



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
SAN ANTONIO
UCAM**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD, DE LA
ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE**

Departamento de Ciencias de la Salud

**Valoración Ecográfica de la Anatomía Funcional
de la Porción Larga del Bíceps Braquial.**

**Autor: Jacinto Javier Martínez Payá
Director: José Fernando Jiménez Díaz**

Murcia, marzo de 2009



UCAM
Universidad Católica
San Antonio

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE LA TESIS
PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. José Fernando Jiménez Díaz como Director de la Tesis Doctoral titulada “Valoración Ecográfica de la Anatomía Funcional de la Porción Larga del Bíceps Braquial” realizada por D. Jacinto Javier Martínez Payá en el Departamento de Ciencias de la Salud, **autoriza su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento a los Reales Decretos 56/2005 y 778/98, en Murcia a 5 de marzo de 2009.

Fdo. Dr. D. José Fernando Jiménez Díaz

- A todos aquellos que sienten inquietudes por saber como se comporta el cuerpo humano.
- A mi director D. José Fernando Jiménez Díaz por su conocimiento, tiempo y dedicación en la elaboración de este estudio.
- A mis buenos amigos de administración y servicios y miembros de los Departamentos de Enfermería y Fisioterapia de la UCAM.
- Al grupo de investigación "Ecografía y Morfo-Densitometría Preventiva", en especial a TXIWIX y a MARÍA.
 - A todos mis alumnos.
 - A todos mis amigos.
 - A la Duna, Nala y Jumpy por su compañía.
- A toda mi familia esté donde esté, en especial a mi hermana Ángela pues sin su ayuda no podría estar donde estoy.
 - A mis queridísimos padres Ángela y Jacinto.
- Y por supuesto, a tí Ana, con quien reviviría cada instante compartido.

Todo el que desee aprender tiene
derecho a ser enseñado y la obligación de
hacer un uso responsable del conocimiento.

En el equipo se encuentra la fuerza,
comparte y escucha.

La inteligencia se encuentra en saber
aceptar las correcciones teñidas de rojo y
marcadas sabiamente por un gato.

1. JUSTIFICACIÓN Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA.	17-104
1.1. Bases físicas y morfológicas para la interpretación de la imagen ecográfica músculo-esquelética.	19-62
1.1.1. Evolución histórica.	20-26
1.1.2. Nomenclatura ecográfica.	26-32
1.1.3. Composición del ecógrafo.	32-35
1.1.4. Tipos de imágenes.	35-40
1.1.5. Artefactos ecográficos.	40-45
1.1.6. Ecografía normal del sistema músculo-esquelético.	45-58
1.1.7. El efecto Doppler.	58-61
1.1.8. El futuro ecográfico.	62
1.2. Análisis computarizado de la imagen ecográfica: prevención, diagnóstico, validación terapéutica y evolución lesional.	63-72
1.2.1. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del sistema músculo-esquelético.	63-66
1.2.2. Análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GLCM) sobre la imagen ecográfica del tendón.	66-70

1.3. Anatomía funcional del corte ecográfico del tendón largo del bíceps braquial.	70-97
1.3.1. Superficies articulares glenohumerales: la cabeza humeral y la cavidad glenoidea.	72-74
1.3.2. La corredera bicipital.	74-77
1.3.3. La cápsula articular glenohumeral, su refuerzo ligamentoso y sus relaciones sinoviales.	77-82
1.3.4. El tendón largo del bíceps braquial.	82-87
1.3.5. El complejo miotendinoso del subescapular.	87-90
1.3.6. El complejo miotendinoso del supraespinoso.	90-94
1.3.7. Exploración ecográfica de los tendones largo del bíceps braquial, subescapular y de la corredera bicipital.	94-97
<i>1.3.7.1. Exploración transversal del tendón largo del bíceps braquial a su paso por el origen de la corredera bicipital.</i>	94-96
<i>1.3.7.2. Exploración longitudinal del tendón del subescapular.</i>	96-97
1.4. Histología e histopatología del tendón.	97-104
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.	105-110
2.1. Identificación del problema.	107-108

2.2. Hipótesis de trabajo.	108-109
2.2.1. Influencia del miembro dominante.	108
2.2.2. Influencia del género.	108
2.2.3. Correlaciones morfométricas entre el tendón del subescapular, la corredera bicipital y el tendón largo del bíceps braquial.	109
2.2.4. Análisis cuantitativo de la morfometría de la corredera bicipital y de los tendones largo del bíceps braquial y subescapular como método de prevención.	109
2.3. Objetivos.	109-110
2.3.1. Objetivos generales.	109
2.3.2. Objetivos específicos.	110
3. MATERIAL Y MÉTODOS.	111-130
3.1. Características de la muestra.	113
3.2. Equipos ecográficos empleados.	113-114
3.2.1. Ecógrafo S-180 de Sonosite.	113-114
3.2.2. Ecógrafo TITAN de Sonosite.	114
3.3. Protocolo de exploración ecográfica y obtención de imágenes.	115-116

3.4. Sistema de archivo de las imágenes.	117
3.5. Análisis de imagen.	117-128
3.6. Análisis estadístico.	128-129
4. RESULTADOS.	131-194
4.1. Estudio de la fiabilidad “interecógrafos”.	133-143
4.2. Estudio de la fiabilidad “intraobservador”.	144-154
4.3. Estudio de la fiabilidad “interobservador”.	155-165
4.4. Estadística en hombres.	166-176
4.4.1. Análisis de la influencia de la dominancia.	166-175
4.4.2. Análisis de correlación entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial.	175-176
4.5. Estadística en mujeres.	177-187
4.5.1. Análisis de la influencia de la dominancia.	177-186
4.5.2. Análisis de correlación entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial.	186-187
4.6. Estadística comparativa de género.	188-194

4.6.1. En el miembro dominante.	188-191
4.6.2. En el miembro no dominante.	191-194
5. DISCUSIÓN.	195-228
5.1. Los test de fiabilidad y la investigación mediante imagen ecográfica.	197-203
5.1.1. Fiabilidad de la posición del sujeto.	198
5.1.2. Fiabilidad exploratoria: de la técnica de imagen, del corte longitudinal vs corte transversal y del/los explorador/es.	199-202
5.1.3. Fiabilidad de los equipos ecográficos.	202-203
5.2. Sistema de recuperación de la imagen ecográfica y análisis de imagen: hallazgos y limitaciones del estudio.	203-216
5.2.1. Formato de la imagen ecográfica y su repercusión en el análisis de imagen.	203-204
5.2.2. Análisis de imagen del corte transversal “idóneo” del tendón largo del bíceps braquial.	204-209
5.2.3. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del sistema músculo-esquelético.	209-214
5.2.4. Análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GLCM) sobre la imagen ecográfica del tendón.	214-216

5.3. El tendón largo del bíceps braquial y sus dependencias.	216-228
5.3.1. Relaciones entre el manguito rotador, la cápsula articular, el tendón largo del bíceps braquial y la corredera bicipital: justificación de la inestabilidad del tendón largo del bíceps braquial y el dolor anterior del hombro.	216-218
5.3.2. Morfometría de los complejos tendinosos del subescapular y largo del bíceps braquial y de la corredera bicipital como método de prevención de inestabilidad.	219-228
6. CONCLUSIONES.	229-232
7. BIBLIOGRAFÍA.	233-250
8. ANEXOS.	251-253
8.1. Modelo consentimiento informado.	253

ABREVIATURAS.

- 1R. Primer radial.
- 2R. Segundo radial.
- Ac. Apófisis coracoides.
- Ac-d. Ángulo cérvico-diafisario.
- ACR. Acromion.
- As. Astrágalo.
- ASM. Angular Second Moment.
- BAN. Braquial anterior.
- BC. Porción corta del bíceps femoral.
- BS. Bolsa sinovial.
- BSSA. Bolsa sinovial subacromial.
- BSSC. Bolsa sinovial subcoracoidea.
- C. Cúbito.
- CA. Cartílago articular.
- CB. Corredera bicipital.
- CbH. Cabeza humeral.
- CCI. Coeficiente de correlación intraclase.
- CF. Cóndilo femoral.
- CH. Cóndilo del húmero.
- Co. Coracobraquial.
- D. Deltoides.
- E. Epicóndilo.
- IAS. Espina iliaca anterior y superior.
- ET. Epitróclea.
- F. Fémur.

FCS. Flexor común superficial de los dedos.
FIP. Fosa iliaca posterior.
FO. Fosa olecraniana.
G. Grasa.
GLCM. Gray Level Co-ocurrencia Matrix.
GM. Glúteo mayor.
Gm. Glúteo menor.
GME. Glúteo medio.
Gmed. Gemelo medial.
IDM. Inverse Difference Moment.
INF. Infraespinoso.
LCA. Ligamento coracoacromial.
LCH. Ligamento coracohumeral.
LCH1. Ligamento coracohumeral (porción troquiteriana).
LCH2. Ligamento coracohumeral (porción troquiniana).
LCP. Ligamento cruzado posterior.
LCPe. Ligamento colateral peroneo.
LCT. Ligamento colateral tibial.
LGI. Ligamento glenohumeral inferior.
LGM. Ligamento glenohumeral medio.
LGS. Ligamento glenohumeral superior.
LHT. Ligamento humeral transverso.
MHz. Megahercio.
Mmed. Menisco medial.
MR. Manguito de los rotadores.
NC. Nervio cubital.
NM. Nervio mediano.
NMDA. N-metil-D-aspartato.
NMDAR1. N-methyl-D-aspartate receptor 1.

O. Olécranon.
P. Piel.
PC. Peroneo corto.
PE. Peroné.
PI. Piramidal.
PM. Pectoral mayor.
Pm. Pectoral menor.
PR. Pronador redondo.
R. Radio.
RA. Recto anterior del cuádriceps.
Rm. Redondo menor.
RO. Rótula.
S. Sartorio.
SA. Serrato anterior o mayor.
SC. Supinador corto.
SL. Supinador largo.
SM. Semimembranoso.
SML. Semilunar.
SUB. Subescapular.
SUP. Supraespinoso.
T. Tibia.
TA. Tendón de Aquiles.
TB. Tríceps braquial.
TBB. Tendón de inserción del bíceps braquial.
TBF. Tendón del bíceps femoral.
TC. Tendón cuadricipital.
TCS. Tejido celular subcutáneo.
TE. Tendón común de los epicondíleos.
Ter. Troquíter.

TET. Tendón común de los epitrocleares.

TF. Tróclea femoral.

TI. Tracto ilitibial de Maissiat.

Tin. Troquín.

TLBB. Tendón largo del bíceps braquial.

TMF. Trocánter mayor del fémur.

TPC. Tendón peroneo corto.

TPL. Tendón peroneo largo.

TR. Tendón rotuliano.

Tro. Tróclea.

TS. Tendón del sartorio.

TST. Tendón del semitendinoso.

TSUB. Tendón del subescapular.

TTA. Tendón tibial anterior.

TTB. Tendón tríceps braquial.

US. Ultrasonidos.

VIM. Vasto intermedio del cuádriceps.

VME. Vena mediana.

Vmed. Vasto medial del cuádriceps.

VS. Vaina sinovial del TLBB.

1.1. Bases físicas y morfológicas para la interpretación de la imagen ecográfica músculo-esquelética.

Los ultrasonidos (US) no son un invento sino un proceso físico natural que puede ser provocado por el hombre. Su aplicación clínica es el resultado de una serie de acontecimientos a lo largo de la historia, unidos a una perspicacia médica, curiosidad y habilidades de pioneros y sus continuadores en el campo de la investigación (Dulia y Solange, 2004).

A lo largo de la historia de los US han sido muchos los grupos de profesionales que los han estudiado, cuyos esfuerzos han perseguido el bienestar de los pacientes y la mejor formación profesional de los especialistas (Dulia y Solange, 2004).

La ecografía se encuentra en constante evolución gracias a su mejora tecnológica, permitiéndonos realizar, de manera no cruenta, estudios en tiempo real y de forma dinámica, garantizándonos un mejor conocimiento de la zona (Cassadó, 2001).

Para una correcta aplicación de los US es preciso conocer las bases físicas sobre las que se asientan. Así, la sonografía, es la representación gráfica del sonido al atravesar un medio. Como ya sabemos, existe una amplia gama de sonidos, entre ellos, los US, de alta frecuencia (por encima del nivel audible) y baja longitud de onda (dependiente del medio que tengan que atravesar). De este modo, se conoce la ultrasonografía como la representación gráfica de los US. Por último, llega a nosotros el término ecografía como la representación gráfica de aquellos US que al reflexionar (ecos) en los diferentes tejidos corporales, en mayor o menor medida según sus características histológicas, son recibidos de nuevo y procesados, dando lugar a la imagen ecográfica definitiva (fig. 1) (Merritt, 1998).

Las imágenes ecográficas se forman al integrar los sonidos en el tiempo que tardan en atravesar distintas densidades, reflejándose en las superficies y rebotando de nuevo hacia la sonda. El ecógrafo no puede calcular distancias como si se tratara de una técnica de imagen convencional, sino que calcula tiempos y la velocidad del sonido en los distintos tejidos corporales (aproximadamente 1.540 m/s en todos los tejidos). De este modo se consigue una representación espacial de los órganos atravesados (Jiménez, 2003; Marco, 2003).

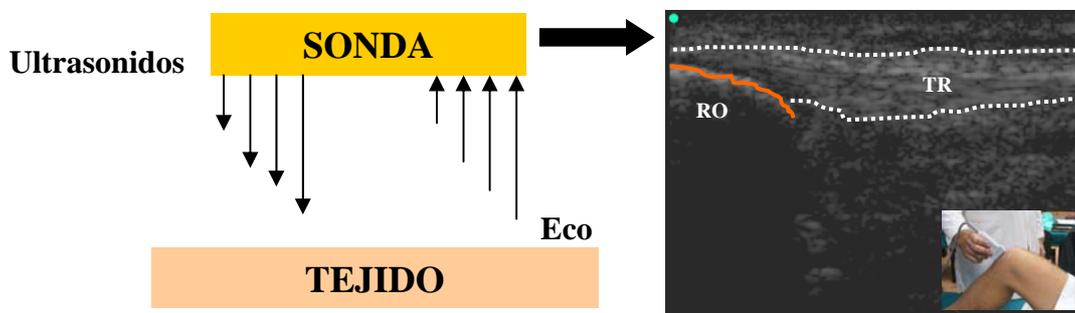


Fig. 1. Esquema de obtención de la imagen ecográfica. En la ecografía de la derecha observamos una exploración longitudinal del tendón rotuliano (TR) en su origen en el vértice de la rótula (RO).

1.1.1. Evolución histórica.

El fisiólogo italiano Lazzaro de Spallanzani, nacido en Scandiano (1729-1799), es considerado como uno de los fundadores de la biología experimental, dedicando parte de su vida a estudiar el vuelo de los murciélagos. En 1794 observó que los murciélagos, casi ciegos, se orientaban emitiendo sonidos (20 MHz) que los humanos eran incapaces de captar y los empleaban para localizar, reconocer y rastrear objetos. A estas ondas sonoras las denominó ultrasonidos (US), por tener una frecuencia de onda muy superior a los sonidos percibidos por el oído humano (Wo, 1998; Dulia y Solange, 2004).

Spallanzani, no entendiendo como los murciélagos poseían esta capacidad tan asombrosa de orientación, pidió a sus amigos Jean Senebier (1742-1809) y Louis Jurine (1751-1819) que repitieran el experimento descubriendo que, al taparle los oídos, sufrían desorientaciones (Dulia y Solange, 2004).

De este modo, si comparamos al murciélago con un ecógrafo, el transductor emite y recibe US obteniendo información del medio por el que se transmiten (fig. 2) (Holmes, 1974).

En la primera mitad del siglo XIX el físico y matemático austríaco Christian Andreas Doppler (1803-1853) presenta su trabajo sobre el Efecto Doppler, observando ciertas propiedades de la luz en movimiento que eran aplicables a las ondas de los US. Sobre la base de este estudio los japoneses, cien años más tarde, desarrollarían lo que hoy conocemos como la aplicación del Efecto Doppler en

US, estudiado más adelante en este mismo apartado (Marco 2003; Dulia y Solange, 2004).

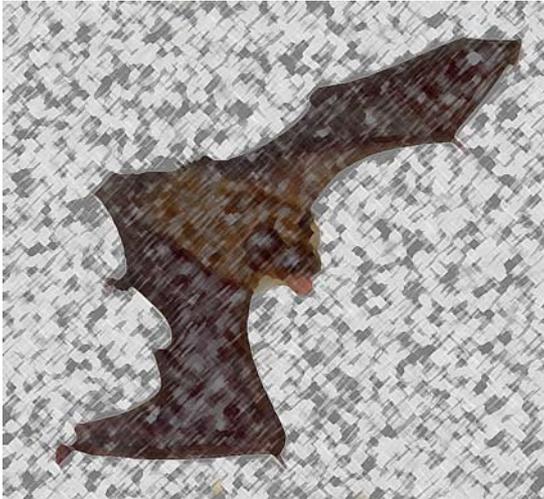


Fig. 2. Los murciélagos, al igual que los transductores ecográficos, emiten y reciben ultrasonidos, por medio de los cuales obtienen información del medio por el que se transmiten.

En 1880, Pierre y Marie Curie demostraron que los cristales de cuarzo eran capaces de convertir una presión mecánica en energía eléctrica. A este fenómeno lo denominaron piezoelectricidad. Poco después, en 1881, Lippmann G y Voigt W, observaron que también se producía el fenómeno contrario, es decir, el cristal de cuarzo transformaba la energía eléctrica en fenómenos mecánicos pues, al hacer pasar una corriente alterna a través del cristal, se originaban contracciones y dilataciones en la superficie del mismo, poniendo de manifiesto que estas vibraciones producían US. Era entonces posible la generación y la recepción de los US, principio básico de la sonda o transductor ecográfico (Kenneth *et al.*, 1974; Wo, 1998).

Observando que los US se transmitían mejor en el medio acuático, tras el hundimiento del Titanic en 1912 (fig. 3), se empezó a aplicar la técnica a los sistemas de detección bajo el agua. El británico Richardson patentó el primer modelo de SONAR (Sound Navigation and Ranging) para alertar de la situación de icebergs, un mes después de la catástrofe del Titanic. El modelo fue diseñado y construido en los Estados Unidos por el canadiense Reginald A. Fessenden en 1914 sirviendo, además, como herramienta militar durante la Primera Guerra Mundial (1914-1918) para detectar submarinos (Holmes, 1974; Wo, 1998).

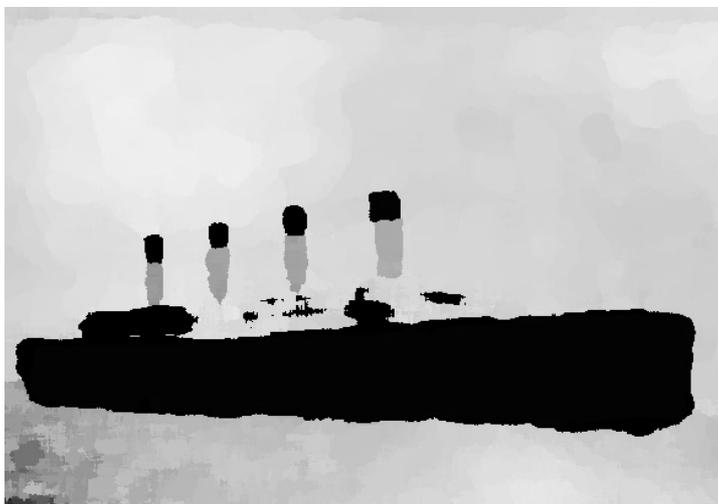


Fig. 3. Imagen del transatlántico Titanic.

En 1916 el ingeniero ruso Constantin Chilowsky, junto al eminente médico francés Paul Langévin, desarrollaron un dispositivo de US de alta potencia que sentaría las bases para el desarrollo del ecocardiograma (Chilowsky y Langévin, 1916).

Karl Theo (Theodore) Dussik, nacido en Viena (Austria) en 1908 y licenciado por la Escuela Médica de Viena en 1931 en la especialidad de psiquiatría y neurología, junto con su hermano Friederich Dussik, se iniciaron en el estudio y comportamiento de los US. Hacia 1940, los US empezaban a ver sus primeras aplicaciones terapéuticas en países como Alemania y los Estados Unidos, como método de destrucción de tejidos superficiales, empleando para ello altas intensidades. Theodore Dussik, por otro lado, en 1941, fue el primero en aplicar los US como método diagnóstico. En 1942 presentó sus estudios basándose en la obtención mediante US de la imagen del cerebro y los ventrículos cerebrales, con la finalidad de detectar tumores, midiendo la atenuación de los US a través del cráneo. Tras la guerra, en el Congreso de Ecografía en Medicina en Erlangen (Alemania) en mayo de 1948 introdujo el término “hiperfonografía del cerebro” (figs. 4-6). En 1953, en una reunión científica celebrada en el Instituto Americano del Ultrasonido, hizo referencia a la gran cantidad de dificultades técnicas que ofrecía (Holmes, 1974; Wo, 1998).

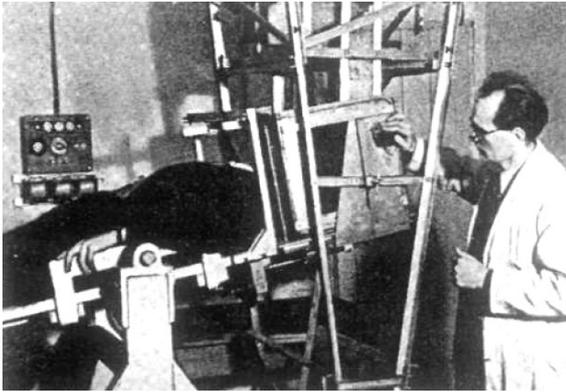


Fig. 4. En la imagen podemos observar a Karl Theodore Dussik realizando una exploración ecográfica de la cabeza. Imagen obtenida de <http://www.ob-ultrasound.net/>.

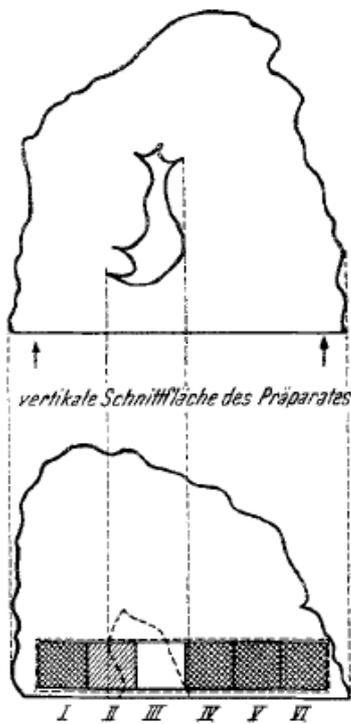


Fig. 5. Esquema de obtención de la hiperfonografía del cerebro. Imagen obtenida de <http://www.ob-ultrasound.net/>.

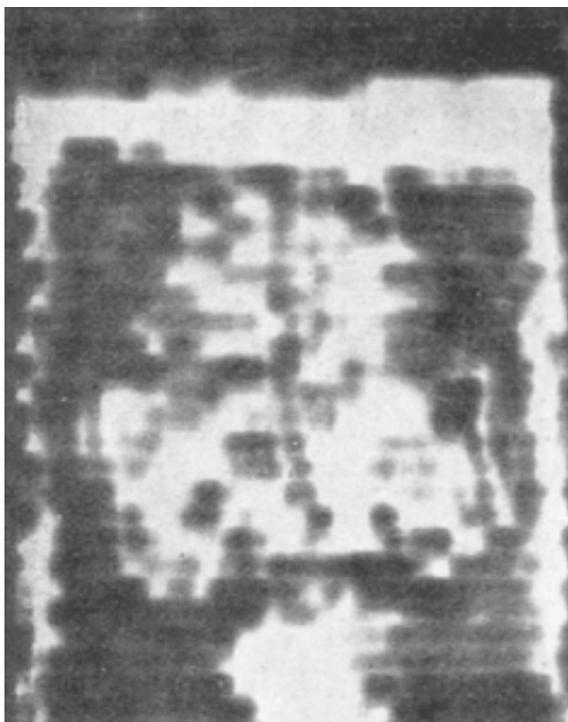


Fig. 6. Esquema de obtención de la hiperfonografía del cerebro. Imagen obtenida de <http://www.ob-ultrasound.net/>.

Terminada la Segunda Guerra Mundial (1939-1945) comienza el desarrollo de equipos diagnósticos en medicina basados en los US. En la década de 1950 el ecógrafo es aceptado por las sociedades médicas. Donald *et al.*, (1958) publica el primer artículo en una revista científica de prestigio (Lancet). Así, describió la experiencia sobre una muestra de 100 sujetos asintomáticos y con patología abdominal. En esta época los equipos eran de gran tamaño y ocupaban espacios considerables; como no existía aún el gel transductor, los pacientes eran sumergidos en un estanque lleno de agua y debían permanecer sin moverse durante la adquisición de las imágenes (Dulia y Solange, 2004).

En 1965 se incorporan grandes avances científicos que mejoran las imágenes producidas por los equipos ecográficos, como los de Walter Krause y Richard Soldner, quienes diseñan el Vidoson®, capaz de obtener secuencias en tiempo real (Wo, 1998).

En 1973 George Kossoff y el Dr. William Garret, en Australia, dieron a conocer la utilidad de la escala de grises en las exploraciones ecográficas,

aumentando considerablemente la información obtenida en cada estudio (Kossoff *et al.*, 1973 y 1974).

En 1975 David Carpenter y George Kossoff diseñaron el UI Octoson®, convirtiéndose en el primer instrumento médico capaz de proporcionar buenas imágenes de órganos internos o de un feto intrauterino, revolucionando así el cuidado prenatal. La compañía Ausonics comercializó esta tecnología en 1976, distribuyendo alrededor de 250 máquinas por todo el mundo (Kossoff *et al.*, 1975).

En 1974, Watanabe destaca por sus investigaciones en ecografía endoluminal o intracavitaria (endoanal y endovaginal) (Cassadó, 2001).

A mediados de los años ochenta se perfeccionaron los aparatos con imágenes en tiempo real, y los apasionantes trabajos realizados Fornage (1986 y 1987) provocaron un verdadero entusiasmo por la ecografía músculo-esquelética. Se hizo preciso conocer perfectamente la anatomía normal y patológica del sistema músculo-esquelético, comprobando de inmediato que numerosos artefactos originaban falsos positivos.

A finales de los años ochenta, se produce un rechazo total por la ecografía osteoarticular, lo que coincide con el desarrollo de la tomografía computarizada y, sobre todo, de la resonancia magnética (Martínez-Almagro, 2003).

Demostrada la aplicación de los ultrasonidos, como técnica diagnóstica, han sido muchos los esfuerzos realizados en solventar estas dificultades técnicas. En la actualidad disfrutamos de ecógrafos de alta resolución y sondas de alta frecuencia que nos permiten avanzar en el diagnóstico diferencial de las lesiones del sistema músculo-esquelético. En este campo, y como fruto de estos avances técnicos, en los últimos veinticinco años, han sido de gran interés las aportaciones de Bruno D. Fornage, Marnix T van Holsbeeck, Joseph H. Introcaso, Jean-Louis Brasseur y Marc Tardieu, o la de los españoles José Fernando Jiménez Díaz y Ramón Balius Matas (Naredo *et al.*, 2001; Martínez, 2008).

La ecografía es la técnica de imagen de elección de cara al estudio de las partes blandas por sus capacidades multiplanares y de exploración en tiempo real, especialmente en articulaciones de difícil acceso como la cadera o el hombro. Entre otras ventajas se encuentra su naturaleza no invasiva, su dinamismo, la posibilidad de realizar estudios comparativos, el bajo coste, su portabilidad, la ausencia de radiación iónica y la eco-palpación. Gracias a la eco-palpación se

puede localizar la zona lesionada palpando con la sonda al mismo tiempo que es ecografiada (Naredo *et al.*, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

De este modo, el estudio ecográfico del hombro nos muestra grandes posibilidades de cara al diagnóstico diferencial mejorando su evolución y aportando criterio científico a las diferentes técnicas de tratamiento, tanto médico como físico y manual. Para hacer uso de estas grandes ventajas hemos de conocer no sólo, y de forma exhaustiva, la anatomía descriptiva y topográfica del hombro, sino además tener en cuenta el carácter multidependiente que adquieren sus estructuras, lo que nos obliga a concebirlo como un complejo articular cápsulo-ligamentoso, muscular y tendinoso. En conclusión, debe ser entendido como una torre de competentes naipes en la que todos interactúan en su equilibrio, si uno sólo se desestabilizara, la torre pagaría un tributo a tan excelente complejidad (Naredo *et al.*, 2001).

El éxito del estudio ecográfico del hombro parte de una exquisita exploración. La suma de todas estas partes nos permitirá llevar a cabo una discriminación etiológica precisa, centrar el tratamiento en las estructuras verdaderamente implicadas, y favorecer así el éxito clínico, profesional y social (Dulia y Solange, 2004).

El conocimiento que nos otorga la imagen ecográfica del hombro nos abre tres vías de actuación: 1. Docente, como estudio descriptivo, topográfico y funcional de la anatomía, profundizando en la arquitectura de los componentes del hombro, haciendo más sencillo su conocimiento biomecánico; 2. Clínica, como técnica de prevención y diagnóstico; 3. Investigación, como herramienta de validación de técnicas quirúrgicas, preventivas y de tratamiento médico, físico y manual, pudiendo de este modo valorar de forma objetiva y cuantitativamente la evolución lesional (Martínez, 2008).

1.1.2. Nomenclatura ecográfica.

Los sonidos, al propagarse a través de un medio, desencadenan un movimiento oscilatorio, cuyos picos reciben el nombre de “compresión” (pico superior) y los valles “rarefacción” (pico inferior) (fig. 7). Este movimiento se encuentra ligado a un componente mecánico (Marco, 2003).

La frecuencia (letra griega ν , ν) es el número de ciclos por unidad de tiempo y se mide en Hertzios (Hz) (fig. 7). Radostits *et al.*, (2002), exponen que la capacidad de audición del ser humano se encuentra en un rango de 20-20000 Hz. Otros datos curiosos es que la voz masculina se encuentra en un rango de 100-1400 Hz y la voz femenina 150-2500 Hz (Merritt, 1998).

Los ultrasonidos (US) no se encuentran en el rango audible del ser humano pero sí en el de otros animales como las ballenas, los delfines o los propios murciélagos. Estos poseen una capacidad de emisión y, por supuesto, de recepción de sonidos con una frecuencia de 50.000-200.000 Hz (Gallego-Juárez, 2007).

La frecuencia de los US empleados en el diagnóstico médico es de 1,5 a 20 MHz (1,5-20 millones de Hertzios). En el estudio del sistema músculo-esquelético oscila entorno a 7,5-13 MHz, aunque también son empleadas frecuencias entre 5MHz y 20 MHz en exploraciones específicas (Walters, 1993; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

Por otro lado, la longitud de onda (letra griega λ , λ) se define como la separación espacial existente entre dos puntos cuyo estado de movimiento es idéntico (compresión - compresión; rarefacción - rarefacción) (fig. 7). Los US presentan una baja longitud de onda que puede sufrir cambios debido a las características del tejido por el que se transmitan (Chivers *et al.*, 1978).

