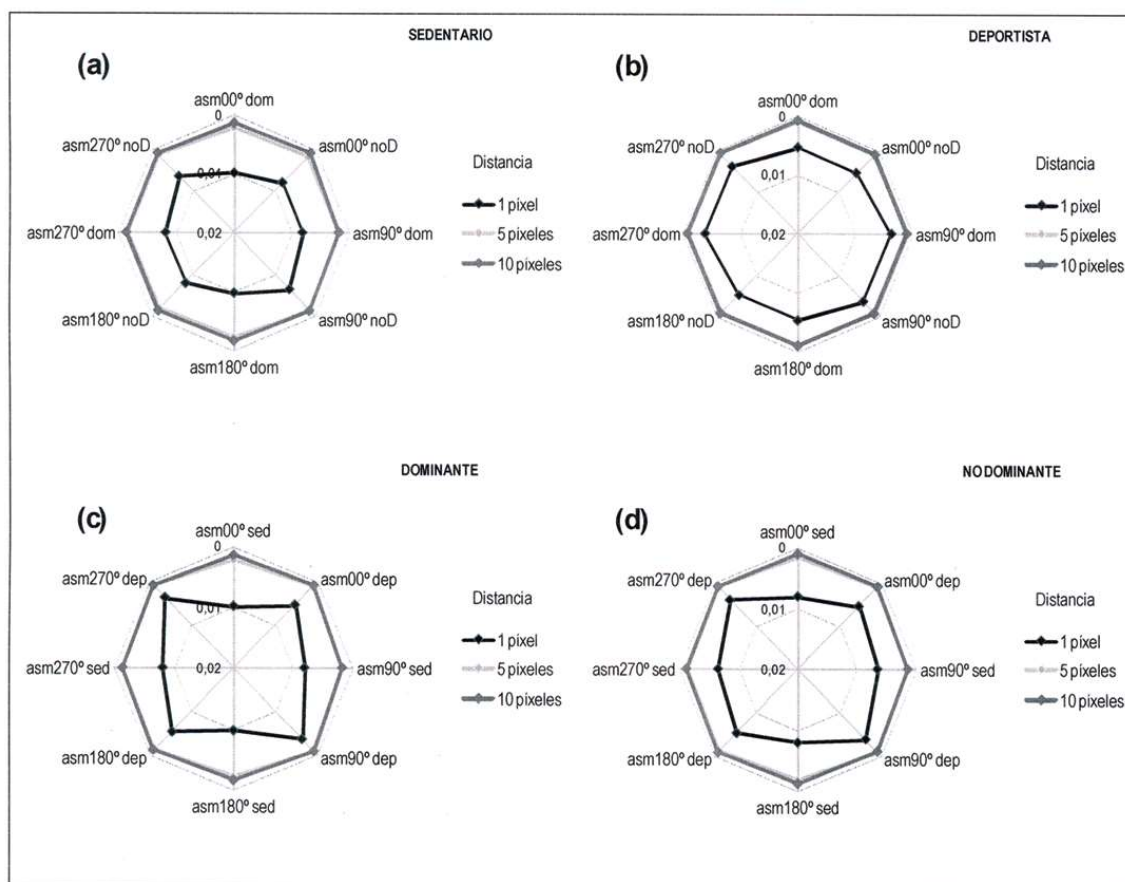


FIG. 4. Medianas de la variable Uniformidad para las cuatro orientaciones y las tres distancias entre píxeles.

Los gráficos se han realizado utilizando como medida de tendencia central la mediana, puesto que los test aplicados para analizar las diferencias entre los grupos son pruebas no paramétricas (se basan en ordenaciones de los datos).

Respecto a los resultados obtenidos en este trabajo, es evidente que las variables basadas en el histograma, como la media y la desviación típica de la ecogenicidad, no se muestran útiles para analizar texturas porque aunque los valores del nivel medio de gris de deportistas fueron significativamente mayores que en no deportistas no indican ninguna relación entre píxeles vecinos.

Con las variables texturales a partir de las GLCM se han obtenido resultados prometedores para futuros estudios. Respecto a la variable que nos aporta información sobre la uniformidad (ASM), hemos encontrado que existen diferencias significativas entre deportistas y no deportistas pero sólo en el lado dominante (derecho): los patrones ecogénicos de los deportistas presentaban una menor uniformidad o, si se quiere, una mayor heterogeneidad. En este sentido Ying y cols.⁽²¹⁾ realizaron un estudio del grosor y área del tendón de Aquiles en el que

compararon un grupo sedentario y otro no sedentario, así como la comparación entre el lado dominante y el no dominante. El grosor fue significativamente mayor en ambos lados en el grupo no sedentario; sin embargo, el área transversal del tendón sólo fue significativamente mayor en el lado dominante.