La longitud de onda de los US en el aire es de 0,415 mm mientras que en el agua es de 4 a 17 veces mayor (lo que explica el uso del gel transductor en las exploraciones ecográficas). Esto supone que, a mayor longitud de onda, mayor será la velocidad de propagación de los ultrasonidos (Marco, 2003).

La resistencia sónica o impedancia acústica es la que ofrecen los diferentes tejidos al ser atravesados por los ultrasonidos. El tejido óseo es el que ofrece mayor resistencia, no dejando pasar los ultrasonidos a su través (fig. 8). Por esta razón no es posible conseguir un corte completo de una extremidad mediante ecografía. Por el contrario las estructuras líquidas son las que ofrecen menor resistencia y aumentan la velocidad de los ultrasonidos a su paso (fig. 9). La impedancia que ofrezcan los tejidos será el punto de partida de su representación dentro de la escala de grises en la imagen definitiva (Zagzebski, 1992).

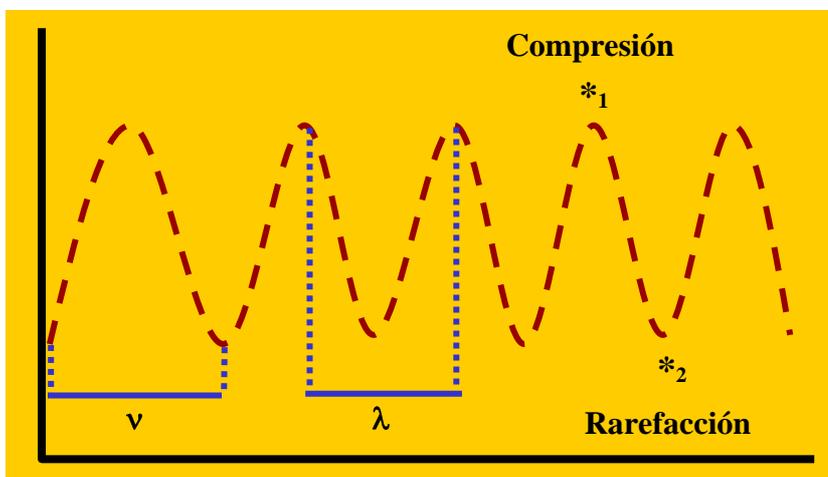


Fig. 7. Esquema de propagación del sonido:

v. Frecuencia; λ . Longitud de onda; *1. Pico de compresión; *2. Pico de rarefacción.

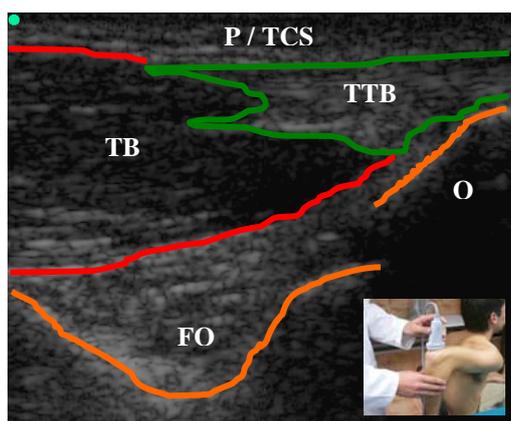


Fig. 8. Exploración longitudinal de la inserción del tríceps braquial en el olécranon: FO. Fosa olecraneana; O. Olécranon; P. Piel; TB. Tríceps braquial; TCS. Tejido celular subcutáneo; TTB. Tendón del tríceps braquial. Los ultrasonidos al chocar con la cortical del olécranon, muy impedante, reflexionan e impiden la observación de las estructuras que se encuentran por debajo. A este fenómeno lo denominaremos "sombra acústica".

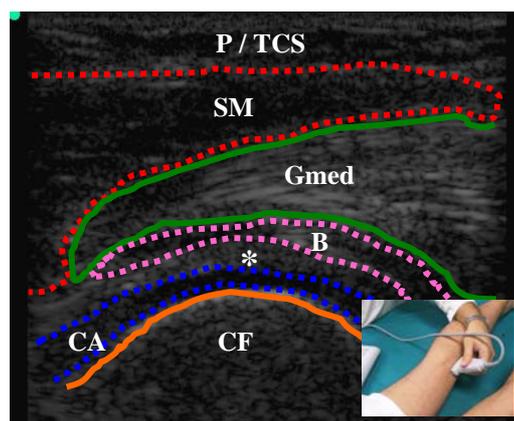


Fig. 9. Exploración longitudinal de la cabeza medial del gemelo a su paso por el cóndilo femoral: *. Cápsula articular; BS. Bolsa sinovial del gemelo medial; CA. Cartílago articular condíleo; CF. Cóndilo femoral medial; Gmed. Gemelo medial; P. Piel; SM. Semimembranoso; TCS. Tejido celular subcutáneo. En profundidad al gemelo medial observamos la bolsa sinovial del mismo, anecoica, que aumenta la velocidad de transmisión de los ultrasonidos al pasar a su través. A este fenómeno lo denominaremos "refuerzo acústico posterior".

Es imposible el avance de una onda ultrasónica sin la existencia de un medio de transmisión, lo que lleva consigo la atenuación del haz del US al

atravesar un medio. Debemos tener en cuenta cuatro tipos de atenuación (van Holsbeeck e Introcaso, 2006):

- La “absorción” es la conversión de la energía del sonido en calor (fig. 10). Este tipo de atenuación va asociada al componente térmico de los US, despreciable en los estudios ecográficos por la rapidez con que desaparece.

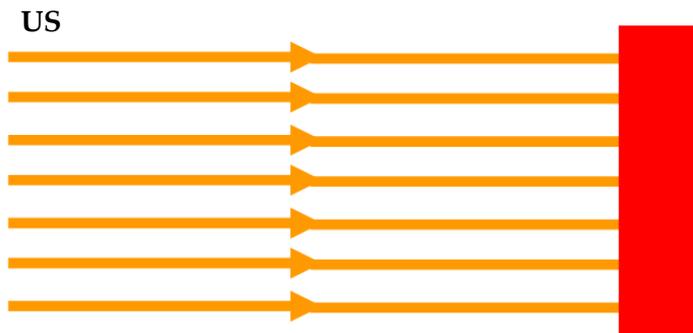


Fig. 10. “Absorción”. La energía mecánica de los ultrasonidos, al chocar con el tejido, se convierte en energía térmica.

- La “reflexión” es la clave para la obtención de la imagen ecográfica. Consiste en el cambio de dirección del haz de US en el sentido de su fuente. Será mayor: 1. Cuanto más perpendicular sea la exploración con respecto a la estructura a estudiar; 2. Cuanto mayor sea la diferencia de ecogenicidad entre los tejidos atravesados por el haz de US (fig. 11).

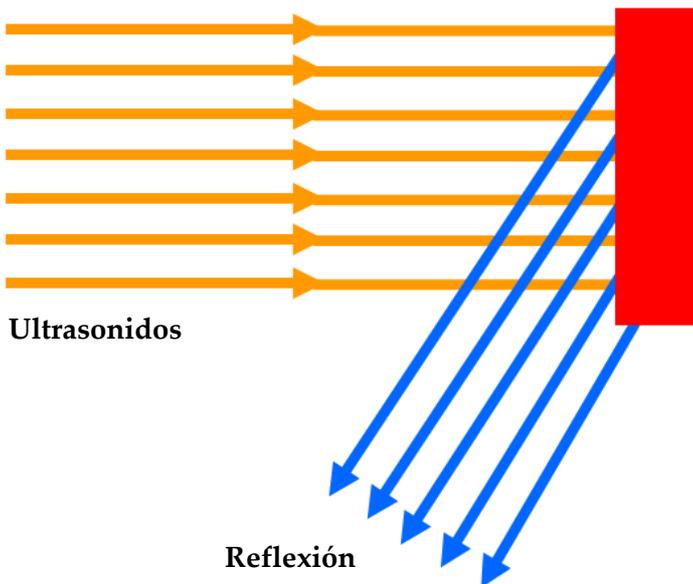


Fig. 11. “Reflexión”. Los ultrasonidos, al chocar con el tejido, reflexionan. A mayor reflexión obtendremos una imagen más ecogénica y fiable del tejido.

- La “refracción” es el cambio de dirección del haz de US al pasar de un medio a otro, pero no en el sentido de su fuente, lo que puede ocasionar un error en la ubicación del siguiente punto de ecogenicidad (fig. 12).

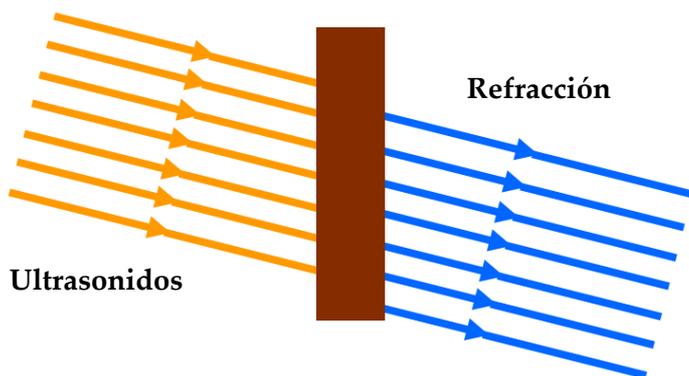


Fig. 12. “Refracción”. Los ultrasonidos al atravesar un tejido cambian de dirección, lo que puede llevar consigo un error en la correcta localización de las estructuras que se encuentran en profundidad.

- La “cavitación” mediante ultrasonidos es la formación de burbujas en el interior de cavidades llenas de gas o líquido (fig. 13). Se forman en el ciclo de depresión de la onda, cuando la estructura del líquido se abre literalmente debido a la presión negativa para formar burbujas microscópicas. En el siguiente ciclo de compresión las burbujas se ven obligadas a contraerse y explotan. Este fenómeno justifica el motivo por el que los adipositos componentes de una fibrosis se rompen con la aplicación de ultrasonidos terapéuticos.

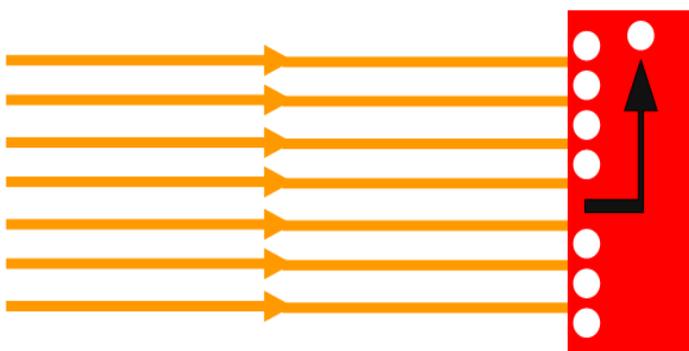


Fig. 13. “Cavitación”. Los ultrasonidos al chocar contra una cavidad llena de gas o líquido, como por ejemplo, una arteria ateromatosa, pueden ocasionar el despegue de su placa.

En las exploraciones ecográficas del sistema músculo-esquelético, encontraremos siempre, en mayor o menor proporción, los cuatro tipos de atenuación, dependiendo de las características de los tejidos que los US tengan que atravesar. De entre todos ellos, la reflexión es la más importante pues gracias a ella obtenemos la imagen ecográfica final (van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

La visualización de estructuras superficiales supone que cierta cantidad de haces de US hayan sido reflexionados, dando lugar a que las estructuras que se encuentran en profundidad pierdan ecogenicidad. Para que esto no ocurra, los equipos disponen de las curvas de ganancia, como método automático o manual de adición o amplificación de ganancia artificial para los ecos que proceden de estructuras más profundas. Esta prestación es poco empleada en el estudio del sistema músculo-esquelético ya que de forma general se trabaja sobre estructuras superficiales (fig. 14) (Brasseur y Tardieu, 1999).

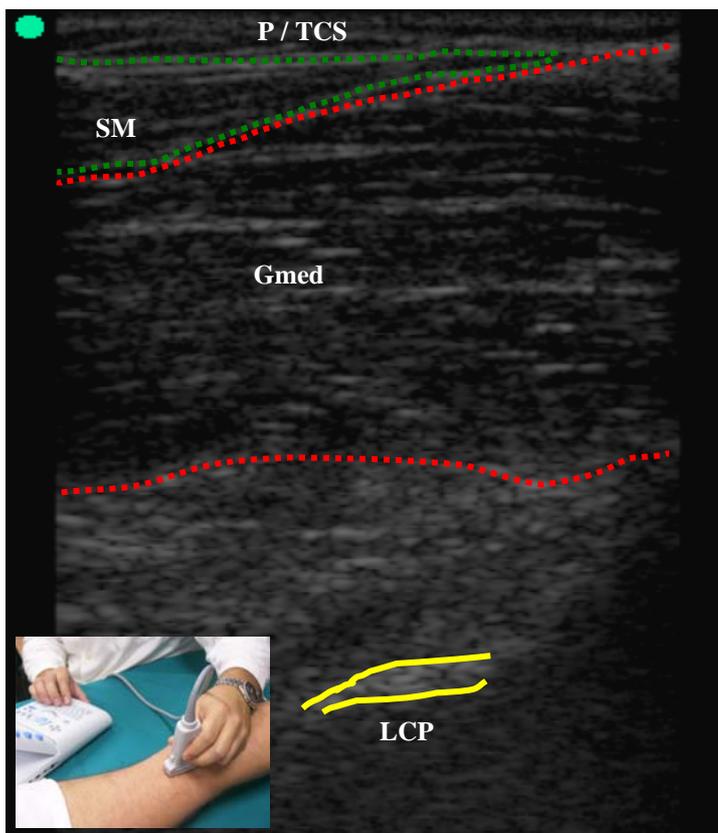


Fig. 14. Exploración longitudinal del ligamento cruzado posterior: Gmed. Gemelo medial; LCP. Ligamento cruzado posterior; SM. Semimembranoso; P. Piel; TCS. Tejido celular subcutáneo. El ligamento cruzado posterior, profundo, de difícil visualización, precisa del uso de las curvas de ganancia para que una pequeña porción pueda ser apreciada.

En aquellas exploraciones cuya finalidad sea el análisis cuantitativo de la ecogenicidad a través de programas de análisis de imagen las imágenes deberán obtenerse sin manipulación de las curvas de ganancia no alterando la información procedente de los tejidos (Martínez, 2008).

1.1.3. Composición del ecógrafo.

El ecógrafo se compone de tres partes principales: la sonda o transductor; el procesador; y el monitor (McKeighen, 1983).

El transductor es una de las piezas claves del ecógrafo. Se encuentra fundamentado en el efecto piezoeléctrico que poseen determinados cristales que al ser sometidos a tensiones mecánicas adquieren una polarización eléctrica en su masa, apareciendo una diferencia de potencial y cargas eléctricas en su superficie. Este fenómeno también se presenta a la inversa, es decir, se deforman bajo la acción de fuerzas internas al ser sometidos a un campo eléctrico. Su función podríamos decir que es doble. En el caso del transductor ecográfico, en primer lugar transforma la energía eléctrica que recibe en energía sonora (generadora de US, a través de cristales de cuarzo) para posteriormente volver a captar los US reflexionados en los diferentes tejidos, transformándolos en energía eléctrica que una vez procesada nos ofrece la imagen ecográfica (Merritt, 1998; Goddard, 2000).

Podemos encontrar cuatro modelos principales de transductores (van Holsbeeck e Introcaso, 2006):

- El transductor "lineal" (fig. 15), proporciona un formato de imagen rectangular. Se emplea para el estudio del sistema músculo-esquelético (fig. 16), mama, glándula tiroideas, escroto y vasos superficiales. Diseñado para estudiar estructuras superficiales, su frecuencia de trabajo es de 7,5 a 13 MHz, pese a que en determinadas exploraciones especiales también trabaja a frecuencias comprendidas entre 5MHz y 20 MHz.



Fig. 15. Transductor "lineal". Exploración longitudinal del tendón común de la musculatura epicondílea.

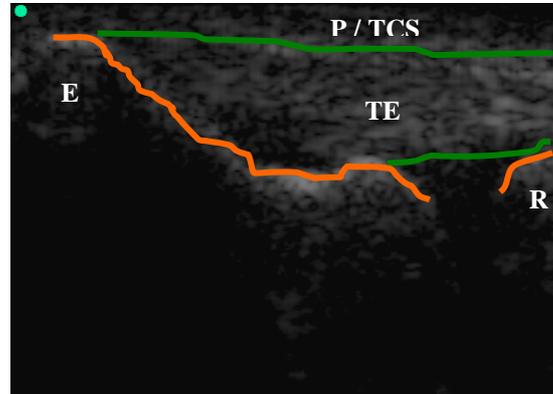


Fig. 16. Corte longitudinal del tendón común de la musculatura epicondílea: E. Epicóndilo; P. Piel; R. Radio; TCS. Tejido celular subcutáneo TE. Tendón común de los epicondíleos.

- El transductor "sectorial" (fig. 17), ofrece una imagen triangular o en abanico con una pequeña base de emisión de los ecos. Se emplea en exploraciones cardiacas (fig. 18), ya que permite realizar un abordaje intercostal. En algunos casos también es empleado en exploraciones abdominales. Al usarse para la exploración de estructuras profundas la frecuencia de trabajo se encuentra entre 3,5 - 5 MHz.



Fig. 17. Transductor sectorial.



Fig. 18. Exploración apical del corazón.

- El transductor "cóncavo" (fig. 19), tiene una forma curva, proporcionando una imagen con forma trapezoidal. Se emplea en exploraciones abdominales y obstétricas (fig. 20). La frecuencia de trabajo, al igual que la alcanzada por el transductor sectorial es de 3,5 - 5 MHz.



Fig. 19. Transductor cóncavo.



Fig. 20. Valoración ecográfica fetal. Corte sagital.

- El transductor "intracavitario" (fig. 21), puede ser lineal o cóncavo. Se emplea para exploraciones endoluminales (fig. 22). La frecuencia de trabajo es de 5 - 7,5 Mhz.



Fig. 21. La flecha señala el transductor intracavitario entre una amplia gama de sondas.

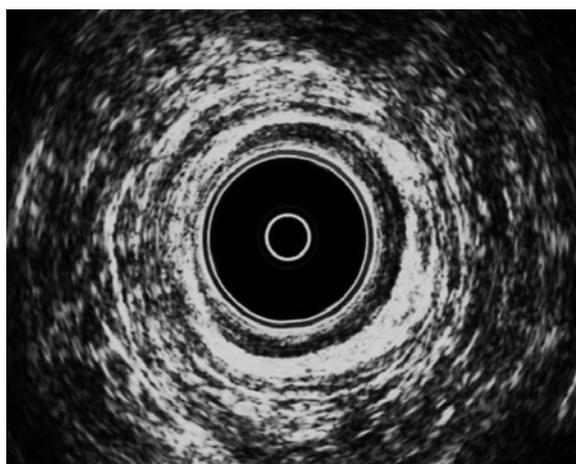


Fig. 22. Valoración ecográfica, vía endoanal, de la musculatura esfinteriana.

Como regla básica, debe usarse la frecuencia de US más alta que permita acceder hasta el nivel de profundidad que nos interesa (van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

Con la finalidad de aunar criterios respecto a la metodología de exploración, los transductores presentan una marca en uno de los extremos que se corresponde con otra situada generalmente en la parte superior izquierda del monitor. En un corte longitudinal, la estructura que se encuentra a la izquierda de la imagen es proximal respecto a la extremidad y la que está a la derecha distal, por lo que la marca de la sonda se situará hacia arriba. Por otro lado, en un corte transversal, tanto la marca del transductor como la de la imagen ecográfica se relacionarán con la parte derecha del sujeto, tanto si la exploración se realiza en el hemicuerpo izquierdo como en el derecho. Esta regla normaliza las exploraciones favoreciendo su correcta lectura entre diferentes observadores (Jiménez, 2003).

Teniendo en cuenta que con la ecografía lo que obtenemos es un corte de una zona concreta, la parte superior de la imagen se corresponde con la porción más próxima al transductor y por lo tanto la más superficial, mientras que la parte inferior lo hace con la más profunda, que en el estudio del sistema músculo-esquelético se relaciona con la cortical del hueso (Martínez, 2008).

La unidad de procesamiento es la encargada de recoger la información que le suministra la sonda, transformándola en impulsos eléctricos para posteriormente mostrarnos la imagen ecográfica a través del monitor (Merritt, 1998).

1.1.4. Tipos de imágenes.

El estudio de las diferentes técnicas de imagen lleva consigo el aprendizaje de conceptos y criterios imageneológicos específicos para cada una de las técnicas. De este modo, cuando trabajamos con rayos X hablamos de densidades, mientras que con la resonancia magnética observamos el cuerpo humano a través de la intensidad de señal que muestran los iones de hidrógeno (H^+) contenidos en cada uno de los tejidos (Jiménez, 2003; Martínez, 2008).

Por otro lado, con la ecografía se nos muestra la ecogenicidad (capacidad de reflexión y de impedancia acústica) de los tejidos al ser atravesados por los ultrasonidos (US). A mayor ecogenicidad del tejido mayor capacidad de reflexión

y de impedancia acústica, se observará más blanco, hiperecoico. Por el contrario, a menor ecogenicidad (menor capacidad de reflexión y de impedancia acústica), el tejido se observará más negro, anecoico (Brasseur y Tardieu, 1999; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

Basándose en la mayor o menor ecogenicidad de los tejidos, distinguimos los siguientes tipos de imágenes: 1. Imagen anecoica o anecogénica; 2. Imagen hipoecoica o hipoecogénica; 3. Imagen hiperecoica o hiperecogénica; 4. Imagen isoeicoica o isoecogénica; 5. Imagen homogénea; 6. Imagen heterogénea (Alva y Bouffard, 2001; Vargas *et al.*, 2008).

La “imagen anecoica o anecogénica” la encontramos cuando el haz de US atraviesa un medio sin interfases reflectantes en su interior (como, por ejemplo, aquellas estructuras que poseen un contenido líquido), por lo que no se observan puntos de ecogenicidad, generando un imagen negra. Ofrecerán una imagen anecoica estructuras como: la vejiga urinaria, la vesícula biliar, los vasos sanguíneos (fig. 23), las bolsas sinoviales, lesiones ocupantes de espacio, como los quistes; los derrames (por ejemplo, los provocados por una rotura muscular), los procesos inflamatorios y el cartílago articular (fig. 24) (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

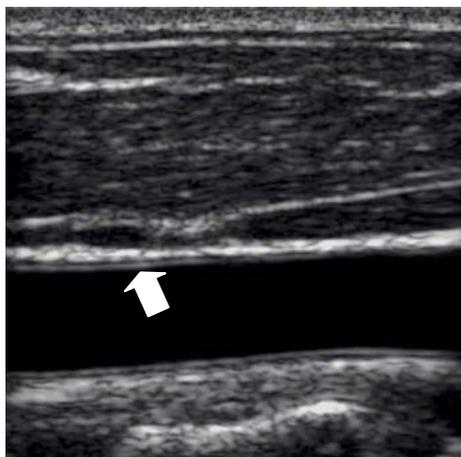


Fig. 23. Exploración longitudinal de la arteria carótida común. La flecha señala la capa íntima.

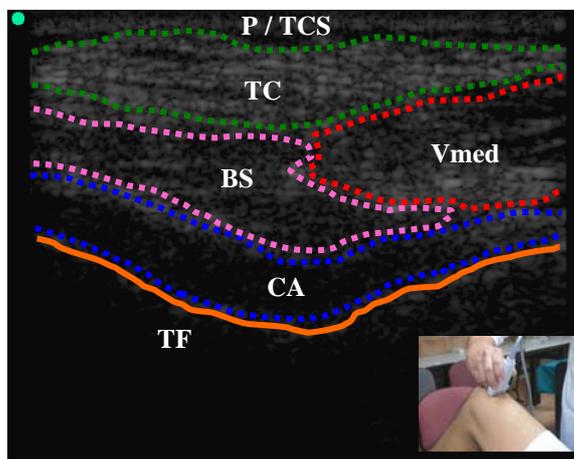


Fig. 24. Exploración transversal del tendón cuadriceps a la altura de la tróclea femoral: BS. Bolsa sinovial suprarrotuliana; CA. Cartílago articular; P. Piel; TC. Tendón cuadriceps; TCS. Tejido celular subcutáneo; TF. Tróclea femoral; Vmed. Vasto medial del cuádriceps. Obsérvese como el cartílago articular, anecoico, cubre a la tróclea femoral.

Las imágenes anecoicas, vinculadas a estructuras que poseen un contenido líquido, en muchas ocasiones, se relacionan con un artefacto, el refuerzo acústico posterior, como consecuencia de la mejora de transmisión de los US al atravesar este medio (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

La “imagen hipoeoica o hipoeogénica” se aprecia cuando en el interior de la estructura se muestran menor número de interfases que en el tejido que la circunda. Se trata de una imagen de la que se reciben pocos ecos, por lo que se observa gris oscura. Ahora bien, dependerá siempre de la estructura con la que se compare. Así, por ejemplo, el tendón es más hipoeoico que el hueso pero menos que el músculo (figs. 25 y 26) (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

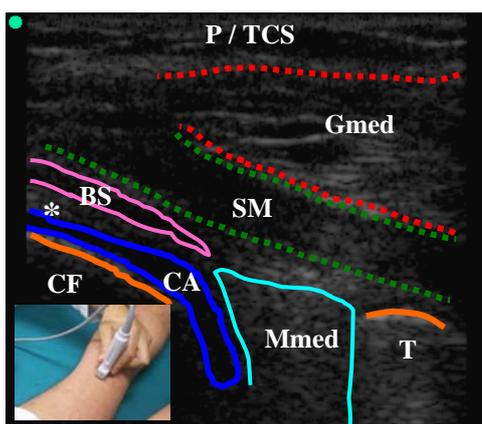


Fig. 25. Exploración longitudinal del cuerno posterior del menisco medial de la rodilla: *. Cápsula articular; BS. Bolsa sinovial del gemelo medial; CA. Cartilago articular del cóndilo femoral medial; CF. Cóndilo femoral medial; Gmed. Gemelo medial; Mmed. Menisco medial; P. Piel; SM. Semimembranoso; T. Tibia; TCS. Tejido celular subcutáneo. Observamos el gemelo medial como una estructura hipoeoica.

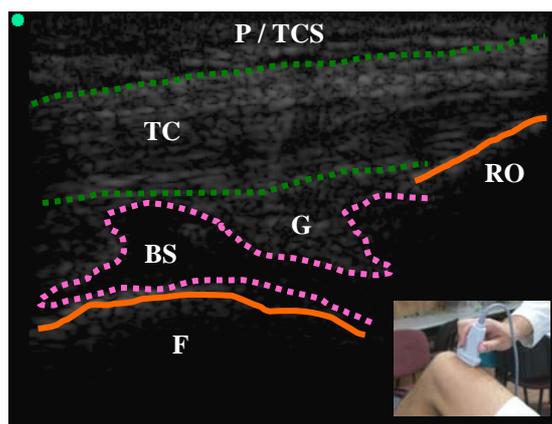


Fig. 26. Exploración longitudinal del tendón cuadriceps: BS. Bolsa sinovial suprarrotuliana; F. Fémur; G. Grasa suprarrotuliana; P. Piel; RO. Base de la rótula; TC. Tendón cuadriceps; TCS. Tejido celular subcutáneo. El tendón cuadriceps se muestra, debido a sus características tisulares, como una estructura de mayor ecogenicidad que el músculo.

La imagen hiperecogénica es aquella en cuyo interior se muestran mayor números de interfases que en el parénquima que le rodea. De ella se reciben muchos ecos (a consecuencia de la gran resistencia que ofrece), por lo que la

imagen se observa blanca. Este tipo de imagen da lugar a que las estructuras que se encuentran inmediatamente por debajo pierdan ecogenicidad. Al igual que con la imagen hipoeoica, una estructura será “hiperecoica o hiperecogénica”, dependiendo del tejido con el que se compare. Así, por ejemplo, el tendón es más hiperecoico que el músculo pero menos que el hueso (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

El tejido óseo es el más ecogénico de todos por la gran reflexión que sufren los US al encontrarse con él, impidiendo que puedan observarse las estructuras que se encuentran inmediatamente por debajo de la cortical ósea. Esta es la razón por la que con la ecografía no podemos obtener un examen y visualización completa de la zona (fig. 27) (Alva y Bouffard, 2001).

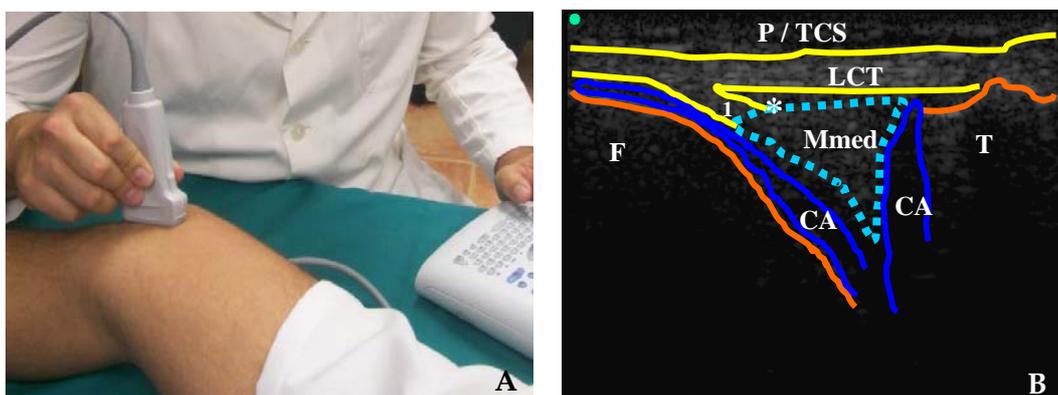


Fig. 27. A. Exploración longitudinal del ligamento colateral medial de la rodilla. B. Corte ecográfico: 1. Inserción meniscal del ligamento colateral tibial (LCT); *. Cápsula articular; CA. Cartílago articular; F. Fémur; Mmed. Menisco medial; P. Piel; T. Tibia; TCS. Tejido celular subcutáneo.

A consecuencia de las características de los tejidos, encontramos estructuras que presentan ecogenicidades similares. Si a esto le añadimos la semejanza morfológica de las mismas, nos obliga a tener un conocimiento exhaustivo de la zona explorada (van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

De este modo, consideramos estructuras “isoecoicas o isoecogénicas”: 1. Los tendones, los ligamentos (fig. 28) y los nervios (fig. 29); 2. Las arterias y las venas (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

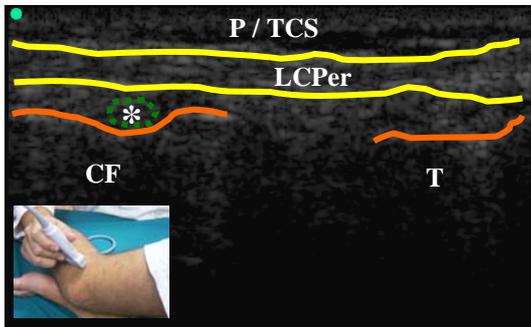


Fig. 28 Exploración longitudinal del ligamento colateral peroneo de la rodilla: *. Tendón del poplíteo; CF. Cóndilo femoral; LCPer. Ligamento colateral peroneo; P. Piel; T. Tibia; TCS. Tejido celular subcutáneo.

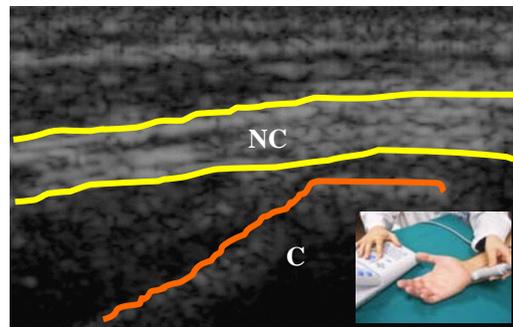


Fig. 29. Exploración longitudinal del nervio cubital: C. Cúbito; NC. Nervio cubital.

El tendón es más ecogénico que el músculo, menos que el hueso e isoecoico con respecto al ligamento y al nervio. Frente a tal diferencia de ecogenicidades, la “homogeneidad” de las mismas en cada una de las estructuras será considerada como un signo de normalidad (figs. 30 y 31) (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeek e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

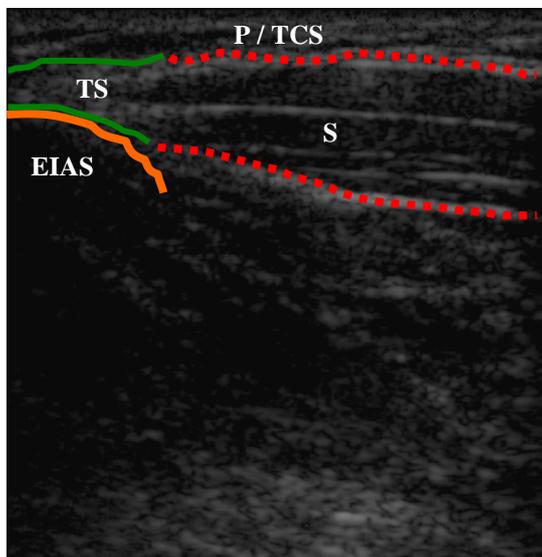


Fig. 30. Exploración longitudinal del músculo sartorio en su origen en la espina iliaca anterior superior (EIAS): P. Piel; S. Sartorio; TCS. Tejido celular subcutáneo; TS. Tendón del sartorio.

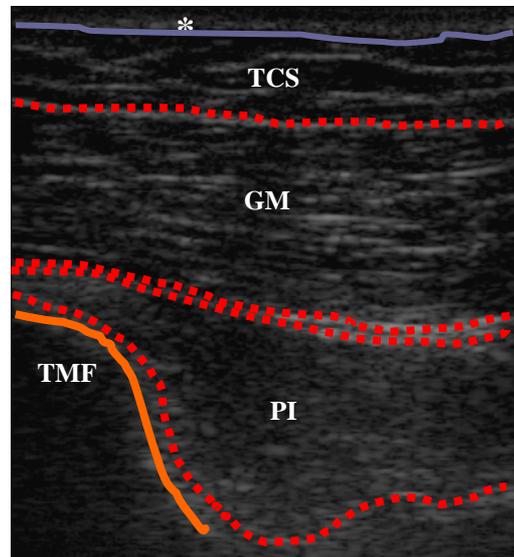


Fig. 31. Exploración longitudinal del músculo piramidal, próximo a su inserción en el trocánter mayor del fémur (TMF): *. Piel; GM. Glúteo mayor; PI. Piramidal; TCS. Tejido celular subcutáneo.

La falta de homogeneidad en la lectura de un tejido lleva consigo la posible presencia de patología. Se considerará “heterogénea” toda aquella imagen que interrumpa la ecogenicidad normal del parénquima. Ésta puede aparecer como una imagen anecoica, hipoecoica o hiperecoica (Alva y Bouffard, 2001; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

En algunas ocasiones este tipo de imagen se relaciona con un artefacto, la anisotropía (fig. 32), ocasionando un posible error en la lectura de la imagen (Balius *et al.*, 2005).

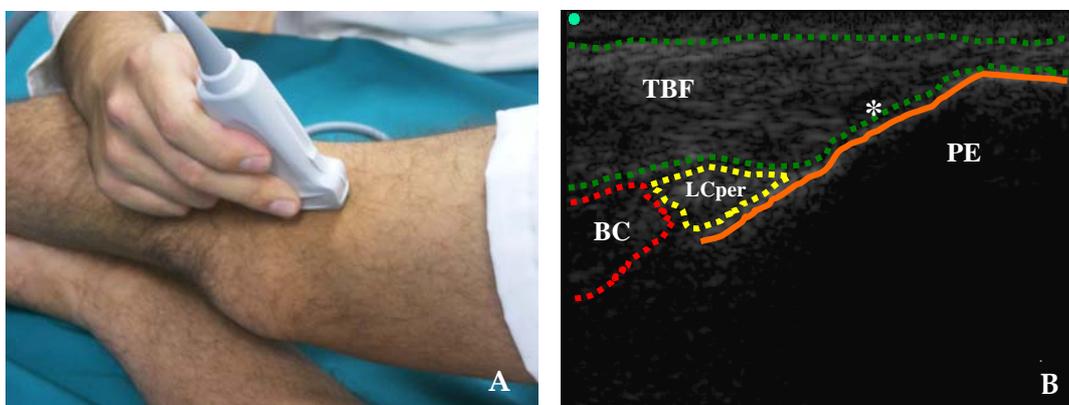


Fig. 32. A. Exploración longitudinal del bíceps femoral en su inserción en la cabeza del peroné; B. Corte ecográfico: *. Anisotropía de inserción; BC. Porción corta del bíceps femoral; LCper. Ligamento colateral peroneo de la rodilla; PE. Peroné; TBF. Tendón del bíceps femoral. La anisotropía es típica, principalmente, de las inserciones tendinosas de músculos largos, mostrándose como una imagen susceptible de tendinosis, pero con ausencia de engrosamiento del tendón.

1.1.5. Artefactos ecográficos.

Un artefacto es definido, en medicina, como toda variación en el trazado de un aparato registrador, no originada por el órgano cuya actividad se desea registrar. En la ecografía, son imágenes especiales provocadas por los ultrasonidos (US) al relacionarse con las diferentes características reflectantes de los tejidos. Su conocimiento es necesario para evitar errores en la lectura de la imagen (van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

Los artefactos más frecuentes son los siguientes: 1. Refuerzo acústico posterior; 2. Sombra acústica; 3. Reverberación; 4. Cola de cometa; 5. Anisotropía;

6. Sombra tangencial; 7. Imagen en espejo; 8. Duplicidad de la imagen (Balius *et al.*, 2005; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

El “refuerzo acústico posterior o realce por transmisión” aparece cuando los US atraviesan un medio anecoico, sin interfases en su interior, como es el medio líquido (figs. 33 y 34), y pasan posteriormente a un medio sólido ecogénico. Se muestra como un incremento de la ecogenicidad, al mejorarse la transmisión de los US, de las estructuras que se encuentran inmediatamente por debajo, alterando la ecogenicidad fisiológica de las mismas (Balius *et al.*, 2005; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

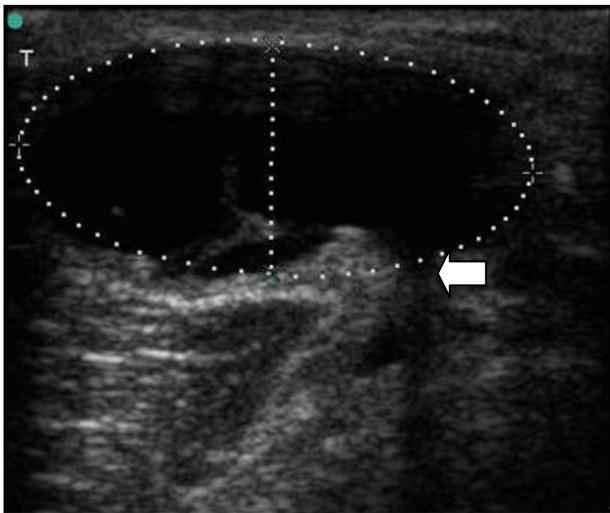


Fig. 33. Exploración de un quiste Baker fruto de la distensión de la bolsa que separa el músculo semimembranoso de la cabeza medial del músculo gastrocnemio. La flecha indica la trompa de conexión con la bolsa sinovial. El contenido sinovial del quiste provoca un refuerzo acústico por debajo del mismo.

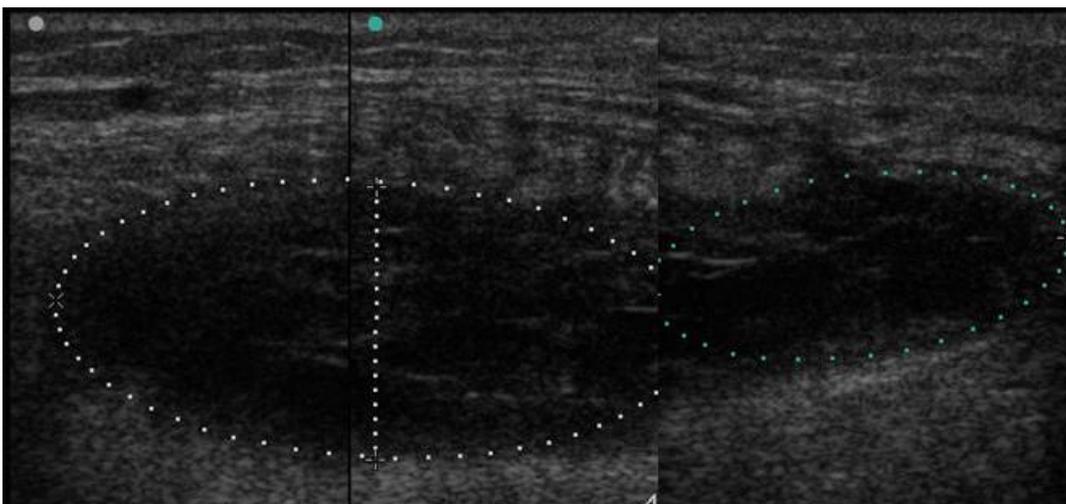


Fig. 34. Reconstrucción panorámica de un derrame acumulado en espacio aponeurótico tras rotura muscular parcial. En profundidad se aprecia el artefacto “refuerzo acústico posterior”.

La “sombra acústica o posterior” aparece cuando los US se encuentran con una interfase muy ecogénica de gran impedancia acústica que no pueden atravesar. Por esta razón se presenta como una imagen hipo-anechoica, lo que imposibilita observar la ecogenicidad de las estructuras que se encuentran por debajo. La encontramos: 1. En la cortical ósea (fig. 35); 2. En las litiasis biliares y renales; 3. En las calcificaciones del sistema músculo-esquelético (fig. 36) (Brasseur y Tardieu, 1999; Rumack *et al.*, 2006).

Esta es otra razón por la que, mediante ecografía, no podemos obtener un corte completo de la zona seccionada (Martínez, 2008).

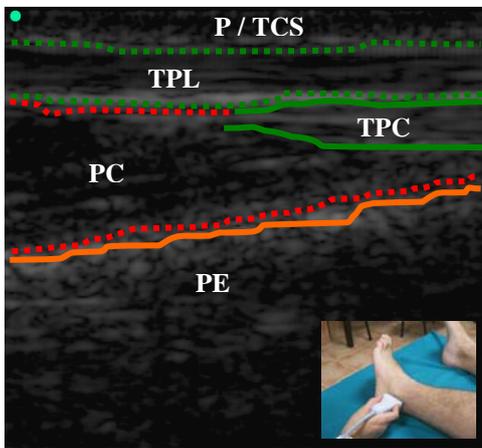


Fig. 35. Exploración longitudinal de los tendones peroneos: P. Piel; PE. Peroné; PC. Peroneo corto; TCS. Tejido celular subcutáneo; TPC. Tendón del peroneo corto; TPL. Tendón del peroneo largo.

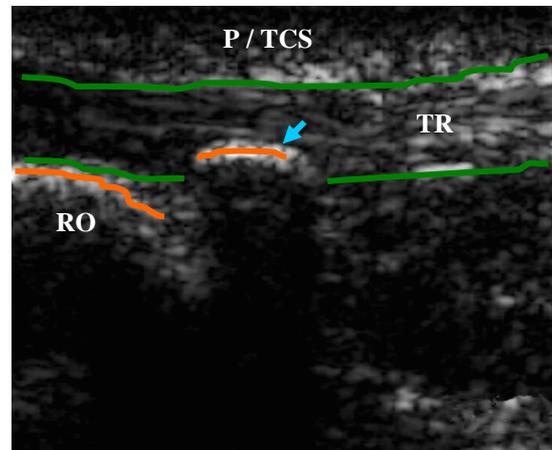


Fig. 36. Exploración longitudinal del tendón rotuliano (TR), próximo a su origen en el vértice de la rótula (RO): P. Piel; TCS. Tejido celular subcutáneo. La flecha indica un proceso calcificante en el tendón rotuliano.

La “reverberación” tiene lugar cuando el haz de US que retorna al transductor es parcialmente reflejado y enviado de nuevo al interior del organismo, donde vuelve a contactar con la interfase original que lo hará regresar nuevamente al transductor. La máquina interpretará que esta porción del haz ha recorrido una distancia doble con respecto al eco inicial. En la pantalla aparecerá una segunda línea localizada al doble de profundidad que la interfase real (figs. 37 y 38) (Rumack *et al.*, 2006; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

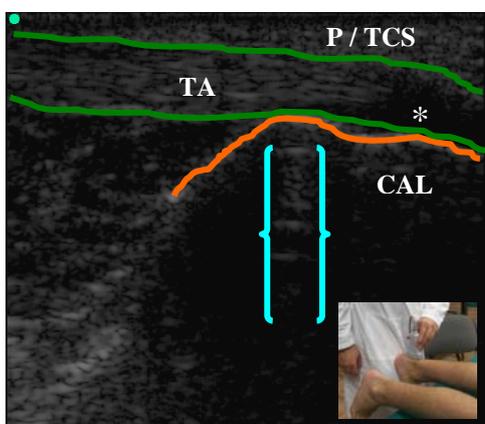


Fig. 37. Exploración longitudinal del tendón de Aquiles (TA) en su inserción en la tuberosidad del calcáneo (CAL): *. Anisotropía de inserción; P. Piel; TCS. Tejido celular subcutáneo. Las llaves enmarcan la reverberación desencadenada al chocar los ultrasonidos contra el calcáneo.

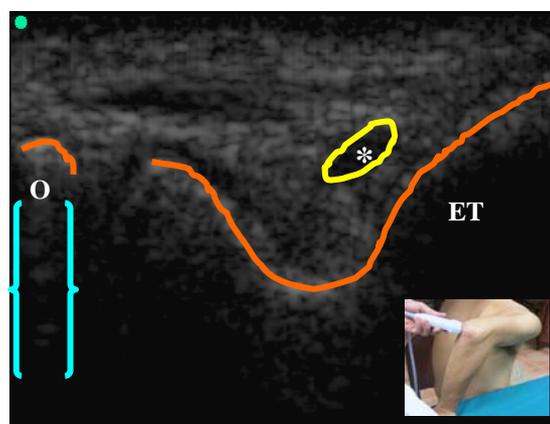


Fig. 38. Exploración transversal del nervio cubital (*) a su paso por el surco para el nervio cubital: ET. Epitróclea; O. Olécranon. Las llaves enmarcan la reverberación al chocar los ultrasonidos contra el olécranon.

Cuando el haz de US choca contra una interfase estrecha y muy ecogénica aparecen detrás de esta interfase una serie de ecos lineales que dan lugar a la “cola de cometa”. Es muy característico de cuerpos extraños muy ecogénicos así como de pequeñas burbujas de aire en el interior de un medio sólido. Este artefacto es de gran utilidad en el hallazgo de material de osteosíntesis (Kremkau y Taylor, 1986; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

La “anisotropía” es la propiedad que tienen algunas estructuras de variar su ecogenicidad dependiendo del ángulo de incidencia del haz de US sobre ellos. Normalmente es debida a una falta de perpendicularidad en la exploración. Este artefacto se muestra como una pérdida de ecogenicidad, pudiendo dar lugar a un error en la lectura al considerarla como una imagen patológica. Aunque la podemos encontrar en músculos, ligamentos y nervios, es en el tendón donde aparece con mayor frecuencia, debido además, a la forma espiroidea que adquieren las fibras de colágeno de los tendones de músculos largos en las zonas de inserción (figs. 39 y 40). Su presencia puede malinterpretarse como un caso de tendinosis. Ante esta situación nos podemos preguntar ¿Cómo diferenciar una anisotropía de inserción de una tendinosis? En la proximidad de las inserciones es

difícil evitar la anisotropía, pero las tendinosis, además de por su falta de ecogenicidad, se caracterizan por un aumento de grosor, desestructuración interna del tendón e hiperplasia vascular, la cual puede ser observada mediante la técnica Doppler Color. Por otro lado, si la posible anisotropía aparece a lo largo de la trayectoria del tendón, al mover la sonda, corrigiendo así la falta de perpendicularidad, la anisotropía desaparecerá (Balius *et al.*, 2005; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

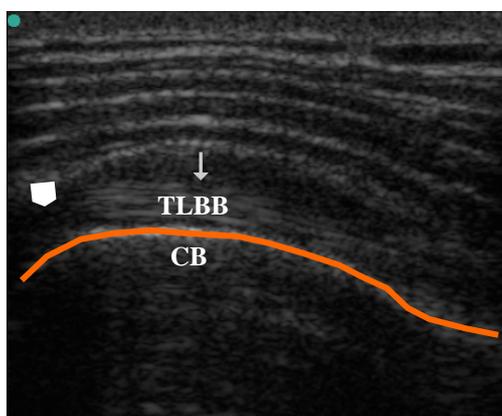


Fig. 39. Corte longitudinal del tendón largo del bíceps braquial (TLBB) a su paso por la corredera bicipital (CB). La cabeza de flecha situada a la izquierda de la imagen muestra como el tendón se vuelve anisotrópico debido a que cambia su orientación en busca de su origen en el tubérculo supraglenoideo de la escápula.

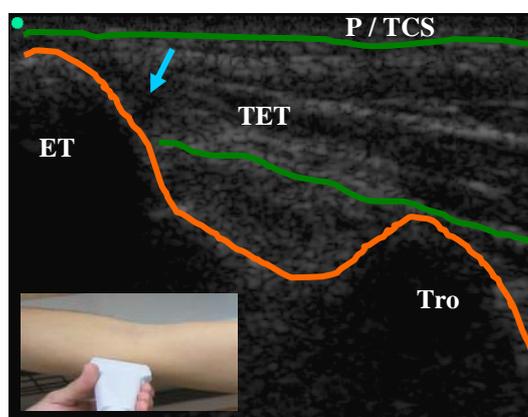


Fig. 40. Corte longitudinal del origen del tendón común de la musculatura epitrocleea (TET); ET. Epitróclea; P. Piel; Tro. Tróclea; TCS. Tejido celular subcutáneo. La flecha señala la presencia de anisotropía en la zona próxima al origen del tendón común de la musculatura epitrocleea.

La “sombra tangencial o efecto del ángulo crítico” se muestra como una sombra, al incidir los US de forma tangencial sobre una superficie muy curva (Vargas *et al.*, 2008).

La “imagen en espejo” se produce cuando una interfase muy ecogénica se encuentra delante de otra imagen curva e hiperecogénica, de tal modo que se puede observar la misma imagen al otro lado de dicha superficie (van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Vargas *et al.*, 2008).

Si el haz de US antes de chocar con una estructura incide tangencialmente sobre otra anterior, se produce una desviación de la luz, dando lugar a una

imagen duplicada del órgano. A este artefacto le denominamos “duplicidad de la imagen” (van Holsbeeck e Introcaso).

1.1.6. Ecografía normal del sistema músculo-esquelético.

Mediante la ecografía se puede llevar a cabo un estudio topográfico de la zona, obteniendo cortes de la misma. A diferencia de la tomografía computarizada o la resonancia magnética, los cortes ecográficos no se realizan con respecto a la extremidad (coronales, sagitales o transversales), sino con respecto a la estructura a explorar (longitudinales y transversales), bien sea un músculo, un tendón, un ligamento, un nervio o un vaso sanguíneo (figs. 41 y 42). Podemos obtener tantos cortes como el explorador crea necesario ya que se trata de una técnica no invasiva y sin contraindicaciones. Las exploraciones pueden ser al mismo tiempo dinámicas para observar el comportamiento del sistema músculo-esquelético en determinadas posiciones y grados de movilidad, y favorecer el conocimiento de la zona estudiada (Balius *et al.*, 2005; Martínez, 2008).

Como ya hemos explicado anteriormente la sonda será lineal y de alta frecuencia y así obtener una mayor información del sistema músculo-esquelético (Brasseur y Tardieu, 1999).

En el estudio ecográfico del sistema músculo-esquelético siempre debemos tener en cuenta la posible presencia de los artefactos anteriormente comentados, en especial la anisotropía (Vargas *et al.*, 2008).



Fig. 41. Exploración longitudinal del ligamento colateral tibial de la rodilla.



Fig. 1.42. Exploración transversal de la pata de ganso superficial.

Es de gran utilidad el estudio simultáneo de la estructura contralateral que nos permitirá establecer comparaciones objetivas. Habremos de tener en cuenta en todo momento el hemicuerpo dominante y las características particulares de cada individuo (Amorós, 2002).

Todas estas prestaciones permiten realizar estudios morfológicos y morfométricos del sistema músculo-esquelético (fig. 43): grosores, áreas, distancias, ángulos, y análisis cuantitativo de la ecogenicidad. Nos permite establecer valores de normalidad para posteriormente extrapolar esos datos a otros grupos de población como por ejemplo deportistas, y así valorar y prevenir diferentes tipos de lesiones (Martínez, 2008).

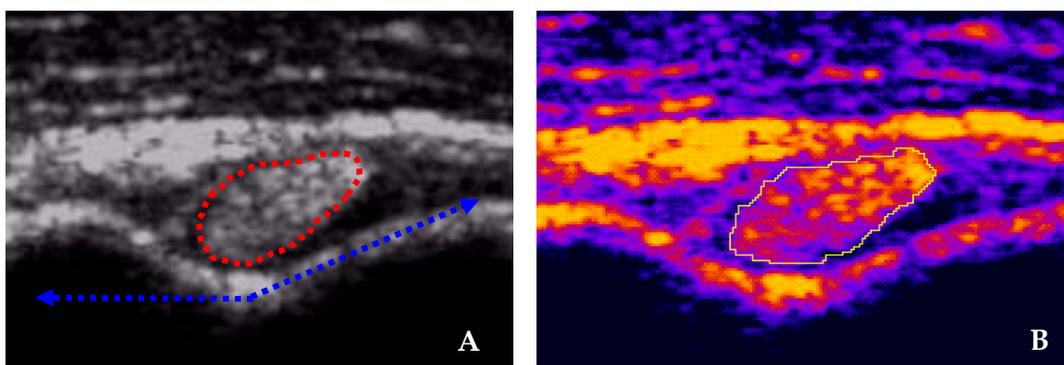


Fig. 43. Exploración transversal del tendón largo del bíceps braquial. A. En rojo, estudio del área; en azul, análisis de la angulación de la corredera bicipital. B. Cálculo de la ecogenicidad media del tendón mediante pseudocoloración.

La presencia de patología lleva consigo alteraciones de la ecogenicidad de las estructuras. Por esta razón, su estudio a través de paquetes de análisis de imagen se muestra como una gran herramienta preventiva (Martínez, 2008).

En un corte del sistema músculo-esquelético podremos observar: la piel, el tejido celular subcutáneo, el músculo, el tendón, la cápsula articular y los ligamentos, la bolsa sinovial, la cortical ósea, el cartílago articular, los discos o meniscos articulares, el nervio y vasos sanguíneos (Brasseur y Tardieu, 1999).

La “piel”, ecográficamente se muestra en forma de líneas de elevada ecogenicidad y pequeño grosor (Brasseur y Tardieu, 2001; Van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

El grosor del “tejido celular subcutáneo” depende de la zona a estudiar, del grado de adiposidad y del sexo del sujeto. Habitualmente se muestra como una imagen hipo-anecoica cuyo interior presenta finas paredes hiperecoicas (fig. 44) (Brasseur y Tardieu, 2001).

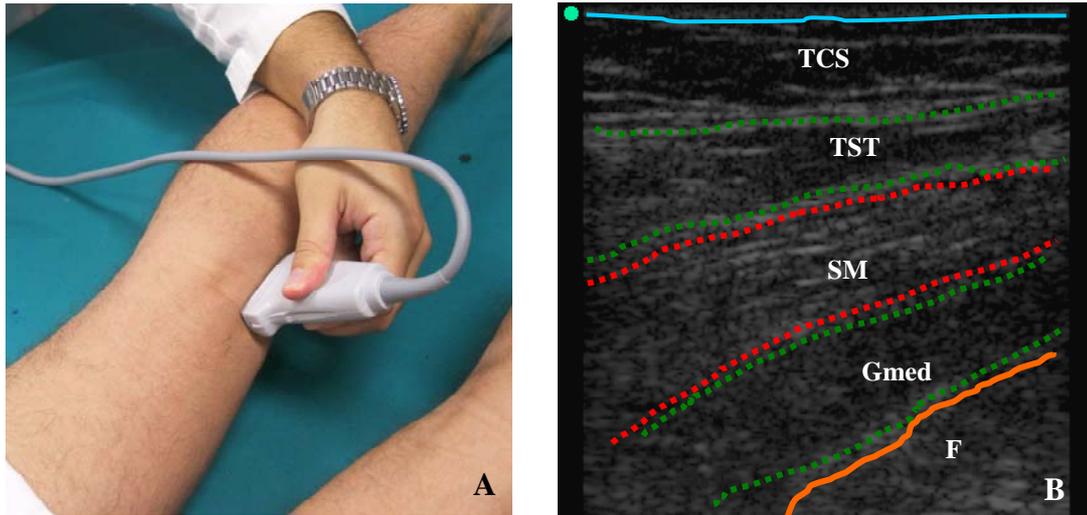


Fig. 44. A. Exploración longitudinal de los isquiosurales previa a su inserción. B. Imagen ecográfica: F. Fémur; Gmed. Origen del gemelo medial; SM. Semimembranoso; TCS. Tejido celular subcutáneo; TST. Tendón del semitendinoso.

La unidad fisiológica o funcional mínima del sistema muscular es la fibra muscular. Cada una de estas células se encuentra rodeada por tejido conjuntivo denso denominado endomisio que contiene capilares y nervios. Las fibras musculares se agrupan formando fascículos cada uno de ellos rodeado de una nueva capa de tejido conjuntivo denominada perimisio o septo fibroadiposo que contiene, además, grasa, vasos sanguíneos y nervios. Finalmente el músculo se encuentra rodeado en su totalidad por un tercer tejido conjuntivo denominado epimisio o aponeurosis que separa unos músculos de otros (fig. 45) (Brasseur y Tardieu, 2001; Balius, 2005; Jiménez, 2007).

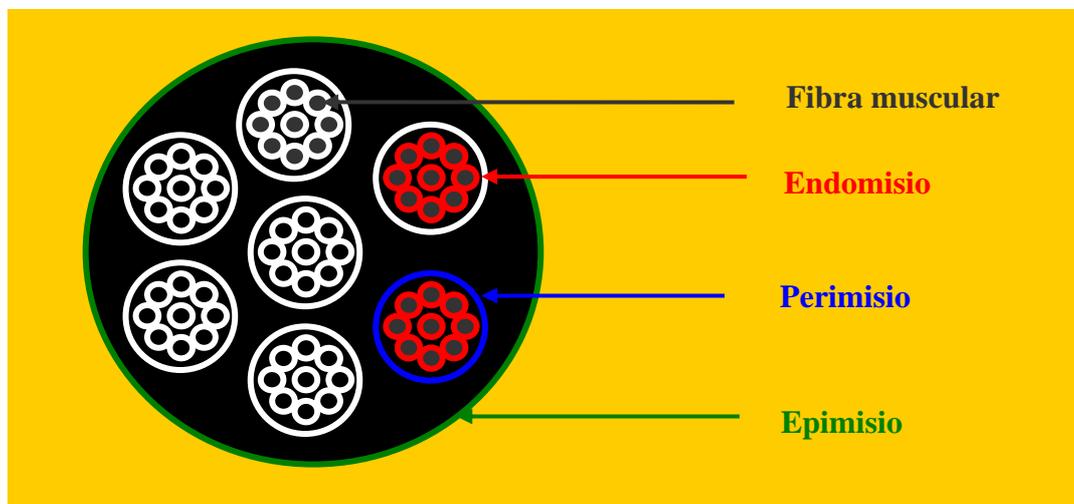


Fig. 45. Esquema transversal de la fisiología muscular.

De este modo, ecográficamente, la fibra muscular se observa anecoica, lo que dota al músculo de un fondo hipo-anecoico. Por otro lado, el perimisio y el epimisio se observan hiperecóticos. Esto explica que los músculos estén muy bien delimitados unos de otros gracias al epimisio o aponeurosis y que en su interior aparezcan bandas (imagen en “pluma de ave” en corte longitudinal) o puntos (imagen en “cielo estrellado” en corte transversal), por la presencia del perimisio (figs. 46 y 47) (Brasseur y Tardieu, 2001; Balias, 2005; van Holsbeeck e Introcaso, 2006; Jiménez, 2007; Martínez, 2008).

Prestaremos especial atención a la presión ejercida con el transductor pues puede alterar la morfología y morfometría normal del músculo, sobre todo, en los casos de rotura muscular (Costa, 2002).

Es conveniente llevar a cabo estudio amplios, observando la dirección de las fibras musculares hacia su unión miotendinosa, hacia su inserción en el periostio o hacia la propia aponeurosis perimuscular; al mismo tiempo que visualizamos como se comporta en contracción y relajación (Balias, 2005).

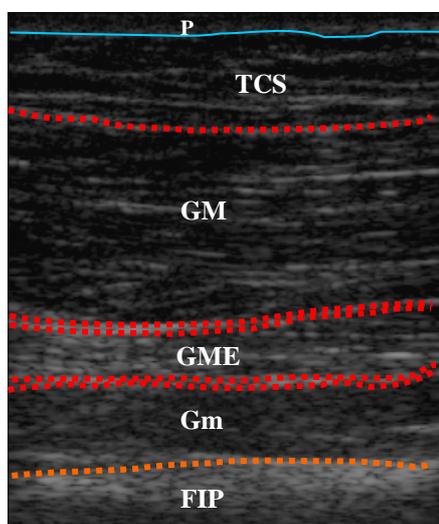


Fig. 46. Exploración longitudinal del glúteo mayor (GM): FIP. Fosa ilíaca posterior; Gm. Glúteo menor; GME. Glúteo medio; P. Piel; TCS. Tejido celular subcutáneo. En la imagen observamos las fibras del glúteo mayor cortadas longitudinalmente.