Es posible que en nuestro estudio sólo aparezcan diferencias significativas en el lado dominante debido a las características del deporte practicado: los deportistas eran futbolistas diestros y el estrés mecánico (predomina la tensión excéntrica) sufrido por el tendón dominante al golpear el balón es diferente de la sufrida por el tendón no dominante de la pierna de apoyo (predominará la tensión concéntrica).

Las interpretaciones de los resultados texturales nos resultan complicadas puesto que, hasta donde los auto-

res hemos podido revisar, no existen precedentes en este tipo de análisis con imagen ecográfica de tendón.

Si el ejercicio físico ejerce un efecto sobre la síntesis de colágeno⁽²²⁻²⁴⁾ quizá las diferencias encontradas se deban a una mayor señal ecogénica de las envueltas de tejido conjuntivo que rodean los fascículos de tejido tendinoso en los deportistas y concretamente en la pierna con la que se golpea al balón.

Sin embargo, otros autores^(25, 26) no han encontrado relación entre el aumento de la fuerza y resistencia del tendón debido a la actividad física y el aumento de la concentración de fibras de colágeno, y justifican el aumento del grosor y del área del tendón por un aumento del contenido en agua de la matriz extracelular, otras fibras de tipo no colágeno y quizá matriz de nueva síntesis, aunque esto parece variar con la especie y la edad⁽²⁷⁾. En este caso, las zonas de la matriz más ricas en agua ofrecerían una imagen menos ecogénica (más hacia el negro) con lo que aumentaría el contraste con la señal hiperecogénica que ofrecerían las fibras colágenas. En cualquier caso, lo interesante de nuestro trabajo radica en que es posible cuantificar cambios texturales en la imagen ecográfica, independientemente de cuál sea el fundamento histológico de estos cambios en el patrón ecogénico.

A partir de las GLCM, además de la uniformidad pueden obtenerse otra serie de variables texturales como la correlación, el contraste, la homogeneidad y la entropía⁽⁹⁾. Sería deseable realizar análisis multivariantes que nos permitiesen seleccionar las variables más discriminantes y qué orientaciones y distancias son las más útiles para el análisis^(10, 12, 14, 17). En este sentido nuestros resultados parecen indicar que las orientaciones de 0° y 180° (dirección vertical) y las distancias entre píxeles $d = 1$ y $d = 5$ son las más adecuadas.

Existe abundante literatura científica en la que se analizan los cambios en la imagen ecográfica en presencia de patología, acompañados o no de sintomatología dolorosa⁽²⁸⁻³⁰⁾. En la práctica clínica sería de gran utilidad poder controlar la evolución y efectividad de las distintas modalidades terapéuticas de una forma sencilla y fiable. En el ámbito deportivo se podría realizar un seguimiento preventivo al deportista y tomar las oportunas medidas correctoras cuando la información cuantitativa ecográfica así lo determinase.

BIBLIOGRAFÍA

1. Martínez Payá JJ, Ríos-Díaz J, Palomino Cortés MA, Martínez Pérez LM, Calvo López MC, del Baño Aledo ME, et al. Los píxeles tienen la respuesta: análisis cuantitativo de la ecogenicidad del sistema musculoesquelético. Un nuevo sistema de prevención. En: Esparza Ros F, Fernández Jaén T, Martínez Romero JL, Guillén García P, editores. Prevención de las lesiones deportivas. Murcia: Quaderna Editorial; 2006, p. 159-168.
2. Del Baño Aledo ME, Martínez Payá JJ, Ríos-Díaz J, Palomino Cortés M. Aplicación en fisioterapia de la valoración cuantitativa de las características morfoecogénicas del tendón de Aquiles. Fisioterapia. 2008; 30 (2): 61-8.
3. Pratt WK. Digital image processing. New Jersey: John Wiley & Son, Inc; 2007.
4. Jiménez Díaz JF. Diagnóstico clínico y ecográfico de las lesiones del deporte. Murcia: Quaderna Editorial; 2003.
5. Martínez-Payá JJ, Ríos-Díaz J, Martínez Pérez LM, Montaña Munuera JA, Peña Marín O. Bases físicas y morfológicas para la interpretación de la imagen ecográfica musculoesquelética. En: Martínez-Payá JJ, editor. Anatomía ecográfica del hombro. Madrid: Médica Panamericana; 2008. p. 3-38.
6. Gonzalez RC, RE W, SL E. Digital image processing using Matlab. New Jersey: Pearson Prentice-Hall; 2004.
7. Sebastian Ferro JC. Scale and texture in digital image classification [tesis doctoral]. Morgantown, West Virginia: Eberly College of Arts and Sciences at West Virginia University; 2008.
8. Sonka M, Hlavac V, Boyle R. Image processing, analysis and machine vision. Thomson; 1998.
9. Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein I. Textural features for image classification. IEEE Trans Syst Man Cybern. 1973; SMC-3 (6) :610-621.
10. Christodoulou CI, Pattichis CS, Kyriacou E, Nicolaides A. Selection of parameters for texture analysis for the classification of carotid plaques. IEEE Trans Med Imaging. 2003; 22 (7): 902-12.
11. Mougiakakou SG, Golemati S, Gousias I, Nicolaides AN, Nikita KS. Computer-aided diagnosis of carotid atherosclerosis based on ultrasound image statistics, laws' texture and neural networks. Ultrasound Med Biol. 2007 01; 33 (1): 26-36.
12. Sheppard MA, Shih L. Efficient image texture analysis and