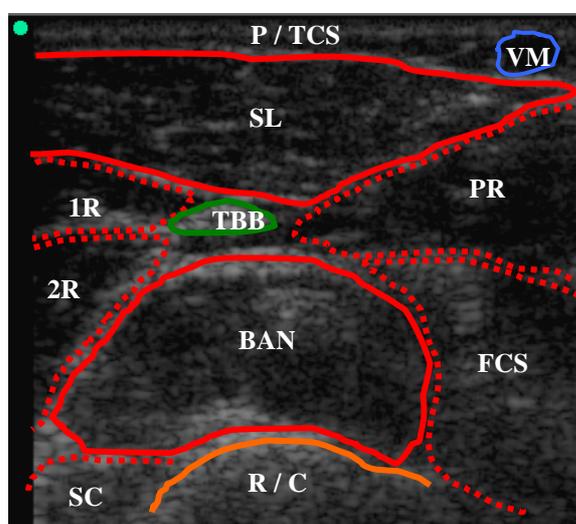


Fig. 47. Exploración transversal del músculo braquial anterior (BAN): 1R. Primer radial; 2R. Segundo radial; C. Cúbito; FCS. Flexor común superficial de los dedos; P. Piel; PR. Pronador redondo; R. Radio; SC. Supinador corto; SL. Supinador largo; TBB. Tendón de inserción del bíceps braquial; TCS. Tejido celular subcutáneo; VME. Vena mediana. Observamos cortadas transversalmente las fibras musculares de los diferentes vientres.

Al realizar la contracción, el músculo se acorta y engrosa, se observan, de forma global, una imagen más hipoeoica del mismo. Resulta del mismo modo interesante comprobar el estado de los espacios aponeuróticos mientras se practican contracciones y movimientos articulares, valorando que la disociación de los diferentes planos musculares sea la correcta (fig. 48). La frecuencia empleada para la exploración de músculos superficiales es de 10 - 20 MHz, mientras que para músculos profundos o en personas obesas es de 5 - 7,5 MHz (Balius, 2005; Vargas *et al.*, 2008).

El tendón se encuentra constituido por células (tenoblastos, tenocitos), sustancia fundamental (agua en un 80% y proteoglicanos en un 2-4% del total de la matriz extracelular) y fibras (colágeno tipo I en un 65-85% y elastina en un 1-2%, del peso seco del tendón) (Fawcett, 1997).

Las fibras de colágeno, en los tendones de músculos cortos, se orientan paralelas al eje del tendón, mientras que en los músculos largos adquieren una

forma espiroidal. Junto con el conocimiento de la trayectoria del tendón por debajo de la piel, son factores a tener en cuenta en la posible aparición de la anisotropía. Por esta razón, en los estudios tendinosos, modificaremos la oblicuidad de la sonda, intentando adquirir la imagen más clara y con menor riesgo de error en su lectura (Gutiérrez, 2008).

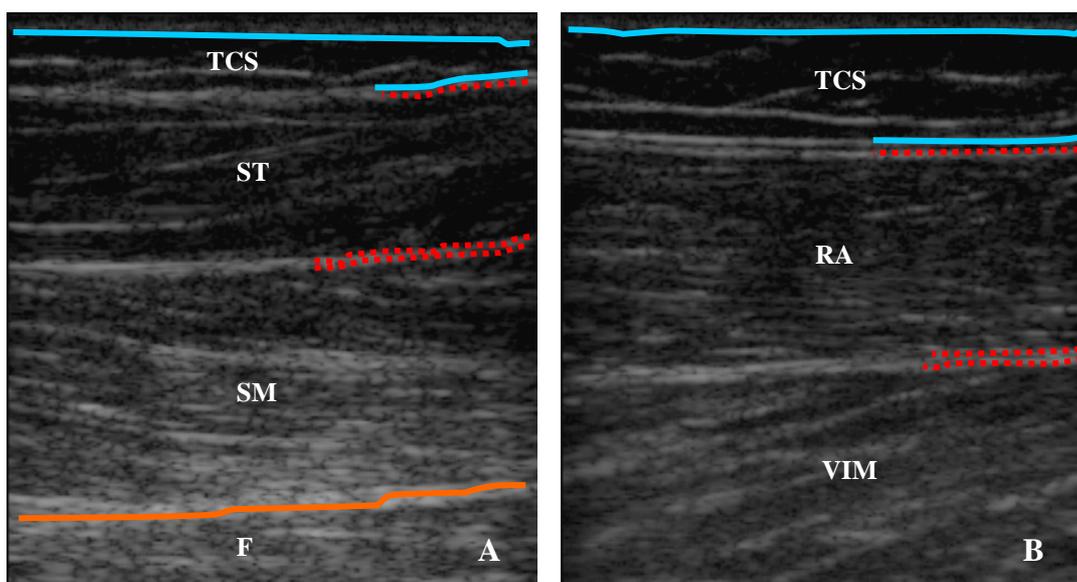


Fig. 48. A. Exploración longitudinal de la musculatura isquiosural: F. Fémur; SM. Semimembranoso; ST. Semitendinoso; TCS. Tejido celular subcutáneo. B. Exploración longitudinal del recto anterior del cuádriceps (RA): TCS. Tejido celular subcutáneo; VIM. Vasto intermedio del cuádriceps. Mediante ecografía podemos apreciar el ligero espacio aponeurótico, existente entre los diferentes grupos musculares.

Las fibras de colágeno, como unidad mínima principal del tendón, ecográficamente se observan hipo-anecoicas y se encuentran rodeadas por un tejido conjuntivo denominado endotendón o peritendón interno, hiperecoico. Estas fibras se agrupan formando fascículos tendinosos, envueltos por un nuevo tejido conjuntivo denominado epitendón o peritendón externo, hiperecoico. Finalmente, todos los fascículos tendinosos en conjunto se encuentran envueltos por un tercer tejido conjuntivo denominado paratendón, también hiperecoico (fig. 49) (Jiménez, 2003; Jiménez, 2007; Martínez, 2008).

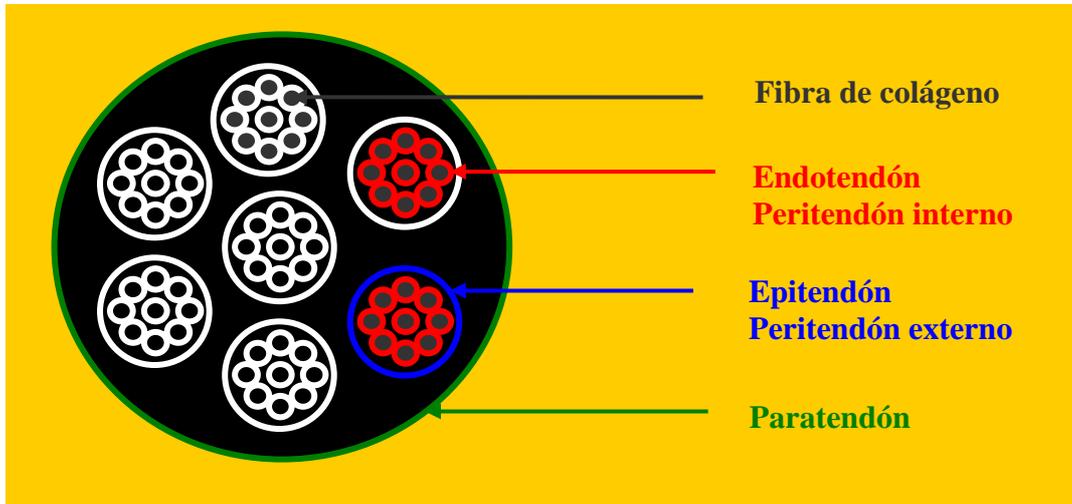


Fig. 49. Esquema transversal de la fisiología tendinosa, similar a la muscular.

Así, en un corte longitudinal (fig. 50), el tendón se encuentra muy bien delimitado por el paratendón. El fondo es hipo-anecoico, correspondiente a las fibras de colágeno, sobre el que se dibujan bandas hiperecoicas pertenecientes al epitendón. Por otro lado, en un corte transversal (fig. 51), al igual que en el longitudinal, el tendón se encuentra delimitado por el paratendón. El fondo del mismo, hipo-anecoico, corresponderá a las fibras de colágeno, sobre las que se muestran puntos hiperecoicos correspondientes al endotendón y al epitendón (Jiménez, 2003; Jiménez, 2007; Martínez, 2008).

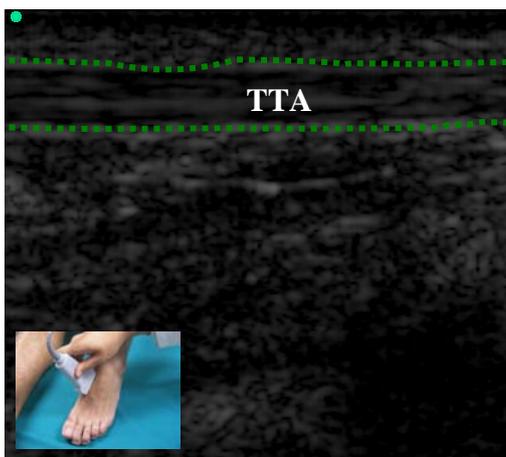


Fig. 50. Exploración longitudinal del tendón del tibial anterior (TTA).

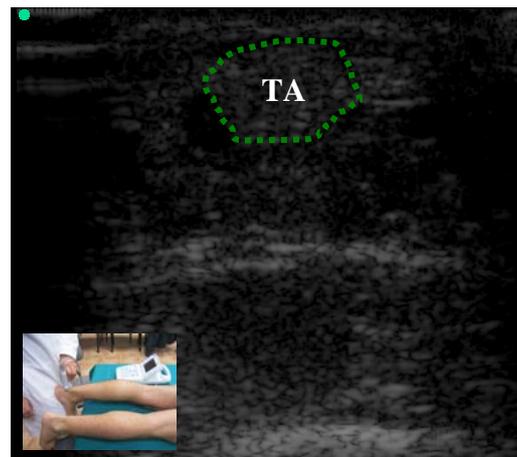


Fig. 51. Exploración transversal del tendón de Aquiles (TA).

El tendón se encuentra nutrido por una red de pequeñas arterias paralelas a las fibras de colágeno que conectan con el endotendón. Cambios en las fuerzas de tracción de las fibras de colágeno, por alteraciones biomecánicas, llevarían consigo una afectación intratendinosa vascular, como fase inicial de un proceso degenerativo (Vázquez y Marugan de Bueis, 2004).

Algunos tendones, al discurrir próximos al hueso, presentan una vaina sinovial serosa (fig. 52) que facilitan su biomecánica. Estas vainas constan de dos hojas (la visceral, pegada al tendón y la parietal, pegada a las estructuras anexas), separadas por líquido sinovial, anecoico, de 1-2 mm de grosor. Ambas se relacionan a través del mesotendón, no visible en condiciones normales, por donde pasa la vascularización tendinosa (Conde, 1999).

La excesiva extravasación de líquido sinovial (posiblemente de origen articular) entre un tendón y su vaina, como en la tenovaginitis del tendón largo del bíceps braquial, de inicio no lleva consigo afectación intratendinosa, pero con el tiempo obstruirá al mesotendón a través del cual penetra la vascularización, afectando la estructura interna (Conde, 1999).

En la paratendinitis aguda se ha descrito la existencia de células inflamatorias, presentando dos posibilidades de afectación (Conde 1999):

- Tenosinovitis, con lesión de la capa única de tejido sinovial que cubre al tendón.
- Tenovaginitis, con afectación de la vaina sinovial de doble capa que recubre al tendón.

Una vez instaurada la paratendinitis, tras unos días, el exudado fibrinoso llena la vaina del tendón causando crepitación (Conde, 1999).

En la paratendinitis crónica, el tejido peritendinoso se engrosa estableciéndose adherencias con aumento del número de fibroblastos y de vasos sanguíneos además de un infiltrado linfocitario perivascular (Jiménez, 2003; Jiménez, 2007; Martínez, 2008).

Las tendinopatías por sobreuso, crónicas, ocasionadas por movimientos repetitivos y acumulativos llevan consigo una desestructuración interna del tendón con pérdida de continuidad de las fibras de colágeno, finalizando con un proceso degenerativo que actualmente se le denomina tendinosis y no tendinitis debido a la ausencia de grandes cantidades de macrófagos, linfocitos y

neutrófilos, como sería de esperar en un proceso inflamatorio. Esta degeneración mucoide provocada por la tendinosis llevaría consigo como signos ecográficos el incremento del grosor, la pérdida de ecogenicidad y en fases más avanzadas la aparición de hiperplasia vascular y neovascularización (Astrom y Rausing, 1995; Khan *et al.*, 1996; Movin *et al.*, 1997; Maffulli *et al.*, 1998; Khan *et al.*, 1999; Martínez *et al.*, 2005a; Sharma y Maffulli, 2005; Jiménez, 2003; Jiménez, 2007; Martínez, 2008).

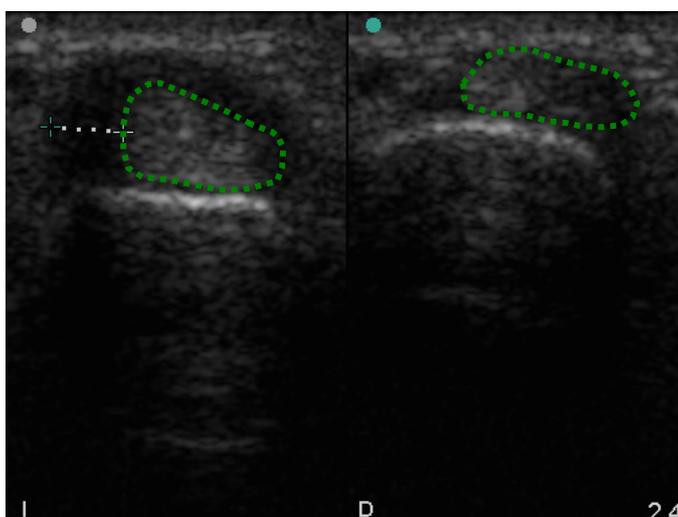


Fig. 52. Exploración transversal del tendón extensor corto del pulgar. Se trata de un estudio comparativo de lateralidad que confirma una tenosinovitis (imagen de la izquierda). El diámetro existente entre el tendón y su vaina, ocupado por líquido sinovial, era superior a 3 mm.

La tensión muscular es transmitida al tendón a través de la unión miotendinosa, separada por dos membranas, en la que no se encuentra una transformación progresiva de fibras musculares a fibras de colágeno. El estudio de la unión miotendinosa nos permite observar dos zonas (músculo hipoecoico y tendón hiperecoico) (fig. 53) (Jiménez, 2003).

Por el contrario en la unión osteotendinosa, pese a no poder observar las partes que intervienen, histológicamente, se ha comprobado que presenta cuatro zonas: tendón, fibrocartilago, fibrocartilago mineralizado y hueso (fig. 54). Recientes investigaciones han observado correlaciones significativas entre el grosor del tercio medio del tendón de Aquiles y la densidad mineral ósea de su inserción en el polo posterior del calcáneo (Martínez *et al.*, 2006e,f; Palomino *et al.*, 2006b).

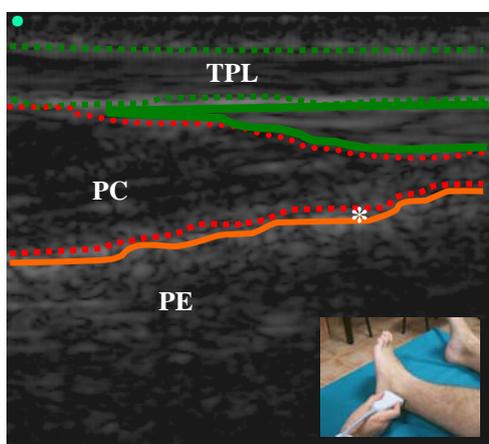


Fig. 53. Exploración longitudinal de los tendones peroneos: *. Unión miotendinosa del peroneo corto (PC); PE. Peroné; TPL. Tendón del peroneo largo.

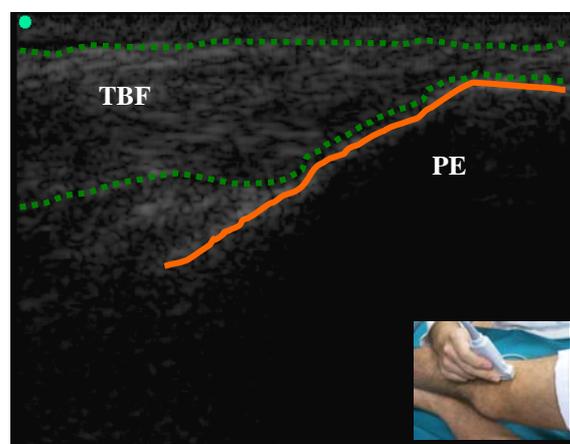


Fig. 54. Exploración longitudinal del bíceps femoral en su inserción en la cabeza del peroné: PE. Peroné; TBF. Tendón del bíceps femoral. Salvo la existencia de anisotropía, en las inserciones tendinosas no observamos un cambio de ecogenicidad referente a la unión osteotendinosa.

En las exploraciones tendinosas en primer lugar se realizarán cortes longitudinales que proporcionan mayor cantidad de información, salvo en el estudio del tendón largo del bíceps braquial, pues su paso a la altura de la porción más proximal de la corredera bicipital, es la zona donde con mayor frecuencia se suele afectar (Lemos *et al.*, 2001; Katsumasa, 2005).

La cápsula articular se observa como una banda hiperecoica (fig. 55). La constitución del ligamento es muy similar a la del tendón, compuesto por fibras de colágeno, entrecruzadas, lo que le confiere mayor irregularidad que al tendón. Su grosor es de aproximadamente 2-3 mm (Brasseur y Tardieu, 1999).

Los ligamentos pueden ser extra o intracapsulares, estos últimos, en ocasiones, de difícil lectura por encontrarse adyacentes a estructuras que muestran una ecogenicidad similar. Los cortes longitudinales (fig. 56) son los que mayor información nos ofrecen, pues en los transversales (fig. 57), la propia grasa que rodea al ligamento nos impide observarlo con claridad. Al tratarse de estructuras muy superficiales, la frecuencia debe de ser superior a 5 Mhz (Brasseur y Tardieu, 1999; Vargas *et al.*, 2008).

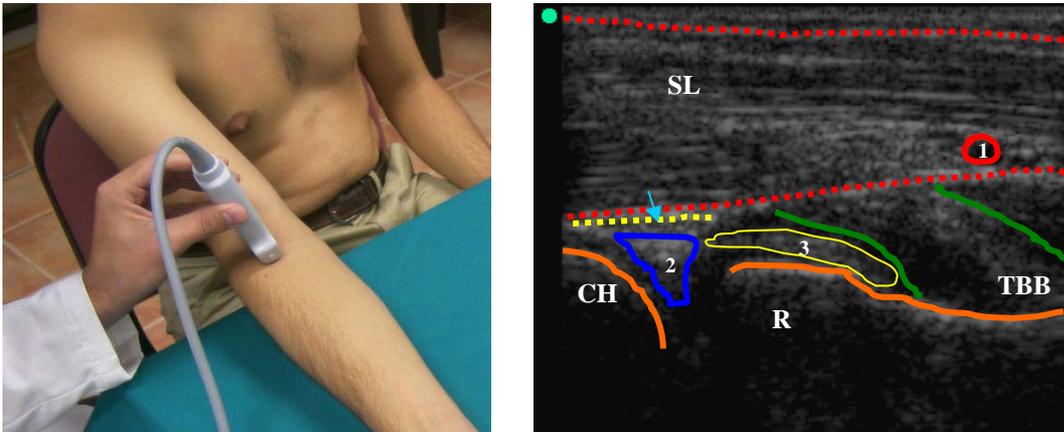


Fig. 55. Corte longitudinal de la inserción del bíceps braquial en la tuberosidad del radio: 1. Rama de la arteria radial; 2. Disco articular húmero-radial; 3. Ligamento anular del radio; CH. Cóndilo del húmero; R. Radio; SL. Supinador largo; TBB. Tendón de inserción del bíceps braquial. La flecha indica la zona correspondiente a la cápsula articular húmero-radial señalada con una línea discontinua amarilla.

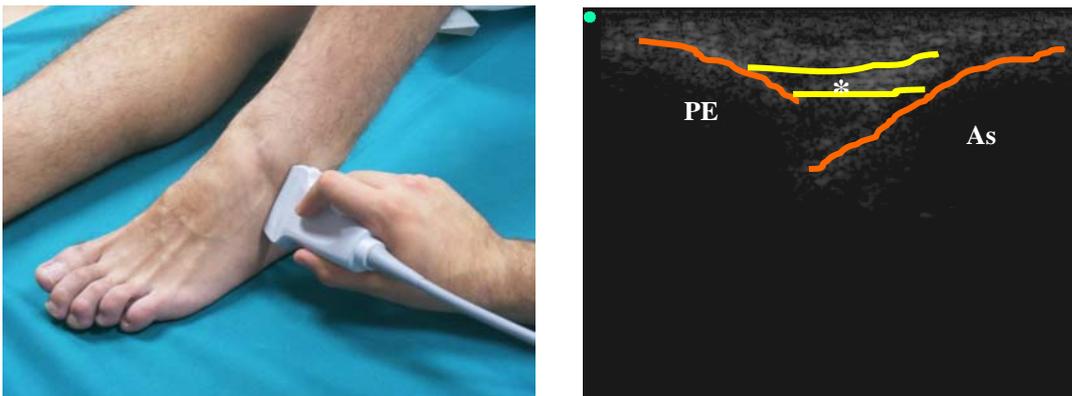


Fig. 56. Exploración longitudinal del ligamento peroneo-astragalino anterior (*): As. Astrágalo; PE. Peroné.

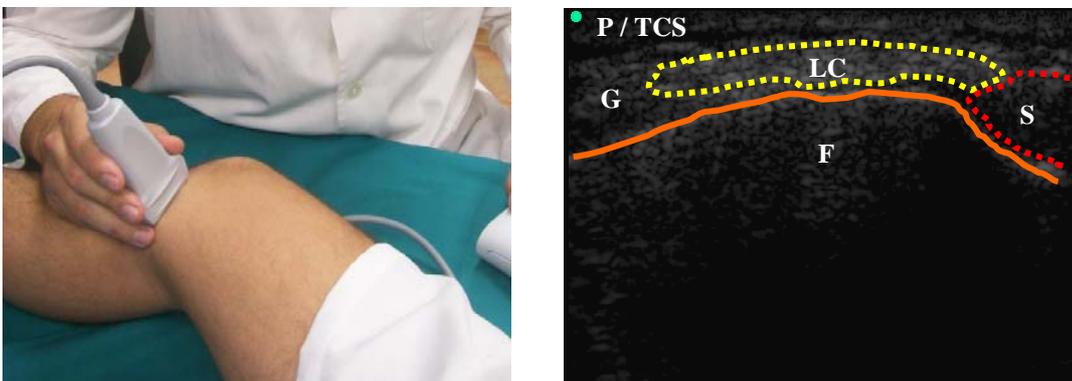


Fig. 57. Exploración transversal del ligamento colateral tibial de la rodilla (LCT): F. Fémur; G. Grasa; P. Piel; S. Músculo sartorio; TCS. Tejido celular subcutáneo.

La bolsa sinovial, que facilita el deslizamiento de las diferentes estructuras anatómicas, ecográficamente se manifiesta como una imagen hipo-anecoica de 1-2 mm, revestida por dos líneas hiperecoicas que representan la interfase entre el líquido del interior y las estructuras de alrededor (fig. 58) (Lemos *et al.*, 2001).

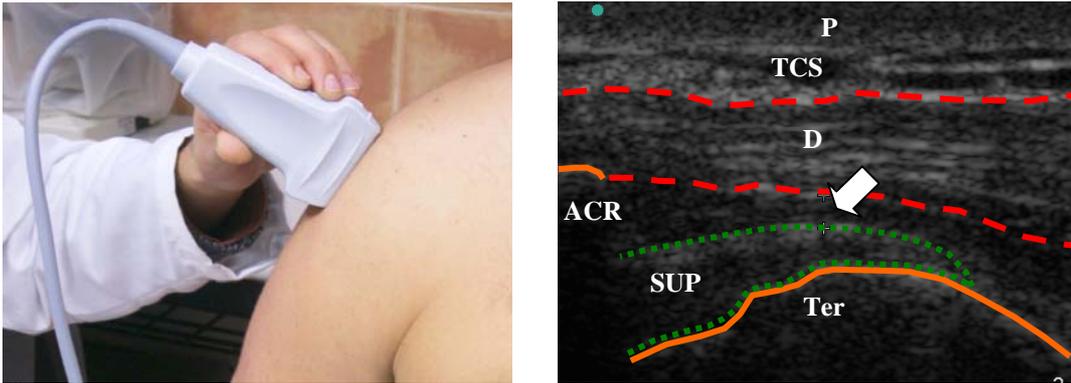


Fig. 58. Corte longitudinal del tendón del supraespinoso (SUP) en su inserción en el troquíter (Ter): ACR. Acromion; D. Deltoides; P. Piel; TCS. Tejido celular subcutáneo. La flecha señala la bolsa sinovial subacromial de 2 mm de diámetro, ligeramente distendida.

La superficie ósea es hiperreflectante debido a la importante diferencia de impedancia acústica que presenta respecto a las estructuras circundantes. Así, la cortical ósea se manifiesta como una línea uniforme de máxima ecogenicidad bien definida y que en ocasiones, externa a ella presenta una estrecha banda hipoecoica correspondiente al cartílago óseo. Es evidente que la ecografía no es la técnica ideal para detectar posibles fracturas, aunque podrían ser observadas si la exploración es lo suficientemente precisa (fig. 59) (Cittadini, 1995; Falk, 2003).

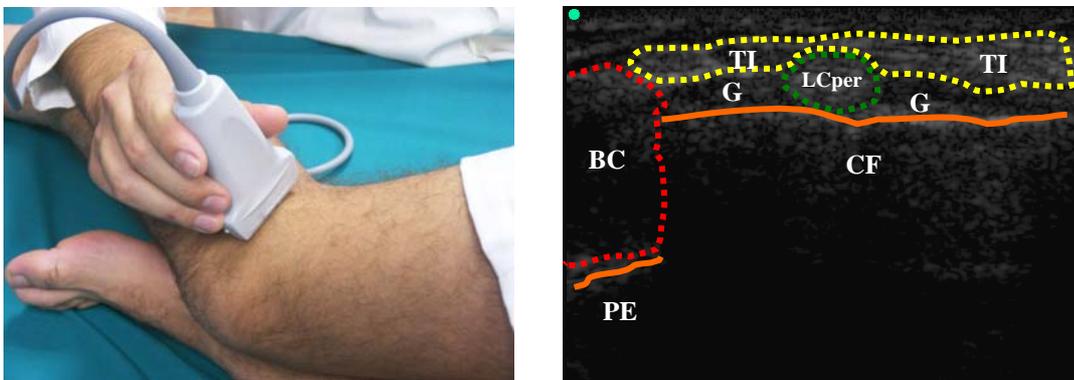


Fig. 59. Exploración transversal del ligamento colateral peroneo de la rodilla (LCper): BC. Porción corta del bíceps femoral; CF. Cóndilo femoral; G. Grasa; PE. Peroné; TI. Tracto iliotibial.

El nervio que es hiperecoico respecto al tejido conjuntivo que le rodea, se presenta, en un corte longitudinal (fig. 60), con forma de cordón, mientras que transversalmente, es redondeado u ovalado. Se diferencia del tendón en que su ecogenicidad es menor y además en el estudio dinámico es una estructura que no se moviliza (Fornage, 1988; Silvestri, 1995).

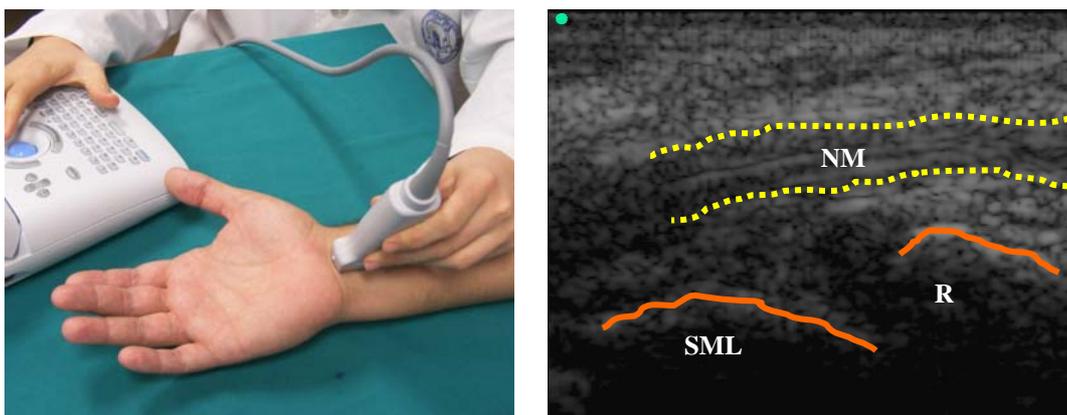


Fig. 60. Exploración longitudinal del nervio mediano (NM): R. Radio; SML. Semilunar.

Son de gran interés los estudios realizados en los casos de compresión del nervio mediano a su paso por el túnel del carpo. Mediante ecografía, el índice actualmente usado para cuantificar su anomalía es un área mayor de 9 mm^2 a nivel de la porción proximal del túnel; es decir, radio o pisiforme. Esto permitiría establecer un diagnóstico sin la necesidad de hacer uso de la electromiografía (Marcela, 2006).

En las arterias, en un corte longitudinal (fig. 61), se visualizan dos líneas de alta ecogenicidad paralelas que delimitan una zona anecoica central de grosor variable, correspondiente a la luz del vaso. Transversalmente (fig. 62) esto se traduce en una estructura más o menos redondeada, anecoica, que se halla rodeada por un halo hiperecoico. Por el contrario, las venas se diferencian en que su pared es más hipoecoica, no son pulsátiles y, cuando se ejerce con el transductor una moderada presión sobre ellas, se colapsan, pudiéndose observar la estructura de sus válvulas (fig. 63) (Pannier, 2002).

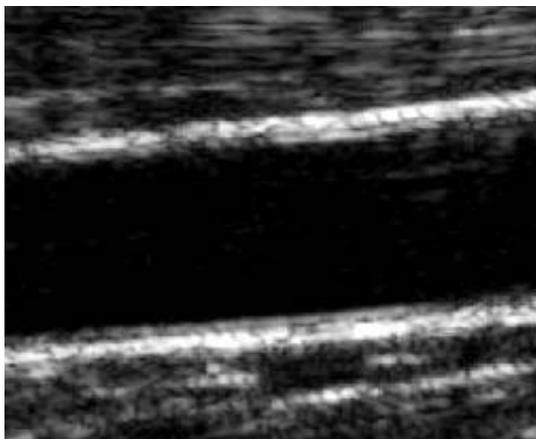


Fig. 61. Exploración longitudinal de la arteria carótida común.

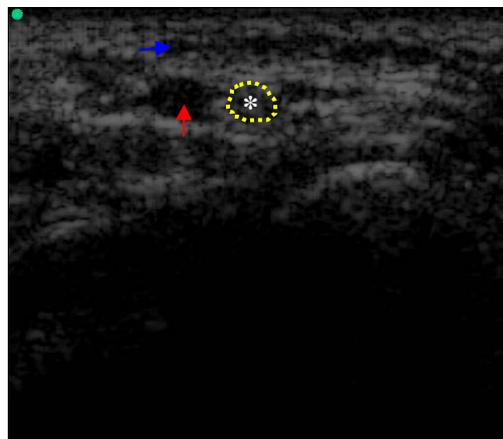


Fig. 62. Exploración transversal de la arteria cubital: *. Nervio cubital. La flecha roja indica la arteria cubital, mientras que la azul una vena superficial.

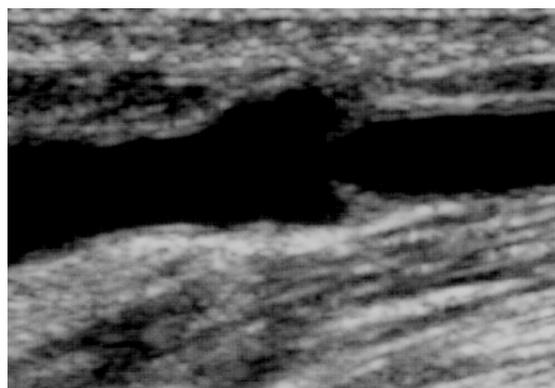


Fig. 63. Exploración longitudinal de una vena superficial en la que se puede apreciar la válvula junto a sus cúspides.

1.1.7. El efecto Doppler.

La obtención de una imagen ecográfica convencional, en tiempo real y escala de grises, requiere un transductor emisor de un pulso de ultrasonidos (US), que al atravesar las distintas interfases de los tejidos, es reflejado y registrado de nuevo por éste. Cuando el eco es reflejado por interfases de tejidos estacionarios, la frecuencia del haz reflejado (F_r) es la misma que la del haz transmitido (F_t), de manera que (Merritt, 1991):

$$F_r - F_t = 0$$

La ecografía basada en el Efecto Doppler, sin embargo, estudia el flujo sanguíneo (concretamente el movimiento de los hematíes). Según este efecto, cuando una onda incide sobre una superficie en movimiento, la onda reflejada varía en su frecuencia de modo proporcional a la velocidad de la superficie reflectora. Es decir, que (García-Fernández, 1988):

$$F_r - F_t \neq 0$$

A esta variación de frecuencia se denomina cambio de frecuencia Doppler o simplemente frecuencia Doppler (Merritt, 1991).

$$\Delta F = 2F_t \cdot V/C$$

V = velocidad del flujo

C = velocidad media del sonido en los tejidos = 1.540 m/s

La diferencia entre ambas frecuencias se calcula mediante la ecuación (Merritt, 1991):

$$\Delta F = F_r - F_t$$

Los equipos provistos de eco-Doppler permiten conocer ΔF y, por tanto, es posible calcular el valor de V. Cuando el flujo se dirige hacia el transductor $\Delta F > 0$ y cuando se aleja $\Delta F < 0$. Sin embargo, esta ecuación es cierta cuando el flujo se mueve exactamente en el mismo eje que el haz del ultrasonido, es decir que el ángulo formado entre el haz ultrasónico y el eje del flujo sea 0° (García-Fernández, 1988).

En la práctica, esto no es posible y siempre existe un ángulo entre estos dos ejes, denominado ángulo Doppler. Introduciendo esta variante sabemos que ΔF

disminuye en proporción al coseno de θ según la ecuación (García-Fernández, 1988):

$$\Delta F = 2F_{tx} \cdot V / C \cdot \cos\theta$$

Si el ángulo θ puede ser medido, la velocidad del flujo V puede ser valorada. Los equipos actuales de eco-Doppler pueden conocer el ángulo y por tanto, calcular la velocidad del flujo. Cuando el ángulo θ se aproxima a 90° el $\cos\theta$ tiende a 0. En consecuencia, cuando el ángulo es de 90° no hay movimiento relativo del flujo con respecto al transductor y no es posible detectar la frecuencia Doppler (García-Fernández, 1988).

Pequeñas variaciones en el ángulo θ producen grandes variaciones en la estimación de la velocidad del flujo. Por eso es recomendable utilizar ángulos entre 30° y 60° (García-Fernández, 1988).

Entre los diferentes sistemas Doppler, destacamos: 1. Doppler color velocidad / frecuencia; 2. Doppler color energía o angio-Doppler (Krebs *et al.*, 2004; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

El "Doppler color velocidad / frecuencia" es un tipo de Doppler pulsado, en el que se utilizan múltiples volúmenes de muestra que se procesan sobre la imagen de tiempo real, superponiendo sobre ella una imagen de color, que corresponde en su tono a la dirección y en su brillo-luminosidad a la de la velocidad. Se ha estandarizado que los tonos rojos indican que el flujo se acerca al transductor y los azules se alejan de él; los tonos puros indican flujos laminares y los brillantes con tendencia al amarillo, flujos rápidos (figs. 64 y 65) (Krembau, 1992).

El Doppler color velocidad / frecuencia proporciona información sobre la dirección y orientación de los vasos y permite ver vasos pequeños o profundos. Sin embargo, tiene el inconveniente de ser incapaz de definir velocidades pico en determinados puntos del vaso, que muchas veces son importantes para establecer el grado de estenosis; en este caso será necesario realizar el análisis espectral (Krembau, 1992).

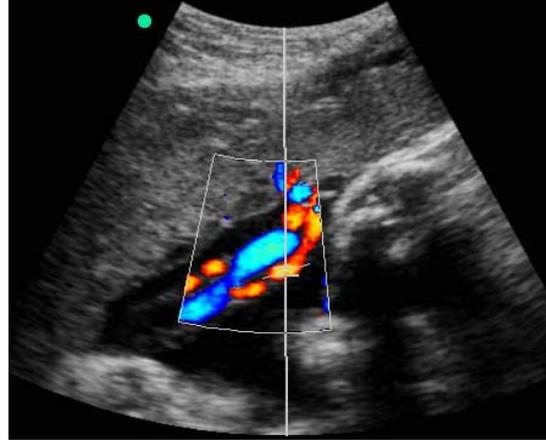
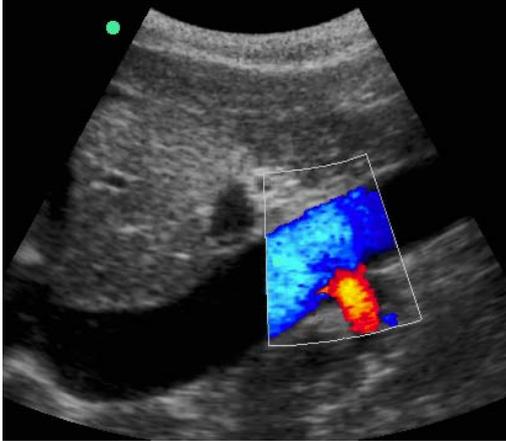


Fig. 64. Corte longitudinal de la vena renal drenando en la vena cava inferior. Fig. 65. Corte longitudinal del cordón umbilical.

En un intento de eliminar estas limitaciones, a principios de 1990 se introduce el Doppler color energía, color power Doppler o angio-Doppler. El sistema de ultrasonidos calcula la amplitud (la energía, la potencia) de la onda de frecuencia Doppler generada por las células sanguíneas en movimiento codificándolas en color. Una de las grandes ventajas de este método es que no depende del ángulo de incidencia ni se produce aliasing (solapamiento) (figs. 66 y 67) (Rubin *et al.*, 1994).

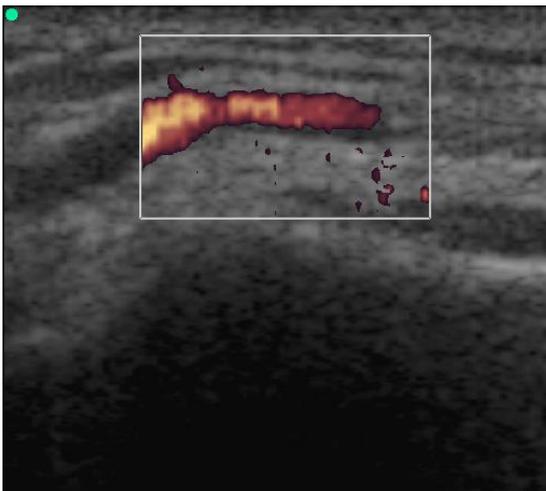


Fig. 66. Exploración longitudinal de la arteria

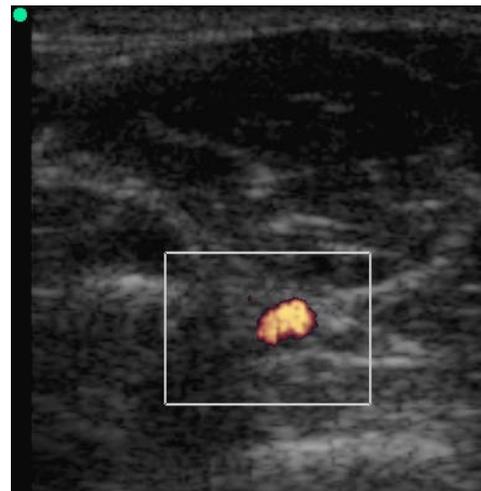


Fig. 67. Exploración transversal de la arteria humeral.

1.1.8. El futuro ecográfico.

En la actualidad, las perspectivas de futuro en la ecografía del sistema músculo-esquelético son numerosas. Entre ellas destacamos el estudio ecográfico tridimensional (3D) (Hrazdira y Skotáková, 2006).

El estudio en 3D consiste en un procesamiento de reconstrucción digital de imágenes para formar una sola imagen en tres dimensiones. Existe el sistema 3D que no construye la imagen al instante mientras que la ecografía 4D realiza imágenes tridimensionales instantáneas en tiempo real. La diferencia con el estudio ecográfico en modo B es que permite realizar cortes tomográficos computarizados del tejido que estamos estudiando (hígado, vesícula, riñones, ovarios, útero, aparato locomotor, etc.) y su posterior reconstrucción tridimensional. En exploraciones fetales se puede realizar en cualquier fase de la gestación, aunque se realiza especialmente en tres épocas del crecimiento del feto: 1. Etapa embrionaria entre las 9 y las 13 semanas (vía vaginal), que permite observar cualquier malformación de la cabeza, columna y extremidades; 2. Etapa embrionaria entre las 18 a 21 semanas, para tener una visualización anatómica completa del feto; 3. Etapa embrionaria entre las 23 a 36 semanas, para observar en especial su rostro y descartar malformaciones de la cara y la boca (Hrazdira y Skotáková, 2006; Martínez, 2008).

El futuro de la ecografía 3D se encuentra en su aplicación en el sistema músculo-esquelético actualmente en constante avance y estudio. Actualmente ya podemos encontrar ecógrafos portátiles con sistemas 3D (Hrazdira y Skotáková, 2006).

Jiménez *et al*, (2007 y 2008) evidencian que en el estudio ecográfico del sistema músculo-esquelético cada vez son más y mejores los avances técnicos. Destacan la “imagen armónica” (THI, tissue harmonic image) que mejora cualitativamente la resolución de las imágenes provocando un mayor contraste tisular y por lo tanto un diagnóstico diferencial más preciso, jugando así un papel muy importante en las patologías del complejo articular del hombro. Destacan también la técnica de “imagen ampliada” que nos ofrece una visión panorámica de las estructuras estudiadas. Por último, se cita el sistema de imagen compuesta o “compound” que incrementando la resolución lateral de la imagen resulta de gran aplicación para aquellas patologías que afectan a los planos más profundos.

1.2. Análisis computarizado de la imagen ecográfica: prevención, diagnóstico, validación terapéutica y evolución lesional.

1.2.1. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del sistema músculo-esquelético.

La ecogenicidad es la lengua con la que se expresan ecográficamente los tejidos corporales. Los ultrasonidos (US) al chocar y reflejarse en los tejidos son de nuevo recogidos por la sonda y procesados por el ecógrafo mostrándonos en una pantalla osciloscópica una imagen llena de puntos que oscilan entre el blanco y el negro, denominados “puntos de ecogenicidad”, responsables de la representación de la imagen ecográfica en dos dimensiones (2D) y cuyo tamaño y luminosidad dependerá de la intensidad de la reflexión (fig. 68) (de Groot *et al.*, 2007; Terrades *et al.*, 2007).

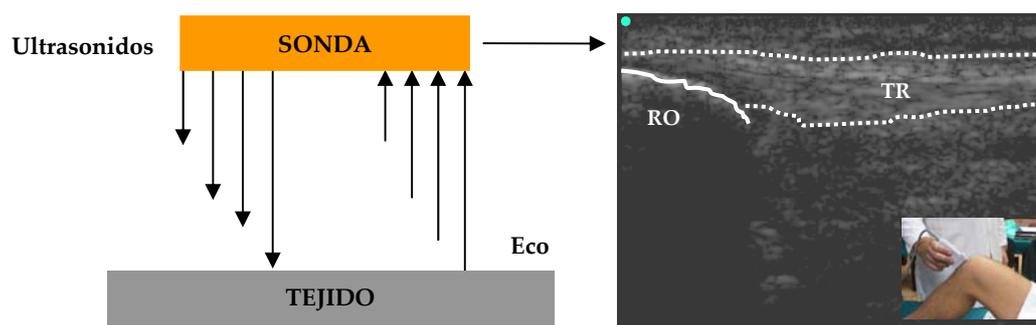


Fig. 68. A la izquierda observamos el esquema de obtención de la imagen ecográfica. A la derecha se aprecia el resultado de este proceso de obtención de imagen. Concretamente se trata de una exploración longitudinal del tendón rotuliano (TR) en su origen en el pico de la rótula (RO).

Ante el concepto de ecogenicidad nos planteamos las siguientes preguntas ¿somos capaces de reconocer las diferentes tonalidades de grises o de ecogenicidad que nos muestra la imagen ecográfica?, ¿qué ecogenicidad le asignamos a cada uno de los tejidos del sistema músculo-esquelético?, ¿presentan la misma ecogenicidad un tejido u órgano en estado de normalidad y de patología? El ojo humano sólo es capaz de discriminar varias docenas de grados o niveles de grises mientras que un ordenador puede aislar hasta 256 niveles de grises cuyos valores oscilan entre el 0 y el 255 (fig. 69). Un medio líquido ofrece muy poca resistencia al paso de los ultrasonidos por lo que presentará una

ecogenicidad cercana al 0 (fig. 70). Por el contrario, el tejido con más impedancia acústica es el óseo por lo que sus valores se aproximarán al 255 (fig. 71) (de Groot *et al.*, 2007; Terrades *et al.*, 2007).

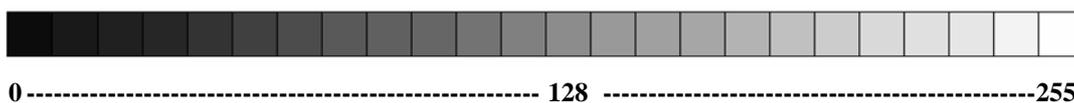


Fig. 69. Escala de grises, en la que los valores 0 y 255 representan respectivamente el negro y blanco absoluto.



Fig. 70. Corte transversal del tendón largo del bíceps braquial a su paso por la corredera bicipital. La flecha indica su desestructuración por obstrucción del meso y como consecuencia de una tenovaginitis, mostrándose con un exceso de líquido sinovial (anecoico) entre el tendón y su vaina, dando lugar a un refuerzo acústico posterior.

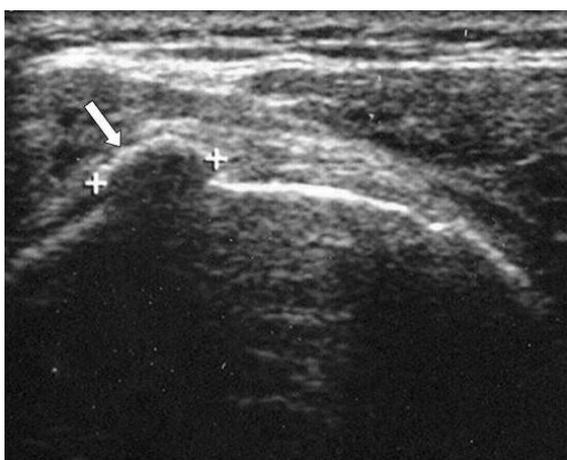


Fig. 71. Corte longitudinal del tendón del supraespinoso. La flecha indica un foco hiperecogénico de 12 mm de longitud con sombra acústica posterior como signo de calcificación.

Los signos ecográficos que definen el estado de normalidad de un órgano vienen determinados por el análisis morfométrico de su área, grosor, anchura, forma, posiblemente ángulo de inclinación y por supuesto su ecogenicidad. Esta ecogenicidad ha sido interpretada clínicamente a través del ojo humano permitiendo discriminar signos ecográficos patológicos “muy evidentes” como el edema, un derrame, procesos degenerativos, pérdidas de continuidad tendinosa (fig. 72) o ligamentosa o la presencia desmedida de líquido sinovial entre un tendón y su vaina (Souissi *et al.*, 1989; Conde *et al.*, 1999; Vázquez y Marugan de Bueis, 2004).

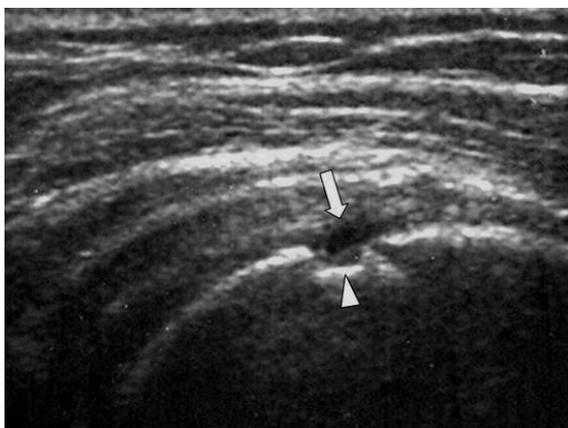


Fig. 72. Corte longitudinal del supraespinoso en un paciente con desgarro parcial del manguito de los rotadores (flecha) y presencia de una irregularidad ósea local (cabeza de flecha).

El conocimiento de los signos ecográficos normales y patológicos ha permitido llevar a cabo precisos diagnósticos, controles evolutivos y evaluaciones terapéuticas. De todos los signos mencionados, el más importante y que caracteriza a la patología es la ecogenicidad, por desgracia, el único no cuantificado. El estudio cuantitativo de la ecogenicidad (fig. 73) junto con el de otras variables morfométricas (grosos, anchuras, diámetros, circularidad, ángulos, etc), obtenidos a través de programas de análisis de imagen, nos conducirá a un mayor conocimiento del sistema músculo-esquelético al permitir: observar su comportamiento ecogénico normal y patológico; mejorar la precisión del diagnóstico médico a través de la ecografía; valorar de forma numérica y objetiva la evolución lesional; evaluar y validar cuantitativamente los diferentes tipos de tratamiento médico, farmacológico, físico y manual; y lo que es más importante para todo el colectivo sanitario y para toda la sociedad sedentaria, laboral y deportista, prevenir los procesos degenerativos del sistema músculo-

esquelético pues “los cambios ecogénicos se muestran previos a la sintomatología” (Kainberger *et al.*, 1990; Cook *et al.*, 2000; Fredberg y Bolving, 2002).

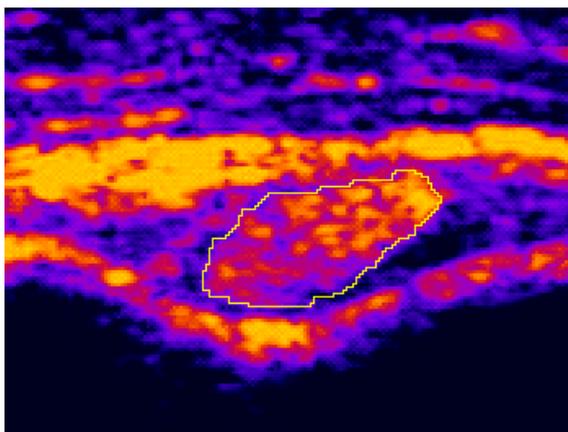


Fig. 73. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del tendón largo del bíceps braquial tras pseudocoloración (modo FIRE), a través de un corte transversal a la altura del tercio más proximal de la corredera bicipital.

1.2.2. Análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GLCM) sobre la imagen ecográfica del tendón.

En la actualidad se abre una nueva frontera y esperanza para el análisis imageneológico ecográfico y en nuestro caso para el tendón. Conocida la información que muestra la ecogenicidad sobre el estado del tendón Ríos-Díaz *et al.*, (2008 y 2009), presenta el “análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GLCM) sobre la imagen ecográfica del tendón rotuliano”.

La cuantificación de la información contenida en las imágenes biomédicas es uno de los aspectos cruciales en este campo puesto que, a priori, 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 (Martínez *et al.*, 2005a,b,d y 2006a,b,c,e; de Groot *et al.*, 2007; Terrades *et al.*, 2007; del Baño, 2008; Martínez, 2008).

En la técnica ecográfica una sonda emite un haz ultrasónico que atraviesa los diferentes tejidos a distintas velocidades en función de la impedancia acústica de los mismos. El haz ultrasónico sufre fenómenos de reflexión (ecos) que son

detectados por la sonda transductora y procesados para dar como resultado la imagen ecográfica (Schmidt, 2008).

Un operador suficientemente entrenado puede detectar cambios respecto de la normalidad basándose en una serie de signos ecográficos (forma de las estructuras, grado de ecogenicidad), que no dejan de ser interpretaciones cualitativas y subjetivas (del Baño *et al.*, 2008).

Una imagen 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 (Jähne, 2002; Pratt, 2007).

En una imagen estándar de 8 bit, el número de niveles de gris es de 256, el ojo humano sólo puede detectar unas decenas de nivel de gris, por lo que los matices de gris resultantes de la distinta impedancia acústica de los tejidos pueden pasar desapercibidos (fig. 74). 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 (Schmidt, 2008).

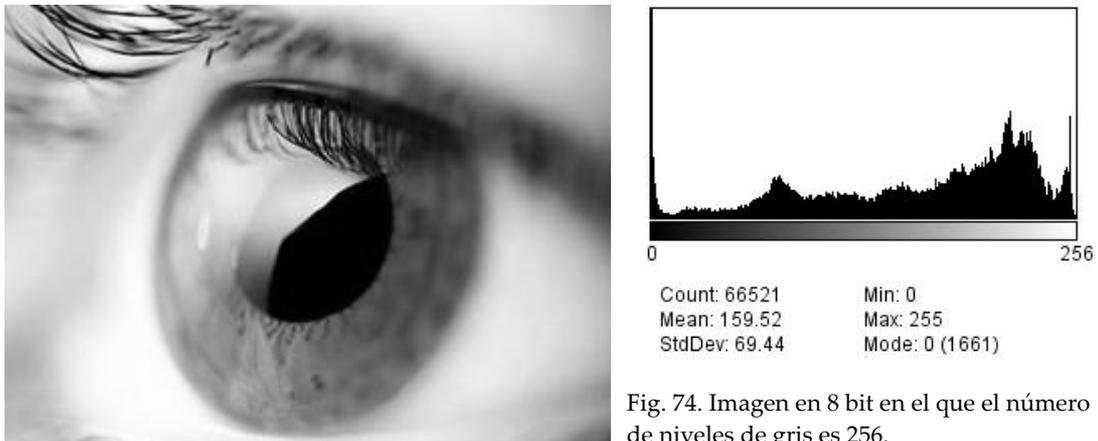


Fig. 74. Imagen en 8 bit en el que el número de niveles de gris es 256.

A través del análisis de imagen 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. En este sentido se ha cuantificado por primera vez los niveles de gris de normalidad

en el tejido tendinoso, a lo que se ha denominado “análisis de la ecogenicidad” (del Baño, 2008).

Si cuantificamos la información contenida en la imagen estaremos en disposición de detectar cambios en ese tendón bien sean debidos a un proceso patológico o bien a una adaptación del tendón a las sollicitaciones mecánicas. Hasta el momento, las variables ecogénicas con las que hemos 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 de nivel de gris, la desviación típica, 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 (Glasbey y Horgan, 1995; González *et al.*, 2004; Pratt, 2007; Farid, 2008).

En este punto debemos introducir el concepto de textura, que 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 algunos autores (Sonka *et al.*, 1998) han denominado tétel (de “textural element” y por analogía a píxel, de “picture element”). El tono estará relacionado con la variación de los niveles de gris de los píxeles y la textura lo estará con la distribución espacial de los niveles de gris. Imágenes con niveles de gris diferentes pueden tener una textura completamente distinta.

Haralick *et al.*, (1973), publicaron un trabajo que ha tenido un gran impacto en el campo del análisis de imagen porque permite cuantificar las características texturales presentes en una imagen. Al método lo denominaron Grey Level Co-ocurrencia Matrix (GLCM) y lo aplicaron con el objetivo de discriminar distintos tipos de terreno en las imágenes por satélite. Desde entonces investigadores de ámbitos muy distintos los han venido utilizando cuando se les presentaba un problema de resolución de texturas. Así, se ha aplicado con éxito en el ámbito de la cartografía y ecología para mejorar las técnicas de identificación de terrenos y ecosistemas a través de fotografías aéreas (Pearlstone, 2000; Sebastián, 2008).

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 las matrices de co-ocurrencia pueden revelar ciertas propiedades sobre la distribución espacial de los grises en la textura de la imagen (fig. 75).

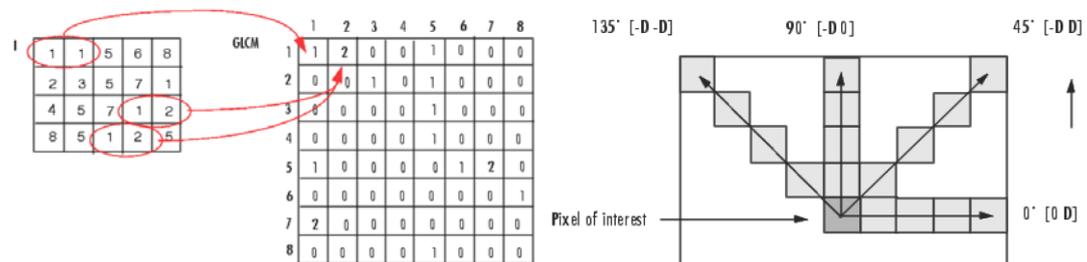


Figura 75. Proceso de construcción de una matriz de co-ocurrencia de nivel de gris (GLCM).

En cuanto la aplicación del análisis textural sobre imagen ecográfica, es relativamente reciente. Christodoulou *et al.*, (2003) y Mougiakakou *et al.*, (2007) 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 neural para la identificación automática.

Distintos investigadores han conseguido mejoras en los diagnósticos mediante imagen ecográfica en tumores prostáticos (Sheppard y Shih, 2005), en tumores del pulmón (Bader *et al.*, 2000), en tumores de endometrio (Michael *et al.*, 2007), o en patología hepática (Cao *et al.*, 2005a,b; Nishiura *et al.*, 2005).

En cuanto a tejido músculo-esquelético y mediante ecografía, Brethour (1994) y Hassen *et al.*, (2001), 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 da una señal hiperecogénica, blanca, frente al tejido muscular que ofrece una señal con menos ecogenicidad). Nielsen *et al.*, (2006), empleó el análisis textural para la caracterización y descripción de la musculatura mediante imagen ecográfica. Estos autores sólo utilizaron parámetros de primer orden y no las matrices de co-ocurrencia.

También se han realizado análisis texturales y de geometría fractales sobre imagen radiológica ósea (Ríos-Díaz *et al.*, 2007a,b); y recientemente se han aplicado estos métodos sobre imagen ecográfica del tendón (Ríos-Díaz *et al.*, 2008 y 2009). Hasta donde llega el conocimiento de los autores, las matrices de co-ocurrencia de nivel de gris no se han aplicado para estudiar y analizar los patrones ecográficos del tejido tendinoso.

Las variables texturales son calculadas a partir de las matrices de co-ocurrencia del nivel de gris (GLCM), que se construyen a partir del análisis de parejas de píxeles para una distancia y orientaciones dadas entre ellos (Haralick *et al.*, 1973; He *et al.*, 1988; Walker *et al.*, 1995; Maths Works Inc., 2005 a,b; Hall-Beyer, 2007):

- Angular Second Moment (ASM): también llamada uniformidad. A mayor ASM, mayor uniformidad (menos variación en los niveles de gris).

Si la ASM es 1, la imagen es completamente uniforme.

- Contrast: es la cantidad de variaciones locales en los tonos de gris de la imagen. Cuanto mayor es la variación de los tonos de gris, mayor es el contraste.

Si el contraste es 0, los niveles de gris son constantes a lo largo de la imagen.

- Correlation: es la dependencia lineal de los tonos de gris en la imagen.

Si la correlación es 0, no existe correlación lineal entre los niveles de gris.

- Entropy: es una medida de complejidad de la imagen. A mayor entropía mayor complejidad.

- Inverse Difference Moment (IDM): también llamada homogeneidad.

La IDM aumenta cuando el contraste entre las parejas de píxeles descende.

1.3. Anatomía funcional del corte ecográfico del tendón largo del bíceps braquial.

La cintura escapular, al igual que la pelviana, sufrió un cambio de dirección en su desarrollo evolutivo con el descenso de los árboles de nuestros antiguos antepasados los homínidos arbóreos. Junto con la adquisición de la bipedestación y de la marcha, la articulación glenohumeral limitó su amplitud de movimientos. Pasó de gozar de una arquitectura diseñada para soportar grandes tracciones, flexiones y abducciones a otra en la que el papel principal lo desarrolla la

aducción, la flexión y las rotaciones. De este modo, en la actualidad, el tendón largo del bíceps braquial se encuentra pagando tributo a tal desarrollo evolutivo (fig. 76) (Martínez *et al.*, 2005a,b,c,d,e; Martínez *et al.*, 2006b,c,d).



Fig. 76. **A.** Exploración transversal del tendón largo del bíceps braquial (TLBB) a su paso por el tercio más proximal de la corredera bicipital (CB) en un hombro de un babuino joven. **B.** Imagen ecográfica. La flecha indica el grosor del tendón del subescapular mucho menos desarrollado que en el humano. Aún así es conveniente recordar que los peleones babuinos o papiones (lo mayores monos del Viejo Mundo) son de hábitos preferentemente terrestres que rara vez suben a los árboles.

Por esta razón, el corte ecográfico transversal del tendón largo del bíceps braquial (TLBB) es el punto de partida dentro del protocolo de exploración del complejo articular del hombro. Las estructuras que en él se pueden evaluar, no sólo ofrecen información directa del estado del tendón sino también de otros elementos de este complejo articular (Brasseur y Tardieu, 1999; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

El TLBB es considerado el pilar central de la articulación glenohumeral lo que revela su interés exploratorio. En relación morfológica, morfométrica y funcional con el TLBB se encuentra la corredera bicipital (CB), la cápsula articular escápulo-humeral con su refuerzo ligamentoso (íntimamente unidos e isoecoicos), la vaina del TLBB y el manguito de los rotadores (la inserción del tendón subescapular y la inserción posterior y lateral del tendón del supraespinoso). Todas estas estructuras pueden ser evaluadas mediante un corte transversal del TLBB junto con la bolsa sinovial subacromial, el fascículo anterior del músculo deltoides y la vertiente lateral del músculo pectoral mayor (van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

A continuación llevaremos a cabo una actualización anatómica de todas aquellas estructuras implicadas en el corte transversal ecográfico del TLBB y relacionadas con la forma, las dimensiones y la biomecánica de este tendón y por lo tanto con la estabilidad e integridad glenohumeral.