- classification for prostate ultrasound diagnosis. IEEE. 2005; 8 (11): 7-8.
13. Bader W, Bohmer S, Van LP, Hackmann J, Westhof G, Hatzmann W. Does texture analysis improve breast ultrasound precision? *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2000 04; 15 (4): 311-6.
14. Michail G, Karahaliou A, Skiadopoulos S, Kalogeropoulou C, Terzis G, Boniatis I, et al. Texture analysis of perimenopausal and post-menopausal endometrial tissue in grayscale transvaginal ultrasonography. *Br J Radiol.* 2007 08; 80 (956): 609-16.
15. Cao GT, Shi P, Hu B. Liver fibrosis identification based on ultrasound images. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005; 6: 6317-20.
16. Brethour JR. Estimating marbling score in live cattle from ultrasound images using pattern recognition and neural network procedures. *J Anim Sci.* 1994 06; 72 (6): 1425-32.
17. Hassen A, Wilson DE, Amin VR, Rouse GH, Hays CL. Predicting percentage of intramuscular fat using two types of real-time ultrasound equipment. *J Anim Sci.* 2001 01; 79 (1): 11-8.
18. Nielsen PK, Jensen BR, Darvann T, Jorgensen K, Bakke M. Quantitative ultrasound tissue characterization in shoulder and thigh muscles-a new approach. *BMC Musculoskeletal Disord.* 2006 01/18; 7: 2.
19. Ríos-Díaz J, Martínez Payá JJ, Palomino Cortés MA, Del Baño Aledo ME. Dimensión fractal, lacunaridad y entropía de la estructura del hueso trabecular en la porción proximal del fémur. *REEMO.* 2007;16 (5): 95,110 (39).
20. Ríos-Díaz J, Martínez-Payá JJ, Del Baño Aledo ME. El análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GCLM) sobre imagen ecográfica del tendón rotuliano es de utilidad para la detección de cambios histológicos tras un entrenamiento con la plataforma de vibración. *Cultura, Ciencia y Deporte* 2009; julio. En prensa (aceptado para publicación).
21. Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsoi C. Sonographic evaluation of the size of achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol.* 2003; 29 (5): 637-42.
22. Heinemeier K, Langberg H, Olesen JL, Kjaer M. Role of TGF-beta1 in relation to exercise-induced type I collagen synthesis in human tendinous tissue. *J Appl Physiol.* 2003; 95 (6): 2390-2397.
23. Kjaer M, Magnusson P, Krogsgaard M, Boysen MJ, Olesen J, Heinemeier K, et al. Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. *J Anat.* 2006; 208 (4): 445-50.
24. Maeda E, Shelton JC, Bader DL, Lee DA. Time dependence of cyclic tensile strain on collagen production in tendon fascicles. *Biochem Biophys Res Commun.* 2007; 19; 362 (2): 399-404.
25. Buchanan C, Marsh R. Effects of exercise on the biomechanical, biochemical and structural properties of tendons. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.* 2002; 133 (4): 1101-7.
26. Firth E. The response of bone, articular cartilage and tendon to exercise in the horse. *J Anat.* 2006; 208 (4): 513-526.
27. Cook J. Tendon. En: Kolt G, Snyder-Mackler L, editors. *Physical Therapies in Sport and Exercise: principles and practice.* UK: Elsevier Health Science; 2003, 27-46.
28. Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P, Astrom M. Histopathology of common tendinopathies: update and implications for clinical management. *Sports Med.* 1999; 27: 393-408.
29. Cook JL, Kiss ZS, Khan KM, Purdam CR, Webster KE. Anthropometry, physical performance, and ultrasound patellar tendon abnormality in elite junior basketball players: a cross-sectional study. *Br J Sports Med.* 2004 04; 38 (2): 206-9.
30. Martínez-Payá JJ, Ríos-Díaz J, Del Baño Aledo ME, De Groot Ferrando A. Signos ecográficos preventivos de la tendinosis rotuliana en deportistas. *Rev Fisioter (Guadalupe).* 2008; 7: 35-6.