1.3.1. Superficies articulares glenohumerales: la cabeza humeral y la cavidad glenoidea.

La cabeza del húmero redondeada y lisa, representa aproximadamente el tercio de una esfera cuyo radio sería de 25 a 30 mm. Mide, por término medio 48,5 mm en sentido vertical y 45 mm en sentido anterior y posterior. Su radio de curvatura es un poco más grande en el plano vertical (25 mm) que en el plano horizontal (22mm). Con el sujeto de pie y con el brazo pendiente a lo largo del cuerpo, la cabeza humeral mira oblicuamente hacia arriba, adentro y atrás. Su eje forma con el cuerpo del húmero un ángulo muy obtuso de 130°-150° (fig. 77) (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

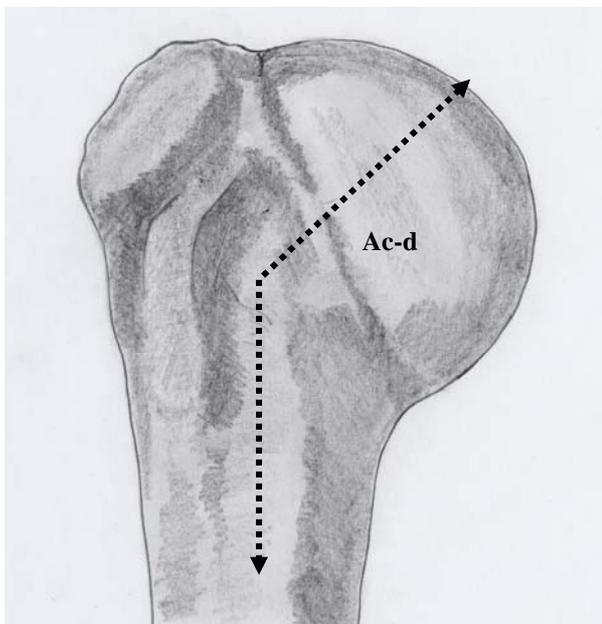


Fig. 77. Visión anterior del tercio proximal del húmero: Ac-d. Ángulo cervico-diafisario del húmero de 130°-150°. Dibujo de Jacinto Javier Martínez

Por otro lado la cavidad glenoidea o glena escapular ocupa el ángulo anterior y externo del omóplato. En su conjunto tiene la forma de un óvalo de eje mayor vertical y con la extremidad gruesa dirigida hacia abajo (fig. 78). Mira oblicuamente hacia fuera, adelante y arriba. Su diámetro vertical mide, por término medio 35 mm, y su diámetro transversal únicamente 25 mm (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

Tanto la glena escapular como la cabeza del húmero se hallan cubiertas por una capa de cartílago articular. El de la glena es más grueso en la periferia que en el centro y también lo es más en la parte inferior que superior. Su mínimo de espesor corresponde al tubérculo glenoideo: en este punto, el cartílago toma ordinariamente el aspecto de una mancha amarillenta y grisácea, de contornos mal definidos y de 3 mm a 4 mm de extensión (la mancha glenoidea) (Miralles, 1998; Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001; Rouvière y Delmas, 2008).

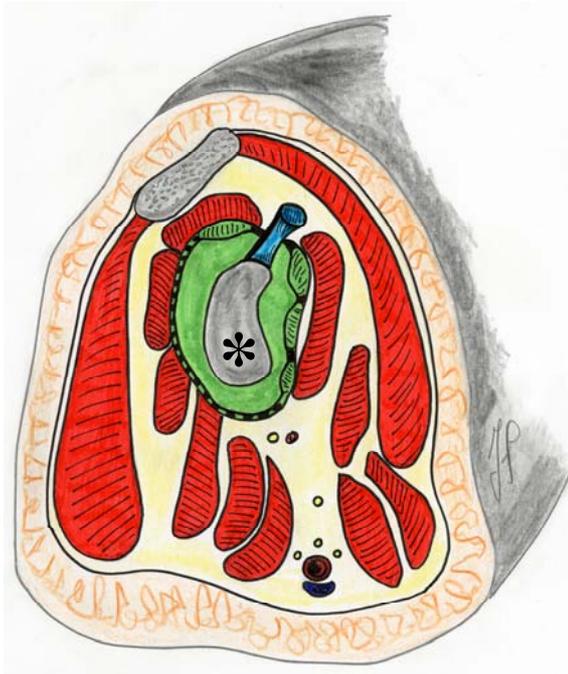


Fig. 78. Corte sagital del hombro. El asterisco indica la cavidad glenoidea de diámetro mayor vertical. La flecha señala al tendón largo del bíceps braquial originándose en el tubérculo supraglenoideo. Dibujo de Jacinto Javier

En todo el contorno de la cavidad glenoidea viene a colocarse, de manera de marco, un cordón fibrocartilaginoso, que tiene como función aumentar la extensión de la misma. De morfología prismática y triangular es conocido con el

nombre de rodete glenoideo. La cara posterior coincide con la circunferencia de la glena y se adhiere íntimamente a ella en la mayor parte de su extensión. Sin embargo, por arriba el rodete está separado de la cavidad glenoidea por un surco, que sufrirá las tracciones del TLBB (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

1.3.2. La corredera bicipital.

Entre el troquíter y el troquín del húmero encontramos un canal vertical, de 60-80 mm de longitud, destinado a alojar al TLBB por lo que recibe el nombre de corredera bicipital (CB). Se prolonga sobre la cara interna del húmero y está perfectamente limitado por un labio medial que desciende del troquín y otro lateral que lo hace desde el troquíter. La distancia existente desde la parte más proximal de la CB al ecuador de la cabeza humeral es de 6-10,5 mm (fig. 79) (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001; Hertel, 2002; Martínez, 2008).

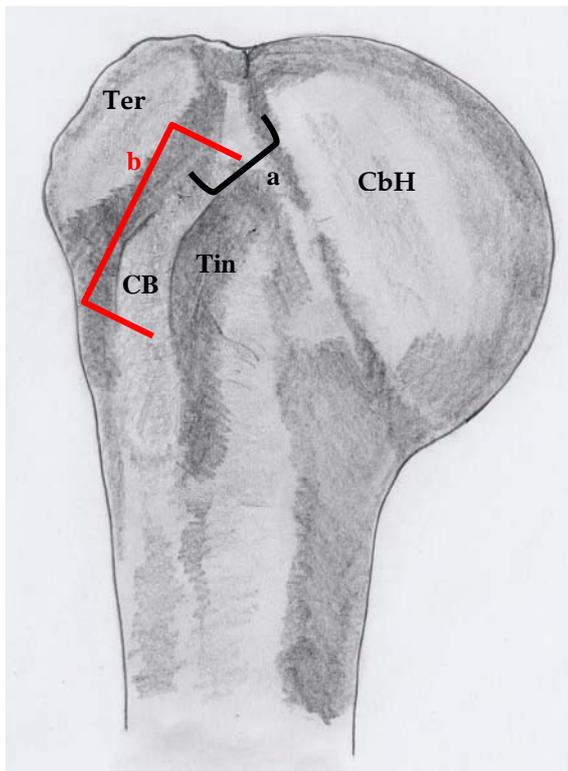


Fig. 79. Visión anterior del tercio proximal del húmero: a. En negro, distancia desde el extremo superior de la corredera bicipital al ecuador de la cabeza del húmero, 6-10,5 mm; b. En rojo, longitud de la corredera bicipital, 60-80 mm; CB. Corredera bicipital; CbH. Cabeza humeral; Ter. Troquíter; Tin. Troquín. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

En su porción más proximal, el labio medial de la CB presenta una angulación de 140° (fig. 80), tomando como punto de referencia una línea

horizontal que une el troquíter con el troquín. Este ángulo es 15° - 19° menor en el tercio distal de la CB (Miralles, 1998; Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001; Rouvière y Delmas, 2008).

Por otro lado, la CB posee una profundidad de 4,6 mm y una anchura de 11 mm (fig. 80) (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

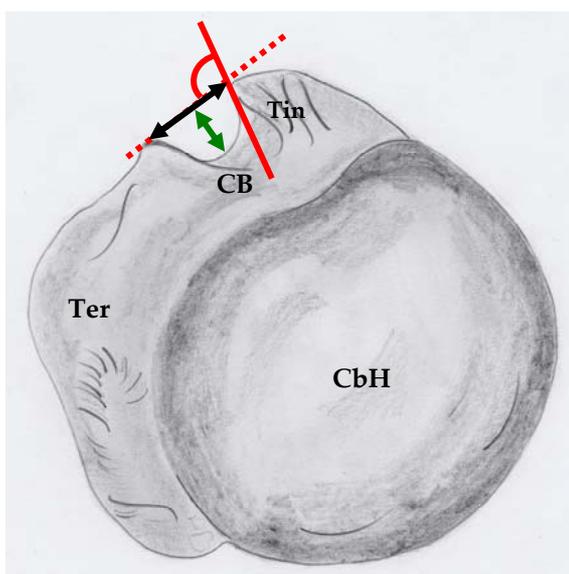


Fig. 80. Visión superior del tercio proximal del húmero: en rojo, la angulación interna de la CB, 140° ; en verde, la profundidad de la CB, 4,6 mm; en negro, la anchura de la CB, 11 mm; CB. Corredera bicipital; CbH. Cabeza del húmero; Tin. Troquín; Ter. Troquíter. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá

La CB ha sido objeto de estudio durante muchos años. Se han empleado para ello diferentes técnicas, desde la disección hasta técnicas de imagen como la radiología convencional (fig. 81), la resonancia magnética (fig. 82), la tomografía axial computarizada (fig. 83), la tomografía computarizada helicoidal (fig. 84) y por supuesto la ecografía (fig. 85). (Ptasnik y Hennessy, 1995; Guoliang *et al.*, 2000; Ward *et al.*, 2008).

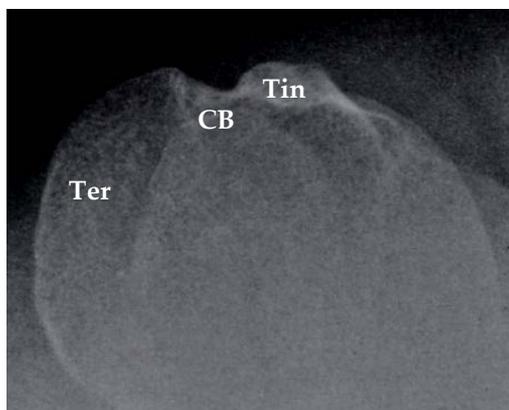


Fig. 81. Radiología convencional. Proyección axial del húmero en la que se valora el estado del troquíter (Ter), troquín (Tin) y corredera bicipital (CB).

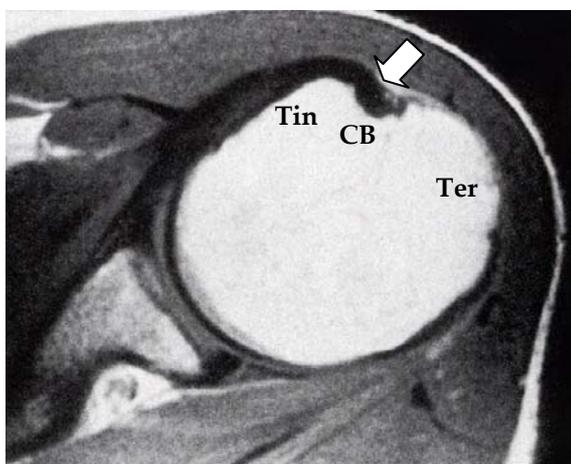


Fig. 82. Imagen de resonancia magnética (corte transversal) en T1: CB. Corredera bicipital; Tin. Troquín; Ter. Troquíter. La flecha indica la isointensidad de señal de los tendones subescapular y largo del bíceps braquial.

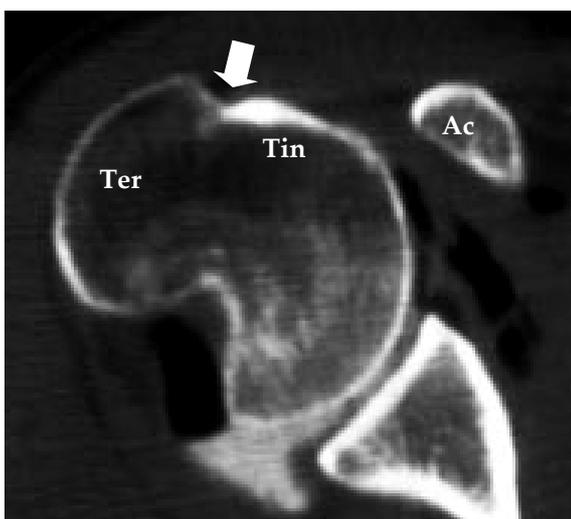


Fig. 83. Tomografía computarizada (corte transversal). Ac. Apófisis coracoides; Tin. Troquín ; Ter. Troquíter. La flecha indica la corredera bicipital.

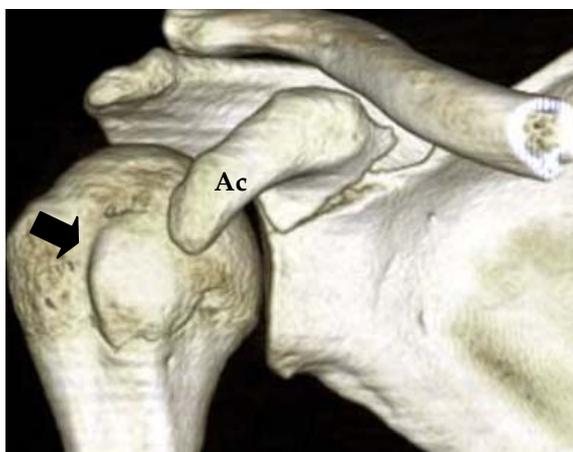


Fig. 84. Tomografía computarizada helicoidal (reconstrucción en 3D). Visión anterior de la articulación glenohumeral en la que se observa una avulsión de la apófisis coracoides (Ac). La flecha incide la corredera bicipital.

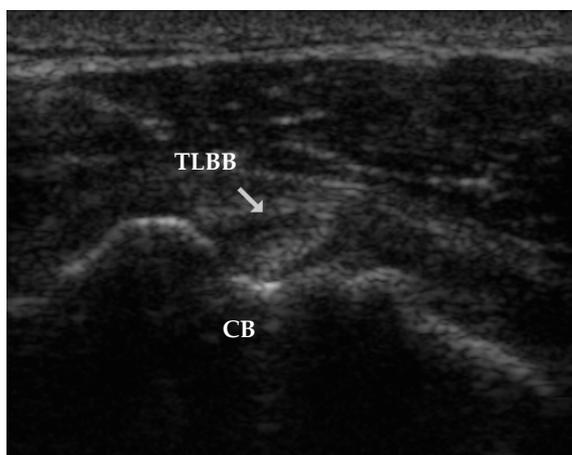


Fig. 85. Corte transversal ecográfico del tendón largo del bíceps braquial (TLBB) a su paso por el origen de la corredera bicipital (CB).

1.3.3. La cápsula articular glenohumeral, su refuerzo ligamentoso y sus relaciones sinoviales.

La cápsula articular glenohumeral en su porción proximal traspasa un poco los límites del rodete, otorgándole espacio a la inserción del TLBB, mientras que en su porción distal se inserta a 5-8 mm por debajo del troquín y a 10-15 mm del troquíter. Por la cara externa, la cápsula escapulohumeral se fusiona íntimamente con los tendones de los músculos: subescapular (a través del ojal de Weitbrecht), supraespinoso, infraespinoso y redondo menor. La cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula se encuentran unidas entre sí por un conjunto de ligamentos, más o menos diferenciados que refuerzan la cápsula articular. De este modo, se distinguen tres cintas fibrosas denominadas ligamentos glenohumerales (superior, medio e inferior) (fig. 86). El ligamento glenohumeral superior, cerca de su inserción externa, va unido al ligamento coracohumeral por un conjunto de fascículos transversales o más o menos oblicuos, que van de una tuberosidad a la otra y pasan a manera de puente por encima de la CB, hablamos del ligamento humeral transversal de Gordon Brodie (fig. 87) (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001; Hertel, 2002; Boon, 2004; Martínez, 2008).

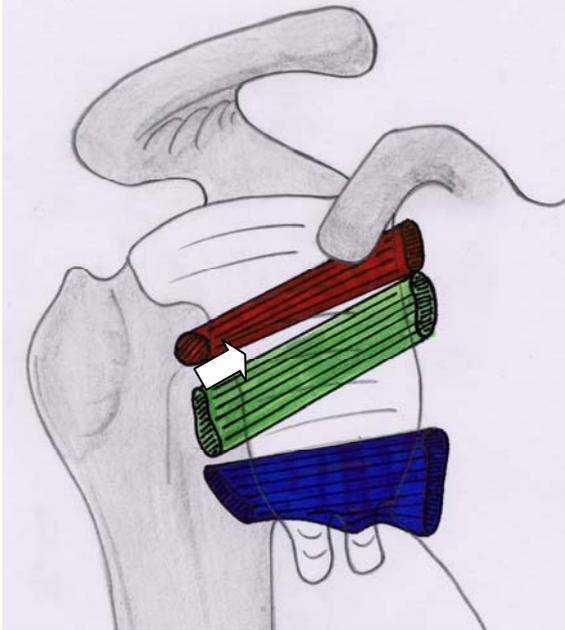


Fig. 86. Visión anterior de la cápsula articular glenohumeral en la que se observa la disposición de los ligamentos glenohumerales: en rojo, superior; en verde, medio; en azul, inferior. La flecha señala el ojal de Weitbrecht, situado entre los ligamentos glenohumerales superior y medio y en el que se inserta parcialmente el tendón del subescapular. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

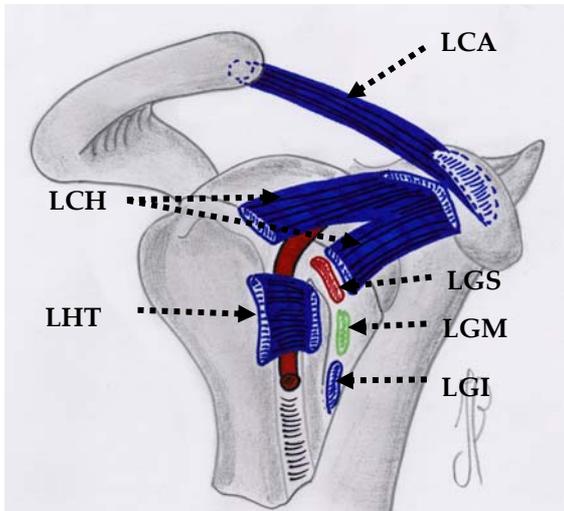


Fig. 87. Disposición de los ligamentos glenohumerales: LCA. Ligamento coracoacromial; LCH. Ligamento coracohumeral; LGS. Ligamento glenohumeral superior, en rojo; LGM. Ligamento glenohumeral medio, en verde; LGI. Ligamento glenohumeral inferior, en azul; LHT. Ligamento humeral transverso. El asterisco señala el TLBB. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Steiner y Hermann (1990), observa, a través de un estudio histológico, la formación del ligamento humeral transverso como una extensión colágena de la inserción común de la cápsula articular y el tendón del subescapular a la altura del troquín.

De esto resulta la formación en este punto de una especie de túnel osteofibroso (limitado anteriormente por los ligamentos glenohumeral superior y

la porción lateral del ligamento coracohumeral) por el que penetra el TLBB en la articulación alcanzando su inserción (fig. 88) (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

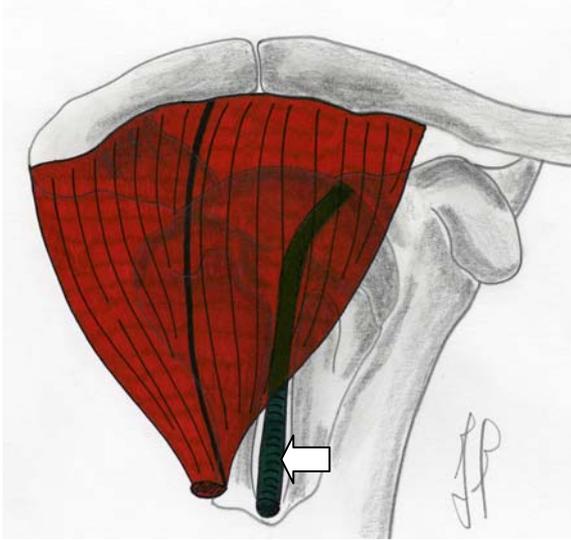


Fig. 88 Visión externa del complejo articular del hombro. La flecha indica el TLBB a su paso por la CB en dirección a su origen en el tubérculo supraglenoideo. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

La membrana sinovial glenohumeral envía fuera de la articulación, a través de los orificios de la cápsula cierto número de prolongaciones, de las cuales dos son constantes. La primera pasa por el ojal de Weitbrecht y, dirigiéndose hacia dentro, se extiende por debajo del subescapular entre el músculo y el hueso dando lugar a la bolsa sinovial del subescapular (fig. 89). La segunda es la que da lugar a la vaina del TLBB (fig. 90) (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

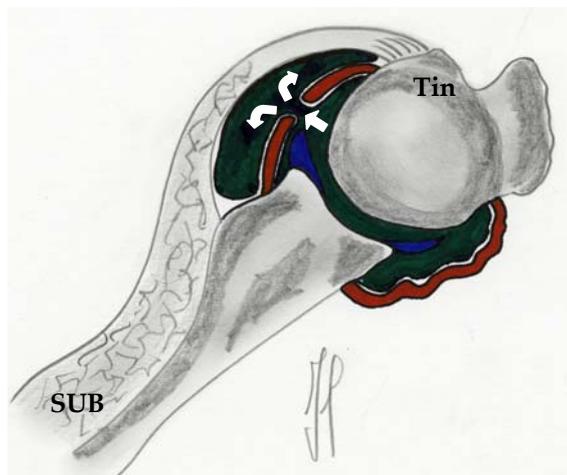


Fig. 89. Corte transversal de la articulación glenohumeral en el que se observa la inserción del subescapular en el troquín (Tin) y su relación con la bolsa serosa subyacente. La flechan señala un desplazamiento del líquido sinovial articular hacia la bolsa del subescapular: SUB. Subescapular. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

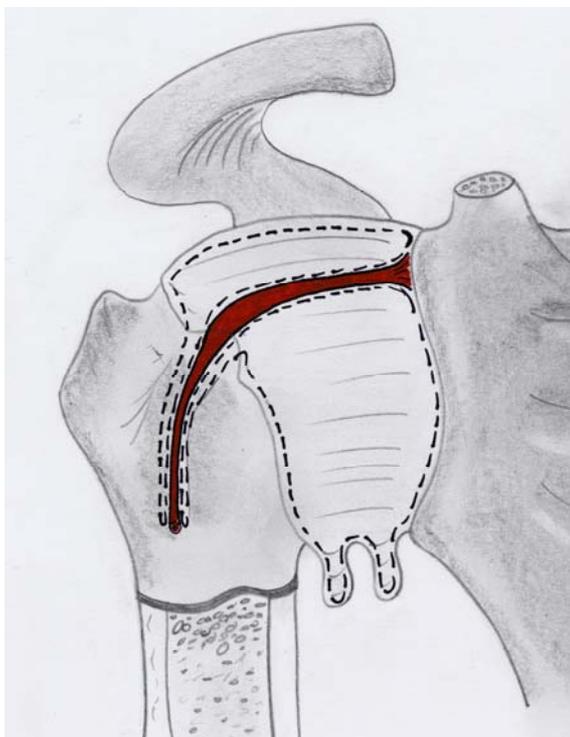


Fig. 90. Visión anterior de la cápsula articular glenohumeral, en la que se aprecia como una de sus extensiones sinoviales da lugar a la vaina del tendón largo del bíceps braquial (en rojo). Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Es poco frecuente la existencia de una prolongación sinovial entre la escotadura glenoidea y el borde fibrocartilaginoso que la cubre. También ha sido observada una prolongación sinovial que se extiende hacia la cara profunda del infraespinoso dando lugar a la bolsa sinovial que lleva su nombre (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

En la articulación glenohumeral también observamos bolsas sinoviales casi constantes y dependientes de la serosa articular: 1. Subdeltoidea o subacromial, entre el músculo deltoides y los tendones supraespinoso e infraespinoso; 2. Subcoracoidea, entre los tendones corto del bíceps braquial y coracobraquial y la cápsula articular; 3. Entre el tendón del subescapular y el paquete vasculonervioso de la axila; 4. La bolsa sinovial del redondo mayor, entre la cara posterior de este músculo y la parte correspondiente de la porción larga del tríceps braquial; 5. La bolsa sinovial posterior del dorsal ancho, entre el tendón del redondo mayor y el dorsal ancho; 6. La bolsa sinovial anterior del dorsal ancho, entre el tendón de éste y los músculos coracobraquial y la porción corta del bíceps braquial; 7. La bolsa sinovial del pectoral mayor, entre el tendón del

pectoral mayor y la parte externa del bíceps braquial (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

Las relaciones de la membrana sinovial con el TLBB son muy variables (fig. 91). En ocasiones la membrana sinovial, en forma de vaina, cubre completamente al TLBB que se proyecta libremente por dentro de la cavidad articular. Por otro lado, también puede darse el caso de que la membrana sinovial proyecte al TLBB contra la cápsula articular. Pero entre estas dos posiciones extremas podemos encontrarnos una tercera en la que el TLBB, rodeado casi totalmente por la sinovial, se relaciona con la cápsula articular a través de un corto repliegue de esta última, denominado mesotendón por el que penetran los vasos nutricios. Estos vasos se extienden por el tendón a mucha distancia por lo que los procesos inflamatorios severos de las vainas sinoviales, que llevan consigo obstrucción del mesotendón, pueden provocar extensas zonas de necrosis tendinosas (Steiner y Hermann, 1990; Kapandji, 2001).

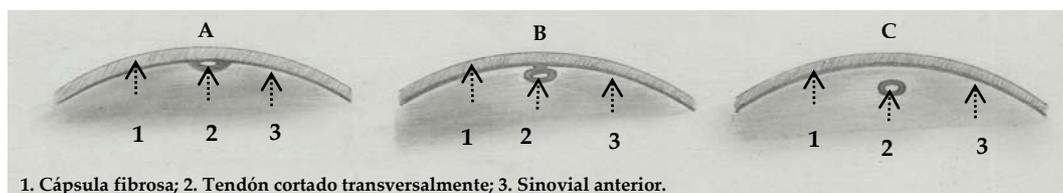


Fig. 91. Posibles relaciones del TLBB respecto a la sinovial: A. Tendón aplicado contra la cápsula fibrosa por la sinovial articular; B. Tendón adherido a la cápsula articular por un mesotendón; C. Tendón recubierto de una vaina sinovial y enteramente libre dentro de la cavidad articular. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Respecto a este planteamiento anatómico se plantean las siguientes preguntas, ¿es posible que un desequilibrio de los músculos rotadores lleve consigo un sufrimiento capsular, del TLBB y de su vaina y por lo tanto cambios morfológicos y morfométricos en la CB? Por ejemplo, en actividades que lleven consigo una mayor acción de los rotadores internos, como es el caso de la práctica del tenis, balonmano o voleibol, o lanzamientos de jabalina, el subescapular, a través del ojal de Weitbrecht, desencadenaría mayor tensión de la cápsula por su cara interna generando cargas en su sinovial capsular y en todas sus extensiones. Este mecanismo biomecánico provocaría que el TLBB se viera arrastrado medialmente inclinándose hacia el labio medial de la CB, aumentando así su anchura y disminuyendo su profundidad. Este complejo e hipotético

planteamiento llevaría consigo inestabilidad del TLBB y de la articulación glenohumeral con riesgo de luxación del TLBB.

1.3.4. El tendón largo del bíceps braquial.

El tendón largo del bíceps braquial (TLBB) es considerado el pilar central de la articulación glenohumeral, por lo que posee una gran responsabilidad en la biomecánica normal y patológica del hombro (Walch *et al.*, 1998; Pfahler *et al.*, 1999; Spritzer *et al.*, 2001; Heers *et al.*, 2003).

Su papel principal es el de deprimir y garantizar la estabilidad de la cabeza humeral. Con la edad, debido a la biomecánica de este tendón, en los diferentes grados de movimiento del hombro, en especial los de rotación (fig. 92), sobreviene la degeneración de las fibras colágenas, por lo que acaba rompiéndose en su porción intraarticular a la entrada de la CB, con un esfuerzo incluso mínimo (Refior y Sowa, 1995; Eakin *et al.*, 1999; Ho, 1999; Sethi *et al.*, 1999; Kapandji, 2001).

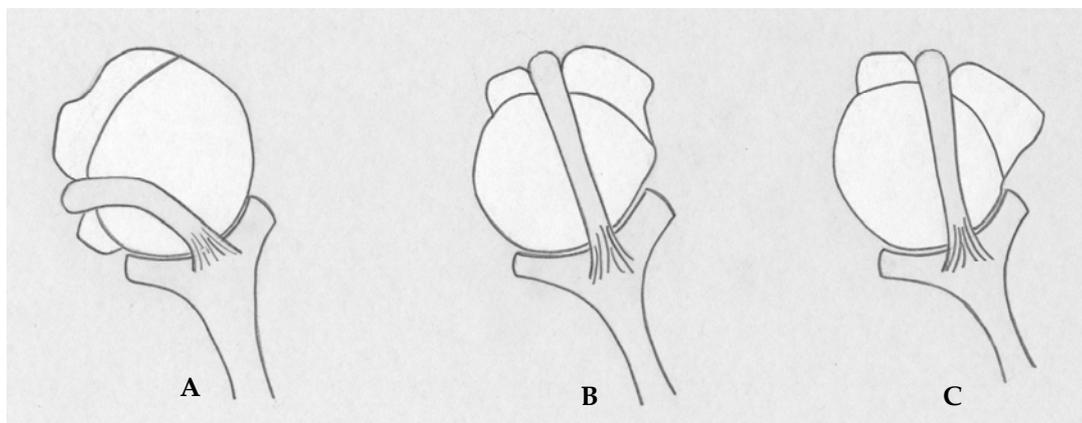


Fig. 92. Tensión del TLBB según el grado de rotación de la articulación glenohumeral: A. En rotación interna, el TLBB se encuentra destensado y expuesto a las tracciones del tendón del subescapular; B. En rotación neutra; C. En rotación externa, en la que el TLBB presenta la máxima tensión. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Estudiado en la porción más proximal de la CB, el TLBB presenta una angulación medial de 145° - 146° con respecto a la horizontal ya que se orienta hacia el troquín. Su forma es ovalada, redondeada conforme se aproxima al vientre muscular. Este cambio de forma tan característico podría ser debido a las

tracciones, anteriormente expuestas, que ejerce el tendón del subescapular a nivel capsular (fig. 93) (Martínez, 2008).

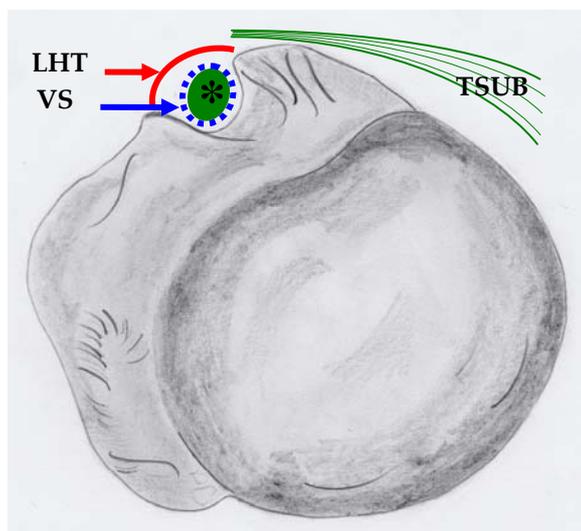


Fig. 93. Visión superior del tercio proximal del húmero: * TLBB; LHT. Ligamento humeral transverso; TSUB. Tendón del subescapular; VS. Vaina sinovial del TLBB. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Es posible encontrarnos variantes anatómicas de la normalidad del músculo bíceps braquial, como por ejemplo: la ausencia de su tendón largo; la inserción de éste en la CB (fig. 94), en el troquíter, en el troquín, en la cápsula, en el tendón de inserción del pectoral mayor o bien extracapsularmente (lo que implica la difícil visualización mediante artroscopia y su relación con patología del manguito de los rotadores); o incluso la existencia de más de dos cabezas como ocurre en el 8% de los chinos, el 10% de los europeos, el 12% de los africanos o el 18% de los asiáticos, en las que esta tercera, cuarta o quinta cabeza adquiere inserciones diversas (Warner *et al.*, 1992; Testut y Latarjet, 1998; Cankur *et al.*, 2002; Vijayabhaskar *et al.*, 2008).

Slatis y Aalto (1979) concluyeron, a través de un estudio de disección, que el responsable de mantener al TLBB alineado en la CB era el ligamento coracohumeral, el cual le forma un túnel fibroso limitado por su inserción troquiteriana y troquiniana; además hacían hincapié en que el movimiento anormal del tendón por la CB supondría signos evidentes de hombro doloroso. En este sentido, Pfahler *et al.*, (1999) comprobaron mediante ecografía que el dolor anterior del hombro, en el 77,7% de los casos, se correlaciona con tenovaginitis y procesos degenerativos del TLBB.

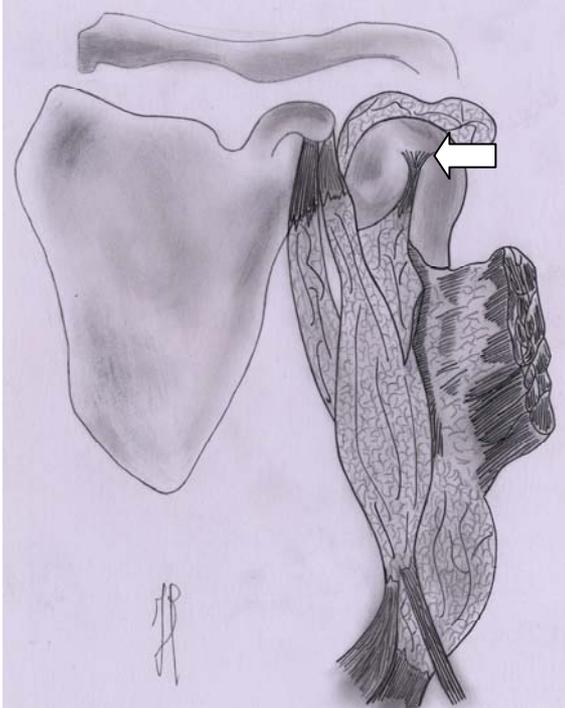


Fig. 94. Variante anatómica del músculo bíceps braquial. La flecha indica la inserción de su tendón largo en la corredera bicipital. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Diferentes autores han estudiado este tendón así como sus relaciones con otras estructuras de la articulación escápulo-humeral. Así, Ahovuo (1985) estudió al TLBB a través de radiología convencional y relacionó su luxación con lesiones del manguito de los rotadores, en especial con el subescapular. Años más tarde, Farin (1996), mediante ecografía, nombra al TLBB como el pilar central de la estabilidad del hombro y establece correlaciones entre las lesiones del manguito de los rotadores (sobre todo del subescapular) y el TLBB. Algo similar fue lo observado por Walch *et al.*, (1998) quienes teniendo en cuenta una muestra de 71 sujetos con luxación del TLBB observaron que en un 35% de los casos se encontraba relacionada con una rotura del tendón del subescapular, mientras que, sólo en dos de los casos el tendón del subescapular se encontraba intacto. Esta relación entre las roturas del subescapular y la luxación del TLBB también fue observada por Bennett (2001) en un estudio realizado mediante artroscopia.

Siguiendo este sistema de relaciones, Nakagawa (1989), mediante disección, observa que las lesiones del manguito de los rotadores se relacionan con afectación histológica del TLBB y con un desgaste y rotura del labio interno de la CB. Por otro lado, mediante rayos X, observaron que el 43,6% de aquellos que

presentaban signos ecográficos de lesión se correlacionaban con alteraciones de la angulación, la profundidad y la anchura de la CB. También, Vettivel (1992) y Vettivel *et al.*, (1995), analizaron en piezas óseas la morfometría y morfología de la porción proximal del húmero, correlacionándolas con el TLBB.

Kopuz *et al.*, (2003) apreciaron la existencia de un tercer tendón del músculo bíceps braquial relacionado con una agenesia del músculo coracobraquial. El origen de esta cabeza se encontraba en la apófisis coracoides y en la cápsula articular y su inserción en la fascia antebraquial y en el epicóndilo medial del húmero (fig. 95). Debemos tener en cuenta la posible alteración que pudiera sufrir también el nervio músculo-cutáneo en su trayecto puesto que en condiciones normales atraviesa al músculo coracobraquial (fig. 96). En este mismo sentido, Vázquez *et al.*, (2003), observa la existencia de dos tendones supernumerarios del bíceps braquial: 1. Con origen entre el troquín y los músculos coracobraquial y braquial anterior e inserción en el TLBB próximo a la unión miotendinosa; 2. Con origen en el húmero, en el punto donde se inserta el coracobraquial e inserción en el tendón de inserción del bíceps braquial y en la aponeurosis bicipital del tercio inferior del brazo. De este modo, Vázquez *et al.*, (2003), llega a la conclusión de que la especial disposición de estos tendones supernumerarios podría suponer la afectación del nervio músculo-cutáneo puesto que se origina en el cordón lateral del plexo braquial para atravesar posteriormente el músculo coracobraquial.

Martínez *et al.*, (2005b), con una muestra de 30 sujetos varones, asintomáticos y de edad comprendida entre 25-30 años, observó que a mayor grosor del tendón del subescapular mayor era la inclinación del TLBB, mayor la anchura e inclinación del labio interno y menor la profundidad de la CB. De este modo, llegó a la conclusión de que el sobreuso del tendón del subescapular lleva consigo una mayor tracción del TLBB alterando su biomecánica y la morfometría de la CB, favoreciendo así la inestabilidad de la articulación glenohumeral.

Sakurai *et al.*, (1998), en una muestra de 170 cadáveres con lesión del manguito de los rotadores, establece correlaciones significativas con respecto a alteraciones morfológicas del TLBB y la CB. Pfahler *et al.*, (1999), en una muestra de 28 sujetos con tenovaginitis del TLBB, observó que en el 43,6% de los casos se relacionaban con alteraciones morfológicas de la CB (mayor inclinación de su labio interno, mayor anchura y menor profundidad).

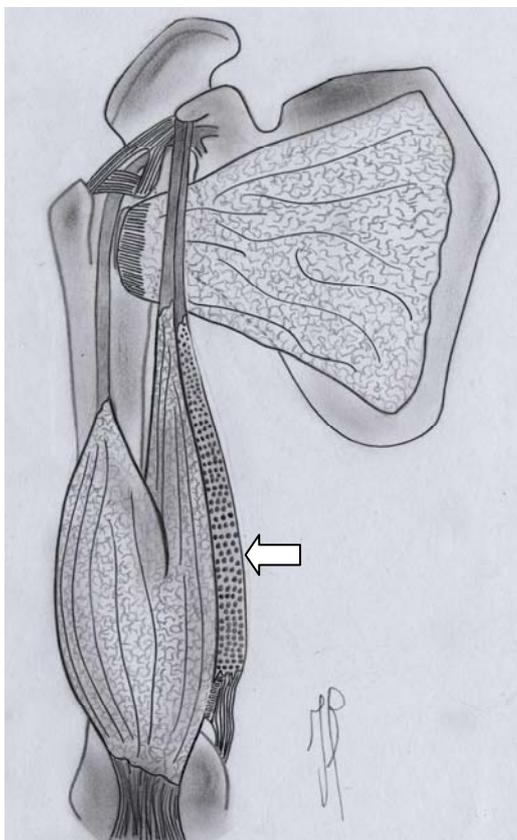


Fig. 95. Variante anatómica del TLBB en el que se aprecia un tercer tendón del mismo relacionado con una agenesia del músculo coracobraquial. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

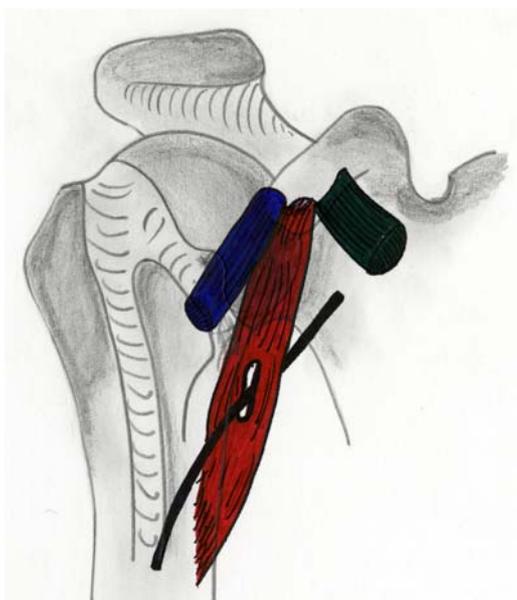


Fig. 96. Orígenes musculares de la apófisis coracoides: en rojo, el músculo coracobraquial, con su ojal para el paso del nervio músculo-cutáneo; en verde, el tendón del pectoral menor; en azul, el tendón corto del bíceps braquial. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Otros estudios que reafirman la significativa correlación hallada entre el tendón del subescapular y el TLBB son los de Slaty y Aalto (1979), Walch *et al.*, (1998) y Beall *et al.*, (2003), quienes correlacionan los procesos degenerativos y las luxaciones del TLBB con las roturas del tendón del subescapular.

Respecto a la CB, Ahovuo (1985), en una muestra de 30 sujetos con dolor anterior de hombro, establece la correlación de “a mayor anchura menor profundidad de la corredera bicipital”.

Para el estudio de la CB y de los tendones largo del bíceps braquial y subescapular, a lo largo de la historia, se han empleado técnicas como la disección, la morfometría sobre material óseo o la propia imagen biomédica como la radiología convencional, la tomografía computarizada, la tomografía computarizada helicoidal, la resonancia magnética o la propia ecografía (Farin, 1996; Farin y Jaroma, 1996; Wurning, 1996; Ueberham y Le Floch-Prigent, 1998; Cassagnaud *et al.*, 2003).

Ecográficamente, la exploración de elección es un corte transversal del TLBB a la altura del tercio más proximal de la CB (Gandolfo *et al.*, 1998).

Ahovuo *et al.*, (1985), estudió el TLBB mediante radiología convencional, relacionando su luxación con lesiones del manguito de los rotadores, en especial con el subescapular. Un estudio muy similar, fue el llevado a cabo por Walch *et al.*, (1998), quien comprobó que, en un 35% de los casos la luxación del TLBB se encontraba relacionada con una rotura del tendón del subescapular, mientras que, sólo en dos de los casos el tendón del subescapular se encontraba intacto. De igual modo, Bennett (2001), demuestra mediante artroscopia que la rotura del tendón del subescapular, en la gran mayoría de los casos, se correlaciona con luxación del TLBB.

Beall *et al.*, (2003), mediante resonancia magnética, acredita al TLBB como el pilar central de la estabilidad del hombro, estableciendo correlaciones entre las lesiones del manguito de los rotadores (en especial el subescapular) y el TLBB.

1.3.5. El complejo miotendinoso del subescapular.

El músculo subescapular (fig. 97) se origina en el borde medial de la fosa subescapular de la escápula (en las dos o tres crestas y en los anchos canales que las separan), situándose, topográficamente, inmediatamente por detrás del

músculo serrato mayor o anterior; hacia el borde lateral de la escápula lo encontramos por delante de los redondos mayor y menor. Estas inserciones tienen lugar por medio de fibras aponeuróticas cortas y densas, que forman verdaderas hojas en las crestas y en el borde lateral. Los diversos haces musculares que arrancan de esta vasta superficie de inserción convergen hacia el lado medial de la articulación escápulo-humeral, la cruzan y se fijan, en su mayor parte, en el troquín por medio de un tendón aplanado de 30-50 mm de grosor. Las fibras más inferiores del músculo extienden inserciones hasta el cuello quirúrgico del húmero (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

En el músculo subescapular también se han encontrado diferentes variantes anatómicas de la normalidad; Así, en 10 de cada 200 casos se haya un músculo *subscapularis minor or secundus*, que se origina en la parte superior del borde lateral de la escápula y se inserta intracapsularmente por arriba o por abajo de la cresta del troquín. Otra variante, es el *tensor capsulae*, que se origina en un tubérculo accesorio existente debajo del troquín, cruza el tendón del subescapular, para terminar insertado en la cápsula. Finalmente, otra variante es el *glenobrachialis*, que comparte origen junto al TLBB en el tubérculo supraglenoideo de la escápula y se inserta en el cuello quirúrgico del húmero (Testut y Latarjet, 1998; Rouvière y Delmas, 2008).

La fascia subescapular es una sencilla lámina extendida sobre la cara anterior del músculo subescapular. Se inserta en todo el contorno de la fosa del mismo nombre, para completar de este modo la vaina del subescapular. Por ella, este músculo se encuentra separado del serrato anterior, así como de los vasos y nervios que se hallan contenidos en el hueco de la axila (Testut y Latarjet, 1998; Rouvière y Delmas, 2008).

Así, el cuerpo muscular del subescapular se encuentra en relación, por atrás, con la fosa subescapular y por delante, con el serrato anterior, el tejido celular del hueco axilar, el plexo braquial, la arteria y la vena axilares (Miralles, 1998; Testut y Latarjet, 1998; Rouvière y Delmas, 2008).

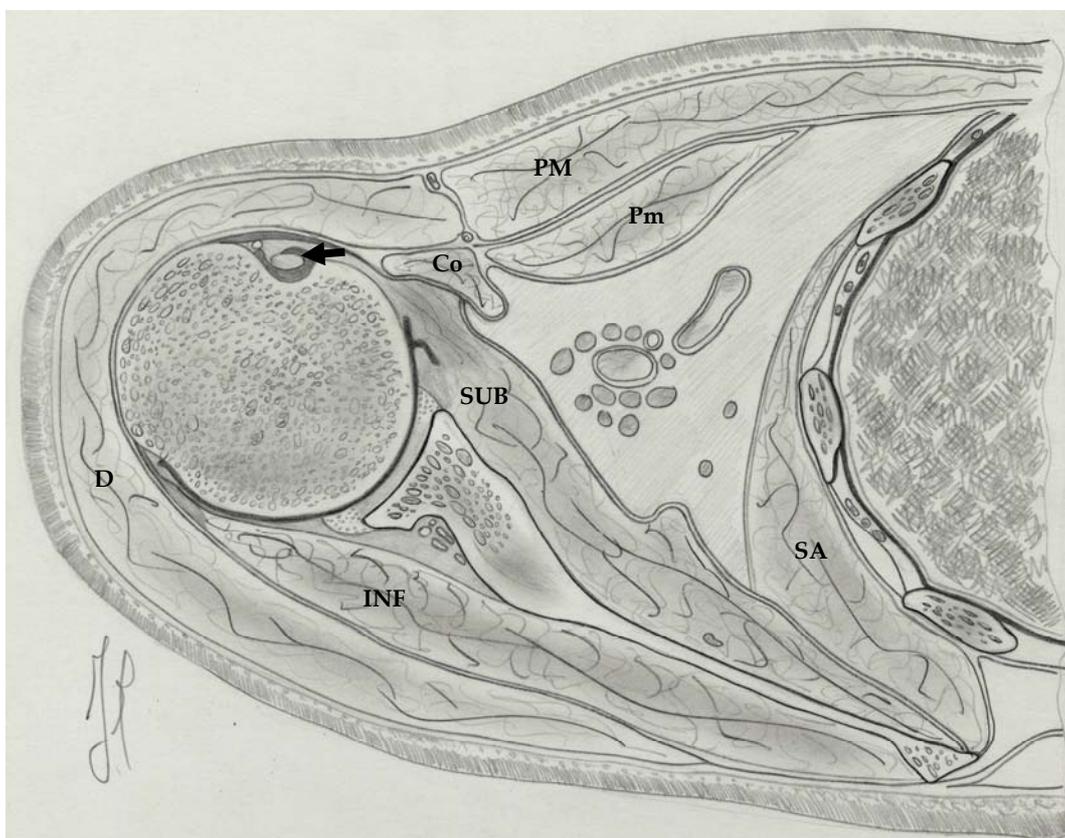


Fig. 97. Corte transversal a la altura de la articulación glenohumeral: Co. Coracobraquial; D. Deltoides; INF. Infraespinoso; Pm. Pectoral menor; PM. Pectoral mayor; SA. Serrato anterior o mayor; SUB. Subescapular. La flecha indica la bolsa sinovial del subescapular. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

El tendón del músculo subescapular se desliza por debajo de la apófisis coracoides y se extiende sobre la parte interna de la articulación del hombro. Por detrás, está en relación con el troquín y la cápsula articular, que ofrece a este nivel un ancho orificio, el ojal de Weitbrecht, por el cual sale una prolongación de la sinovial destinada a facilitar su deslizamiento. Esta prolongación sinovial que constituye la bolsa sinovial del subescapular (fig. 98) se extiende medialmente hasta la base de la apófisis coracoides y por delante con el tendón corto del bíceps braquial, que, desde la apófisis coracoides desciende a la cara anterior del brazo. Entre estos dos últimos músculos y el subescapular existe generalmente una segunda bolsa sinovial independiente de la sinovial articular (Testut y Latarjet, 1998; Rouvière y Delmas, 2008).

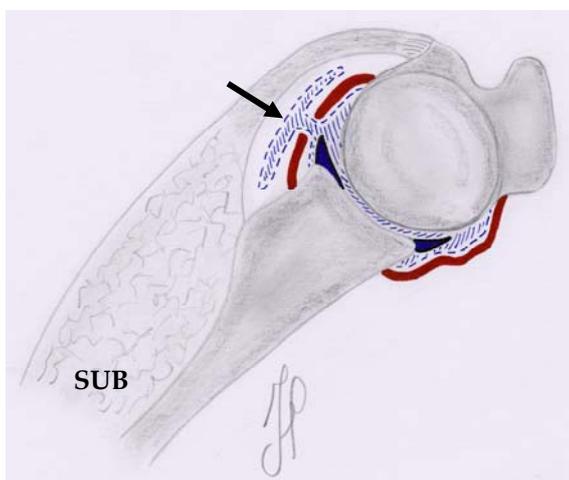


Fig. 98. La flecha indica la bolsa sinovial del subescapular originada a través del orificio que le ofrece la cápsula articular: SUB. Subescapular. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

1.3.6. El complejo miotendinoso del supraespinoso.

El músculo supraespinoso se inserta, por dentro, en los dos tercios internos de la fosa supraespinosa así como en la cara profunda de la fascia que lo cubre. Desde aquí sus fibras se dirigen hacia fuera y adelante y terminan alrededor de un tendón, continuación del músculo que, tras rodear la articulación escapulo-humeral posterior y superiormente, va a fijarse en la faceta superior del troquíter. Contrae a esta altura conexiones íntimas con la cápsula articular y hace del complejo articular del hombro una estructura multidependiente en lo que respecta a su biomecánica (fig. 99) (Testut y Latarjet, 1998; Rouvière y Delmas, 2008).

La fascia supraespinosa cubre al supraespinoso y se inserta en todo el contorno de la fosa en la que se origina, ofreciendo al mismo tiempo un gran número de inserciones a su vientre muscular (Testut y Latarjet, 1998; Rouvière y Delmas, 2008).

Estáticamente participa en la estabilización de la cabeza humeral. De forma dinámica, interviene en la abducción con relativa actividad rotatoria al encontrarse sobre el eje horizontal de la articulación (Testut y Latarjet, 1998; Kapandji, 2001).

Larson y Stern (1989), llegan a la conclusión de que el grosor del supraespinoso se encuentra relacionado con la morfometría del troquíter y la altura del individuo, como fruto de la tracción y atrapamiento a la que el músculo somete a la cabeza del húmero. De este modo, alteraciones morfológicas y

morfométricas del troquíter pueden llevar consigo una patomecánica del supraespinoso y por lo tanto de la articulación glenohumeral.

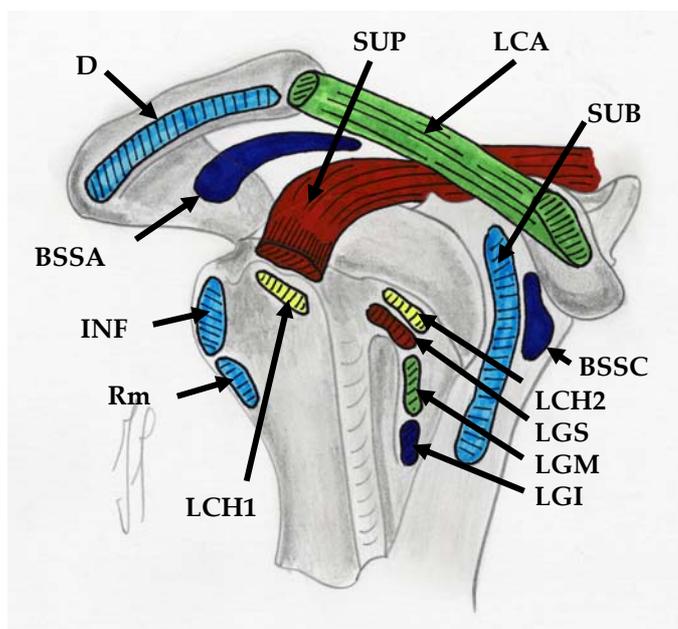


Fig. 99. Anatomía topográfica de la inserción del tendón del supraespinoso en el troquíter: BSSA. Bolsa sinovial subacromial; BSSC. Bolsa sinovial subcoracoidea; D. Deltoides; INF. Infraespinoso; LCA. Ligamento coraco-acromial; LCH1. Ligamento coracohumeral (porción troquiteriana); LCH2. Ligamento coracohumeral (porción troquiniana); LGI. Ligamento glenohumeral inferior; LGM. Ligamento glenohumeral medio; LGS. Ligamento glenohumeral superior; Rm. Redondo menor; SUB. Subescapular; SUP. Supraespinoso. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Gagey *et al.*, (1990) y Vahlensieck *et al.*, (1994), a través de un estudio llevado a cabo en humanos, con resonancia magnética y a través de disección, observan como el vientre muscular del supraespinoso presenta en su parte central un marco fibroso que lo separa en dos porciones (anterior y posterior) que se insertan en este mismo marco fibroso. Debido a la dirección de sus fibras, según la porción, éstas podrían representar papeles diversos en la biomecánica del hombro. Según Roh *et al.*, (2000), la porción anterior del supraespinoso tracciona de una sección de tendón más pequeña, convirtiéndose en la principal unidad contráctil del supraespinoso (fig. 100).

También podemos encontrar variantes anatómicas de la normalidad, como Kolts (1992), quien escogiendo una muestra de 37 hombros a través de disección, observó, que en 10 de los casos, el supraespinoso presentaba dos inserciones, una en el troquíter y otra en el troquín (fig. 101). Se establece de este modo una relación de comportamiento biomecánico entre el supraespinoso y el ligamento

glenohumeral superior, ligamento coracohumeral, ligamento humeral transverso, tendón del subescapular y por supuesto el TLBB.

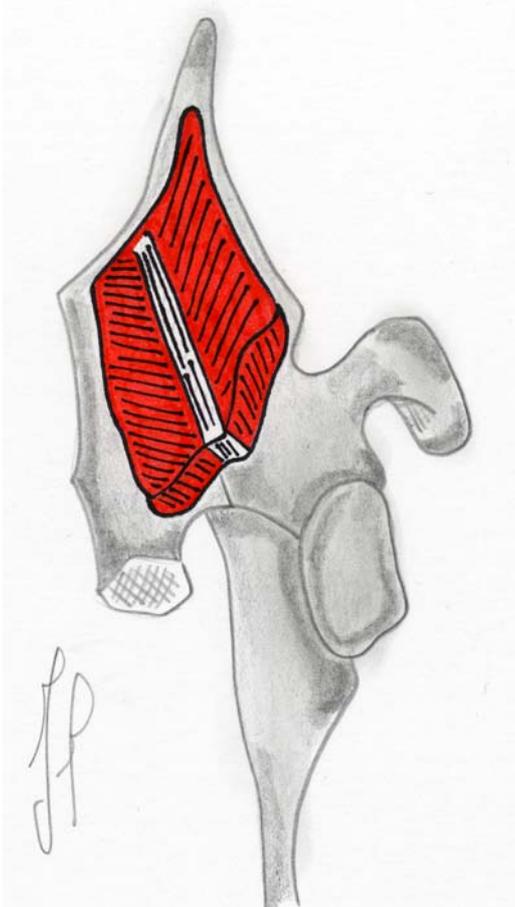


Fig. 100. División del músculo supraespinoso en su porción anterior y posterior a través del marco fibroso central. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

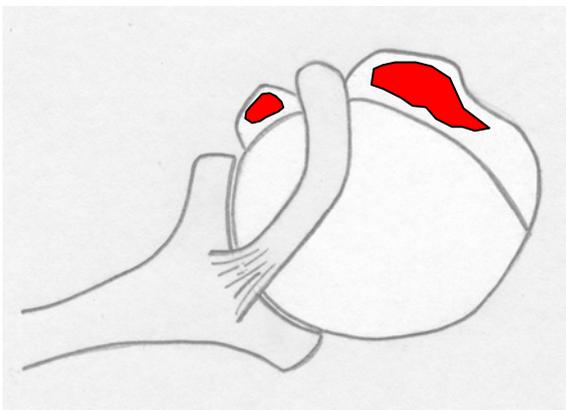


Fig. 101. Variante anatómica de la normalidad. Doble inserción del supraespinoso en el troquíter y el troquín. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Montrucchio *et al.*, (1997), defienden la ecografía frente a otras técnicas de imagen, pues comentan que ésta nos muestra una excelente información sobre el grado y localización de las lesiones, de cara también a una posible planificación quirúrgica. Por el contrario, como demuestran Turrin y Capello (1997), el estudio ecográfico del tendón del supraespinoso en su inserción en el troquíter puede llevar a errores en su lectura, con aparición de anisotropía, debido a que esta zona es compartida con los tendones del infraespinoso y el redondo menor, a través del manguito de los rotadores (fig. 102).

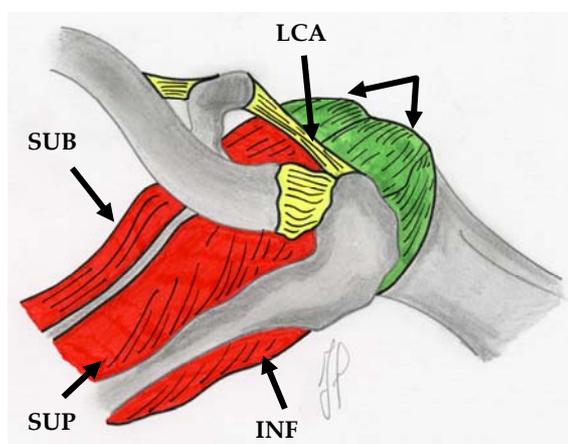


Fig. 102. Visión superior del manguito de los rotadores: INF. Infraespinoso; LCA. Ligamento coracoacromial; MR. Manguito de los rotadores; SUB. Subescapular; SUP. Supraespinoso. Dibujo de Jacinto Javier Martínez Payá.

Nakajima *et al.*, (2004), observan a través de resonancia magnética funcional, que el supraespinoso interviene en la rotación externa de la articulación glenohumeral y en el secuestro de la cabeza del húmero.

Un factor a tener en cuenta en el estudio del tendón del supraespinoso es su relación con el espacio subacromial, valorando posibles casos de atrapamiento. Para llevar cabo dicho estudio tendremos que tener en cuenta la presencia, no sólo del tendón del supraespinoso sino también de la bolsa sinovial subacromial, casi constante y dependiente de la bolsa sinovial de la articulación glenohumeral. Desmuelles *et al.*, (2004), en un estudio ecográfico llevado a cabo en hombros asintomáticos, observaron que: a 0° de abducción, el espacio subacromial, tomando como puntos de referencia el borde del acromion y el húmero, era de $9,9 \pm 1,5$ mm; y a 60°, de $7,6 \pm 1,7$ mm. De este modo, demostraron que el espacio

subacromial se reduce conforme se incrementa el grado de abducción y el secuestro de la cabeza del húmero.

La morfometría del espacio subacromial debe seguir una exhaustiva metodología de medición, estableciendo muy bien la posición del paciente y de la sonda. Por esta razón Nerín *et al.*, (2005), a través de ecografía, lleva a cabo un estudio del espacio subacromial en la que el sujeto se encuentra en: sedestación, relajado y mirando al frente; con el hombro en rotación interna y extensión, el brazo pegado a la espalda y al cuerpo, y con 90° de flexión de codo. Para evitar una contracción postural del supraespinoso un colaborador sostiene la muñeca del sujeto. Así, fue valorada la distancia subacromial teniendo en cuenta el borde del acromion sobre la horizontal del borde superior de la cortical del húmero, llegando a la conclusión de que este espacio era de 10 ± 1 mm. En este mismo estudio, fue evaluada la efectividad de la técnica de reequilibración inducida del profesor Juan Antonio Montaña, en la que se pudo observar como, pese a tratarse de sujetos normales, el espacio subacromial aumentaba significativamente, consiguiendo de forma inmediata una mayor competencia del supraespinoso. Esta técnica manipulativa, en hombros diagnosticados de atrapamiento, supondría una herramienta vital, junto a otras, en la recuperación acelerada de esta patología tan incapacitante (Nerín *et al.*, 2005).

Finalmente, el sentido de todo este conocimiento anatómico radica en la evidente correlación funcional que existe entre: 1. La correa bicipital y el tendón largo del bíceps braquial; 2. El tendón largo del bíceps braquial y el refuerzo cápsula-ligamentoso glenohumeral; 3. El refuerzo cápsulo-ligamentoso glenohumeral y la inserción del manguito rotador (principalmente subescapular y supraespinoso). Estas correlaciones funcionales nos permiten entender el hombro como un complejo articular multidependiente, en el que el buen estado de todas y cada una de sus estructuras es primordial para su correcta biomecánica.

1.3.7. Exploración ecográfica de los tendones largo del bíceps braquial, subescapular y de la correa bicipital.

1.3.7.1. Exploración transversal del tendón largo del bíceps braquial a su paso por el origen de la correa bicipital (fig. 103).

Dependiendo de la capacidad de reflexión de los tejidos y de cada sujeto, es posible encontrar problemas en la visualización del tendón largo del bíceps braquial (TLBB) a su paso por la corredera bicipital (CB). Esto es debido a la presencia de anisotropía que podremos rectificar pidiéndole al sujeto una ligera rotación interna o modificando el ángulo de inclinación de la sonda en busca de la máxima perpendicularidad exploratoria (Brasseur y Tardieu, 1999).

Por ser la zona en la que con mayor frecuencia se afecta el TLBB, por su vínculo con el tendón del subescapular, ascenderemos hasta la porción más proximal de la corredera bicipital en la que analizaremos: la morfología y morfometría de los tendones TLBB, subescapular y de la CB (Zanetti y Hodler, 2000)

Clínicamente, la exploración que nos muestra una primera impresión general del estado del tendón es el corte longitudinal. Pero en el caso de los tendones largo del bíceps braquial, tibial posterior y peroneos el corte de elección en primer lugar será el transversal ya que será a su paso por las poleas óseas el lugar donde con mayor frecuencia se afecte (Chen y Liang, 1997; Zanetti y Hodler, 2000; Fernández, 2001; Femino *et al.*, 2007).

En la imagen podemos observar como el tendón se encuentra rodeado de un halo anecoico correspondiente al líquido sinovial presente entre ambas vainas del tendón. Dicho espacio debe ser inferior a 2 mm para ser considerado normal, y descartar una posible tenovaginitis del mismo. En condiciones normales este espacio no se visualiza (Brasseur y Tardieu, 1999; Alva y Bouffard, 2001).

Destacamos la forma ovalada que presenta el tendón a este nivel y su orientación hacia el labio interno de la corredera bicipital. Esta característica orientación estaría motivada por la biomecánica del hombro, puesto que durante las actividades de la vida diaria se tiende a realizar más movimientos de aducción que de abducción, y por las inserciones que presenta el tendón del subescapular a nivel capsular y en el ligamento transversal humeral que traccionan internamente del tendón (Levinsohn y Santelli, 1990; Steiner y Hermann, 1990; Testut y Latarjet, 1998).

En la exploración también se aprecia: la existencia del tendón del subescapular dirigiéndose hacia su inserción en el troquíter, la inserción del supraespinoso en el troquíter; los músculos deltoides o pectoral mayor y el refuerzo cápsulo-ligamentoso (Brasseur y Tardieu, 1999).

Este abordaje nos ofrece gran cantidad de información; por esta razón, es la exploración de elección de cara al inicio del estudio ecográfico del hombro (Brasseur y Tardieu, 1999; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

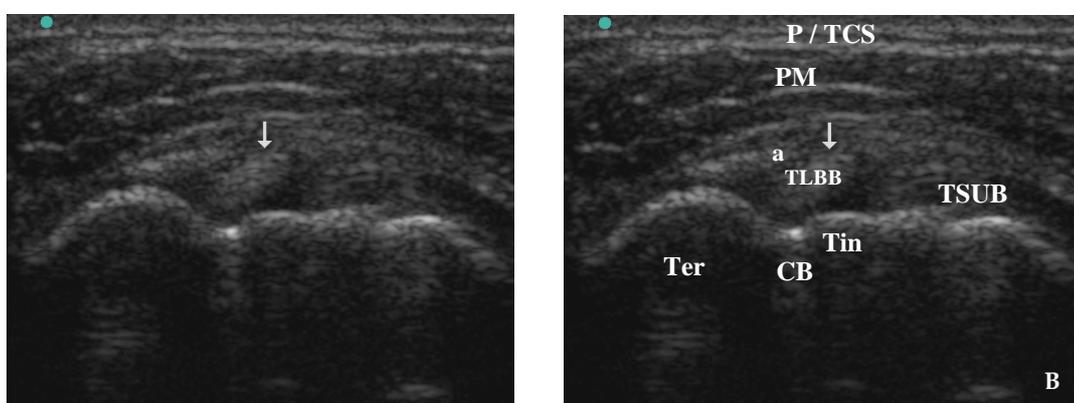


Fig. 103. A. Exploración transversal del TLBB a su paso por origen de la corredera bicipital (CB); B. Lectura ecográfica: a. Refuerzo cápsula-ligamentoso; P. Piel; PM. Pectoral mayor; TCS. Tejido celular subcutáneo; Ter. Troquíter; Tin. Troquíter; TSUB. Tendón del subescapular.

1.3.7.2. Exploración longitudinal del tendón del subescapular (fig. 104).

En ella observamos como el tendón del subescapular abraza el tercio proximal medial del húmero favoreciendo el movimiento de rotación interna del hombro. Con esta imagen llegamos a la conclusión de cómo el tendón largo del bíceps, ovalado, sigue la orientación del subescapular, y como esta relación puede llevar consigo cambios morfológicos de la corredera bicipital (Brasseur y Tardieu, 1999; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

En este mismo corte también podemos apreciar: el manguito de los rotadores, el troquíter, y superficialmente el músculo del pectoral mayor (Brasseur y Tardieu, 1999; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

Esta exploración también podemos complementarla con un estudio dinámico hacia la rotación interna comprobando el correcto deslizamiento del tendón del subescapular bajo la apófisis coracoides (Brasseur y Tardieu, 1999; van Holsbeeck e Introcaso, 2006).

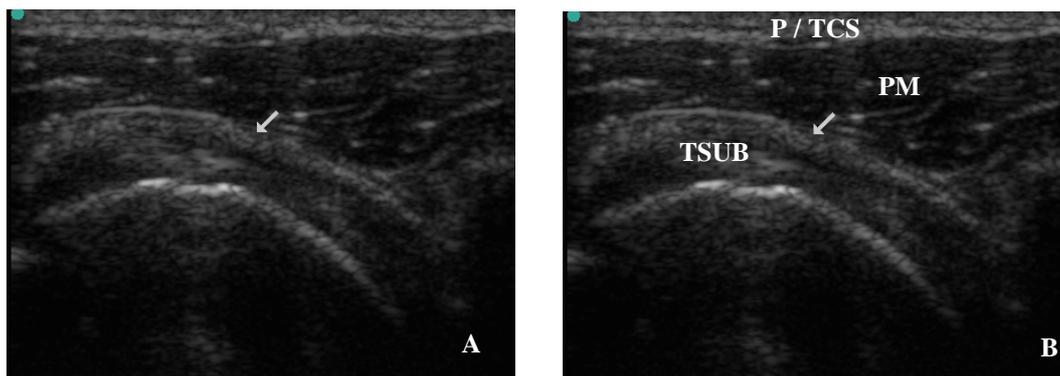


Fig. 104. A. Exploración longitudinal del tendón del subescapular (TSUB) en dirección hacia su inserción en el troquícn; B. Lectura ecográfica: P. Piel; PM. Pectoral mayor; TCS. Tejido celular subcutáneo.

1.4. Histología e histopatología del tendón.

El tendón posee una gran capacidad de resistencia tensil gracias a su escasa vascularización, metabolismo y consumo energético. Esta vascularización extrínseca que decrece con la edad y el incremento de la carga mecánica atraviesa transversalmente y de forma repetida al paratendón desarrollando un complejo vascular anastomótico. En el interior del tendón los vasos interconectados se disponen paralelos unos a otros, donde una arteria se acompaña de dos venas (Hess *et al.*, 1989; Sharma y Mafulli, 2005).

La gran mayoría de sus receptores nerviosos se encuentran en la superficie del tendón, acompañando a los vasos sanguíneos que atraviesan el paratendón. Así, encontramos cuatro tipos de receptores (Jozsa y Kannus, 1997; O'Brien, 1997; Sharma y Mafulli, 2005):

- Corpúsculos de Ruffini, como receptores de presión y estiramiento.
- Corpúsculos de Vater-Pacini, como receptores de presión y de los movimientos de acción-reacción y desaceleración.

- Órgano tendinoso de Golgi, como receptores de tensión.
- Receptores nerviosos libres, situados en el interior del tendón y que actúan como receptores del dolor.

El tendón es considerado un tejido conjuntivo denso regular y se encuentra compuesto por células y matriz extracelular (fibras y sustancia fundamental) (Fawcett, 1997; Jozsa y Kannus, 1997; Öhberg, 2003).

Las células pueden ser de varios tipos. Las fijas representan una población estable de fibrocitos (tenocitos) que son relativamente inmóviles y que presentan un ciclo vital muy prolongado. Estas células fabrican y mantienen a las células libres que les rodean. También segregan la sustancia fundamental amorfa de la matriz extracelular. Otro tipo de células son las libres (fibroblastos / tenoblastos), que se trata de una población heterogénea de elementos celulares de ciclo vital más breve que presentan movilidad y que emigran desde la sangre y vagan por los intersticios que quedan entre las fibras. Estas células de carácter transitorio están implicadas en la defensa del tejido, y su número suele ser limitado. No obstante puede aumentar de forma espectacular en las reacciones inflamatorias frente a bacterias invasoras. Los tenoblastos y los tenocitos conforman el 90-95% de los elementos celulares del tendón. El 5-10% está representado por condrocitos, localizados próximos a su inserción. Las células de los tendones se alinean entre los haces de fibras de manera que la mayor parte de su citoplasma queda reducido a unas finas prolongaciones que se extienden entre los haces de fibras vecinos, rodeándolos parcialmente (Fawcett, 1997).

El 98-99% de las fibras que componen el tendón son de colágeno (ofrecen gran resistencia a las fuerzas de estiramiento) siendo el resto de elastina (añadiendo elasticidad y previniendo su rotura). Estas fibras colágenas, fundamentalmente de tipo I, se encuentran formadas por haces paralelos y estrechamente agrupados (conectados lateralmente mediante delicados puentes cruzados de naturaleza química desconocida), con muy poco espacio entre las mismas para la sustancia fundamental (rica en agua y proteoglicanos), proporcionándole al tendón fuerza tensil o resistencia frente a la tensión (Fawcett, 1997; Jozsa y Kannus, 1997).

La existencia de estos dos tipos de fibras y la proporción de las mismas nos obliga a pensar que, los tendones son muy resistentes, pudiendo resistir cargas de

351-422 Kg/cm² o de 8-10 veces el peso del cuerpo, pero poco elásticos (Öhberg, 2003).

La sustancia fundamental en la que se encuentran sumergidas las células tendinosas y los haces de fibras se encuentra formada por proteoglicanos, que son complejos de proteína-polisacáridos especializados en resistir fuerzas compresivas, proporcionando el soporte estructural para las fibras de colágeno. Son aneurales y avasculares, de ahí que su nutrición derive del aporte de los vasos sanguíneos (Fawcett, 1997; Jozsa y Kannus, 1997; Öhberg, 2003).

En la actualidad, los principales polisacáridos de la sustancia fundamental son los glucosaminoglicanos, macromoléculas formadas por subunidades largas y lineales de polímeros de disacáridos. Una de sus propiedades más importantes es la elevada viscosidad que presenta en solución acuosa lo que le otorga consistencia. Por otro lado, esta consistencia no presenta una barrera para difusión de los metabolitos a través de su fase acuosa, aunque es posible que sí tenga una función de barrera para las bacterias que puedan introducirse en el tejido (Fawcett, 1997).

Tras la exposición del tendón a tensiones máximas y su posterior relajación se produce una acumulación de radicales libres en el tendón que puede demostrar la etiología de las tendinopatías. Estos radicales llevan consigo la activación de la enzima antioxidante peroxiredoxin 5 que actúa contra la oxidación, hipoxia y por lo tanto, muerte celular (Sharma y Mafulli, 2005).

Resulta más apropiado el término tendinosis (fig. 105) que tendinitis para denominar las lesiones por sobreuso, crónicas, con disrupción y rotura de la estructura interna del tendón debido a la ausencia de grandes cantidades de macrófagos, linfocitos y neutrófilos, como sería de esperar en un auténtico proceso inflamatorio (Astrom y Rausing, 1995; Khan *et al.*, 1999, Öhberg, 2003; Movin *et al.*, 1997; Sharma y Mafulli, 2005).

El sobreuso crónico lleva consigo microroturas en las fibras de colágeno (fundamentalmente de tipo I, con mayor carga elástica) cuya respuesta es el aumento del número de fibroblastos (hipercelularidad), que comienzan a formar nuevo colágeno (de tipo II y III, con menor carga elástica) y sustancia fundamental con atrapamiento de agua. Algunos de estos fibroblastos vuelven a su estado primitivo de célula mesenquimal y evolucionan de forma diferente

según el lugar y el estímulo al cual se le someta: osteoblastos como fuente de la calcificación (fig. 106) o células formadoras de endotelio vascular causantes de la neovascularización e hiperplasia vascular (figs. 107 y 108). Esta hiperplasia vascular con vasos histológicamente anormales presenta un sistema vascular poco efectivo. Por otro lado, ante la existencia de esta degeneración mucoide, el incremento de la vascularización tendinosa extrínseca, podría actuar como fuente de nutrición para los fibroblastos extremadamente activos, favoreciendo la formación de células nuevas y agravando el proceso patológico (Khan *et al.*, 1996, 1999; Sharma y Mafulli, 2005).

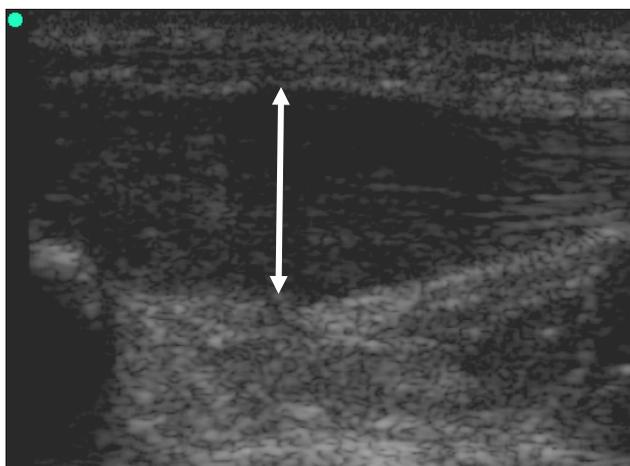


Fig. 105. Tendinitis rotuliana (corte longitudinal). Ecográficamente se observa engrosamiento con pérdida de ecogenicidad del tendón.

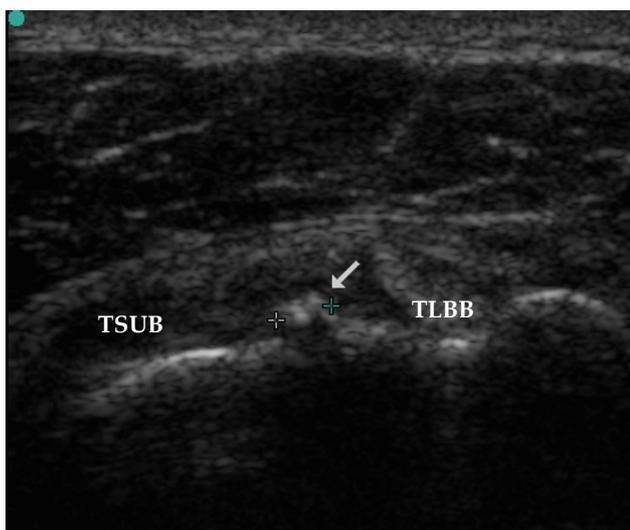


Fig. 106. Calcificación de 3,4 mm del tendón del subescapular (TSUB) próximo a su inserción en el trocán y cápsula (corte longitudinal).

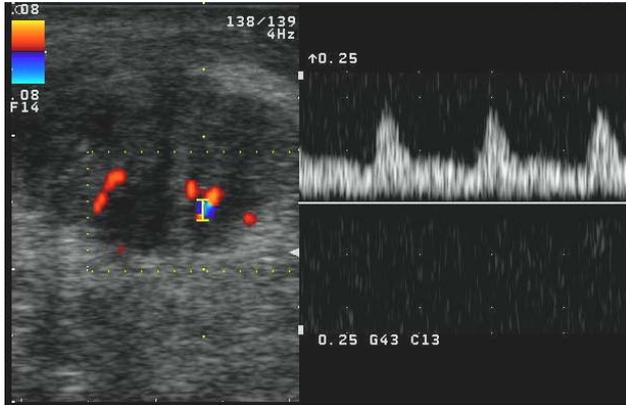


Fig. 107. Hiperplasia vascular y neovascularización del tendón rotuliano (corte transversal). A través de Doppler Dúplex se nos muestra un flujo vascular de baja resistencia.

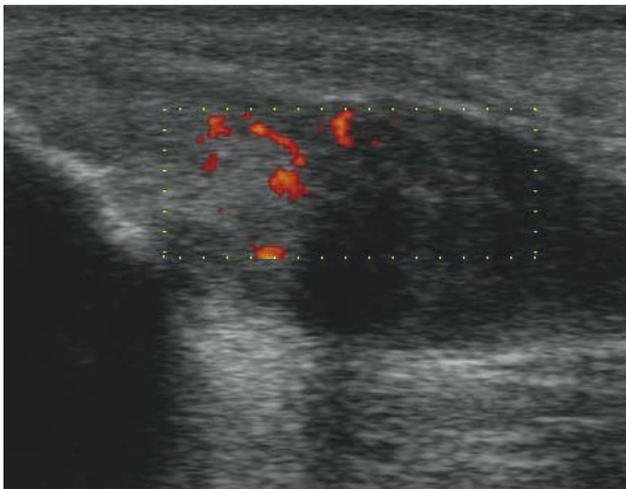


Fig.108. Hiperplasia vascular y neovascularización del tendón rotuliano (corte longitudinal).

La pregunta que debemos hacernos es ¿cuáles son los mecanismos no inflamatorios que pueden producir dolor en la tendinosis? Así, se han postulado cuatro modelos de dolor (Alfredson y Lorentzon, 2002; Sánchez, 2003):

a) Mecánico, donde se relaciona el dolor con la disrupción de las fibras de colágeno.

b) Bioquímico, por una irritación química debida a una anoxia regional y a la falta de células fagocíticas para eliminar productos nocivos de la actividad celular. El dolor podría estar causado por factores bioquímicos que activan a los nociceptores peritendinosos. El condroitin sulfato que se libera cuando se lesiona el tendón puede estimular a estos nociceptores peritendinosos desempeñando un papel activo en el origen del dolor. Con la técnica de microdiálisis se ha estudiado la concentración de lactato en las tendinosis, comparándolo con un grupo control

normofisiológico. Se observó un aumento de la concentración de lactato en los pacientes con tendinopatía, encontrándose en los datos diferencias estadísticamente significativas. La concentración elevada de lactato en los tendones patológicos indican que existe condiciones anaeróbicas en el área de la tendinosis, siendo una posible causa de dolor.

c) Neurológico, en el que como fruto de la isquemia tiene lugar una hiperinervación.

d) Integrador, por estrés cíclico del tendón, alterando los patrones vasculares y produciendo isquemias.

De los cuatro modelos de dolor hacemos especial hincapié en el neurológico e integrador.

En el modelo neurológico, el daño neural y la hiperinervación han sido una de las teorías poco estudiadas en la bibliografía científica a pesar de su atractivo interés para explicar los posibles mecanismos fisiopatológicos de dolor en las tendinosis. Este crecimiento de fibras nerviosas podría formar parte de un proceso de reparación tisular anómalo, precedido por microtraumatismos repetitivos. Parece ser que la producción de factor de crecimiento neural y la consiguiente hiperinervación pueden estar inducidos por la isquemia (Sánchez, 2003).

Como consecuencia de la destrucción de las fibras de colágeno y aumento de volumen de la sustancia mucoide, el entorno extracelular adquiere un patrón de "parálisis homeostática". Los tenocitos para responder a su demanda metabólica absente de oxígeno y nutrientes utiliza el metabolismo glucolítico anaeróbico para su supervivencia y si no se resuelve este entorno tóxico la célula inicia un camino hacia su muerte, apareciendo en el estudio histopatológico la presencia de grandes vacuolas lipídicas que terminan arrojando sustancias citotóxicas al espacio extracelular (glutamato, lactato, catabolitos), las cuales actúan como irritantes bioquímicos del sistema neural aferente (Dickenson *et al.*, 1997; Alfredson y Lorentzon, 2002; Sánchez, 2003).

Cuando existe una lesión en el tendón, las células dañadas junto con los vasos sanguíneos, liberan sustancias químicas tóxicas que impactan sobre las células vecinas intactas. Una de estas sustancias es el aminoácido glutamato de carga negativa, que produce un proceso altamente conocido como

excitotoxicidad. Cuando se produce esta degeneración del tendón las células liberan grandes cantidades de este neurotransmisor sobreexcitando a las células vecinas y permitiendo la entrada de grandes iones, provocando así procesos destructivos (Dickenson *et al.*, 1997; Sánchez, 2003).

El glutamato juega un importante papel en la transmisión excitadora sináptica, proceso mediante el cual las neuronas se comunican unas con otras. Un impulso eléctrico en una de estas células produce una entrada de calcio con la subsiguiente liberación del neurotransmisor. El neurotransmisor difunde a través de la hendidura sináptica y se fija en los receptores de la siguiente célula. Estos receptores son por si mismo canales iónicos que se abren al ser fijado el neurotransmisor, permitiendo el paso de iones de Ca^{++} y Na^{+} por su centro. Este flujo de iones produce la despolarización de la membrana plasmática con generación de una corriente eléctrica que se propaga hasta la siguiente célula. El glutamato es uno de los principales neurotransmisores excitadores del sistema nervioso y actúa a través de receptores ionotrópicos y metabotrópicos. La activación de estos receptores es la responsable de la transmisión sináptica excitatoria. Los receptores para glutamato, especialmente los de la familia de NMDA (N-metil-D-aspartato) están implicados en desordenes citotóxicos. La concentración de glutamato en la hendidura sináptica depende de la cantidad y de la velocidad a la que es liberado y eliminado de la hendidura sináptica. La acumulación sináptica de cantidades elevadas de glutamato y su acción prolongada sobre sus receptores postsinápticos podría deberse a una degeneración tisular, o a la alteración de los mecanismos de recaptación por fallo de las proteínas transportadoras de glutamato. Los acontecimientos degenerativos del tendón provocan una lisis celular con la consiguiente liberación del glutamato intracelular. El estrés oxidativo, puede ser causa de lisis celular, induce la formación de radicales libres que reducen la eficacia de los transportadores de glutamato, por lo que se incrementan los niveles extracelulares de glutamato. El receptor NMDA, condiciona cambios estructurales en la célula y hace que permanezca de forma prolongada activada (Dickenson *et al.*, 1997; Sánchez, 2003; Alfredson, 2004).

Finalmente, en el modelo integrador tomando como base la postura mecánica, se considera que el exceso de estrés del tendón de forma cíclica, altera los patrones vasculares produciendo isquemias focales repetitivas, esto se traduce

en una alteración de los mecanismos de reparación del tendón. En actividades que requieren ejercicios que bordean la franja suprafisiológica de carga se produce una alteración de la recuperación del metabolismo basal del tendón. Las roturas cíclicas de las fibras de colágeno favorecen la liberación al espacio intersticial de sustancias citotóxicas que actuarán como irritantes bioquímicos tanto neuronales como metabólicos, favoreciendo el metabolismo glucolítico anaeróbico de los tenocitos. Estos aminoácidos y proteínas libres, liberados por las células en su fase final de necrosis, alteran el pH intersticial, amplificando la liberación de neurotransmisores de glutamato y la neuroplasticidad de los receptores NMDAR1 (N-methyl-D-aspartate receptor 1), siendo los mecanismos neurológicos precursores del mantenimiento de la despolarización de las fibras nerviosas nociceptivas. La permanencia de la despolarización nociceptiva favorece la disminución del umbral de excitación y la aparición de alodinia mecánica. Este paradigma integrador del modelo mecánico y neurobioquímico permite una mejor comprensión de la posible etiopatogénesis del dolor en la tendinosis (Sanchis-Alfonso *et al.*, 2001; Sánchez, 2003).

2.1. Identificación del problema.

Son muchas las bajas ocasionadas por las patologías del complejo articular del hombro. Entre ellas destacamos las afecciones del manguito rotador (roturas parciales, roturas totales y tendinosis) en su conjunto o de forma individualizada sobre los tendones redondo menor, infraespinoso, subescapular y supraespinoso. Estos dos últimos, en especial, por la frecuencia con la que encontramos en ellos, los procesos patológicos. También destacamos el estrés patomecánico al que se encuentra sometido el tendón largo del bíceps braquial pudiendo verse afectado en forma de tenovaginitis, tendinosis y rotura parcial o total.

La lectura del apartado anterior nos ha permitido establecer tres relaciones funcionales entre un conjunto de estructuras: 1. "El tendón del subescapular y la vertiente anterior e interna de la cápsula articular glenohumeral". Esta relación provoca que el sobreuso cotidiano del subescapular, durante las actividades laborales y de la vida diaria, lleve implícito una tracción interna y desequilibrio de la cápsula; 2. "La cápsula articular y el tendón largo del bíceps braquial". Quedan demostradas las relaciones tisulares entre estas dos estructuras que como si de una pareja de baile se tratara se adaptan de forma sincronizada a las acciones rotacionales de la articulación glenohumeral; 3. "El tendón largo del bíceps braquial y la corredera bicipital". Debido a la anterior relación expuesta, el tendón largo del bíceps braquial se orienta hacia el labio interno de la corredera bicipital, quedando ésta expuesta a cambios en su estructura.

Por estas razones, se sospecha que existe una estrecha relación funcional entre los tendones largo del bíceps braquial, subescapular y la corredera bicipital que explicaría muchos de los procesos patológicos traumáticos y degenerativos que afectan al complejo articular del hombro.

En la actualidad, son muchas las presiones sociales que obligan a realizar un trabajo de prevención, reduciendo así los costes en concepto de salud. El conocimiento cuantitativo de la morfometría normal del sistema músculo-esquelético, teniendo en cuenta la edad, el género y la influencia del deporte, nos permitirá detectar precozmente (mediante estudios ecográficos de control) aquellos casos en los que previamente a la aparición de sintomatología comiencen a instaurarse alteraciones morfométricas o morfológicas.

En este aspecto, la ecografía desempeña un gran papel como técnica de imagen inocua, económica, multiplanar y de gran portabilidad, que permite justificar estas relaciones funcionales anteriormente expuestas mediante posibles relaciones morfométricas y morfológicas. Al mismo tiempo, se obtiene en una muestra poblacional concreta unos valores medios de normalidad a partir de los cuales se puede trabajar preventivamente.

2.2. Hipótesis de trabajo.

2.2.1. Influencia del miembro dominante.

Tanto en hombres como en mujeres, en el miembro dominante:

- La corredera bicipital es más ancha, menos profunda y con mayor ángulo de inclinación de su labio interno.
- El tendón largo del bíceps braquial presenta un mayor perímetro, área, grosor, anchura y ángulo de inclinación.
- El tendón largo del bíceps braquial muestra una menor circularidad.
- El tendón del subescapular presenta un mayor grosor.

2.2.2. Influencia del género.

Tanto en el miembro dominante como en el no dominante, los hombres muestran respecto a las mujeres:

- Una corredera bicipital más ancha, menos profunda y con mayor ángulo de inclinación de su labio interno.
- Un tendón largo del bíceps braquial de mayor perímetro, área, anchura, grosor y ángulo de inclinación.
- Un tendón largo del bíceps braquial de menor circularidad.
- Un tendón del subescapular de un mayor grosor.

2.2.3. Correlaciones morfométricas entre el tendón del subescapular, la corredera bicipital y el tendón largo del bíceps braquial.

Tanto en hombres como en mujeres el grosor del tendón del subescapular se correlaciona con la morfometría del tendón largo del bíceps braquial y la corredera bicipital.

2.2.4. Análisis cuantitativo de la morfometría de la corredera bicipital y de los tendones largo del bíceps braquial y subescapular como método de prevención.

La obtención de unos valores medios de normalidad respecto a las variables dependientes de la corredera bicipital (anchura, profundidad y ángulo de inclinación de su labio interno) y de los tendones largo del bíceps braquial (perímetro, área, anchura, grosor, ángulo de inclinación y circularidad) y subescapular (grosor) permitirá emplear la ecografía como método preventivo frente a la inestabilidad del tendón largo del bíceps braquial y por lo tanto del complejo articular del hombro.

2.3. Objetivos.

2.3.1. Objetivos generales.

- Profundizar en el estudio ecográfico del complejo articular del hombro mediante el análisis morfométrico de estructuras como los tendones largo del bíceps braquial, subescapular y la corredera bicipital.
- Observar como las correlaciones funcionales entre los tendones largo del bíceps braquial, subescapular y la corredera bicipital pueden estar correspondidas con relaciones morfométricas y morfológicas.
- Demostrar como el análisis de imagen mediante programas computarizados puede permitirnos emplear la ecografía no sólo como una técnica diagnóstica sino también preventiva gracias a la obtención de valores medios de normalidad que facilitan la actuación frente patologías asintomáticas.

2.3.2. Objetivos específicos.

En una muestra de sujetos jóvenes, sedentarios y asintomáticos, con respecto a la morfometría de los tendones largo del bíceps braquial, subescapular y de la corredera bicipital:

- Obtener unos valores medios de normalidad.
- Observar la influencia de la lateralidad y del género.
- Establecer correlaciones morfométricas y lineales entre ellas.

3.1. Características de la muestra.

Para el desarrollo de este estudio observacional, transversal, previo consentimiento informado (anexo 1), se contó con una muestra de 160 sujetos (80 hombres y 80 mujeres) pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años (hombres, $23,85 \pm 2,245$ años; mujeres, $22,43 \pm 2,691$), con un peso medio de $71,44 \pm 9,271$ kg en los hombres y de $59,32 \pm 10,241$ kg en las mujeres y una talla media de $173,32 \pm 4,733$ cm en los hombres y de $160,28 \pm 5,783$ cm en las mujeres.

Fueron considerados como factores de inclusión el que fueran asintomáticos y sedentarios (por lo menos que no practicaran deportes que llevaran implícito movimientos de repetición de las extremidades superiores).

Por otro lado, fueron considerados como factores de exclusión la existencia de material protésico o de osteosíntesis, la presencia de patología reciente en las extremidades superiores o en la columna y el haber sufrido intervención quirúrgica en alguna de las estructuras estudiadas.

3.2. Equipos ecográficos empleados.

3.2.1. Ecógrafo S-180 de Sonosite (fig. 109).

Se trata de un equipo portátil controlado por software con una arquitectura completamente digital. La salida ultrasónica de este ecógrafo ha sido medida y calculada según las pautas de las publicaciones "Acoustic Output Measurements Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment" (NEMA UD 2-1998) y "Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment" (AIUM y NEMA, 1998).

Este equipo transmite ultrasonidos en modo 2D, modo M y Color Power Doppler (CPD).

Se encuentra equipado de un monitor de 5 pulgadas (12,7 cm) de diagonal, 3,1 pulgadas (7,9 cm) de altura y 4,3 pulgadas (10,9 cm) de anchura y de una sonda lineal L38/10-5 MHz de 38 mm.



Fig. 109 Ecógrafo portátil, modelo S-180 de Sonosite, junto a la sonda lineal L38/10-5 MHz de 38 mm.

3.2.2. Ecógrafo TITAN de Sonosite (fig. 110).

Al igual que el modelo S-180, se trata de un equipo portátil controlado por software con una arquitectura completamente digital. La salida ultrasónica de este ecógrafo ha sido medida y calculada según las pautas de las publicaciones "Acoustic Output Measurements Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment" (NEMA UD 2-1998) y "Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment" (AIUM y NEMA, 1998).

Este equipo transmite ultrasonidos en modo 2D, modo M y Color Power Doppler (CPD), Doppler color, Doppler pulsátil (DP) y Doppler Dúplex.

Se encuentra equipado de un monitor de 8,5 pulgadas (21,59 cm) de diagonal, 5,18 pulgadas (13,18 cm) de altura y 6,75 pulgadas (17,15 cm) de anchura y de una sonda lineal L38/10-5 MHz de 38 mm.



Fig. 110 Ecógrafo portátil, modelo Titan de Sonosite, equipado con la sonda lineal L38/10-5 MHz de 38 mm.

3.3. Protocolo de exploración ecográfica y obtención de imágenes.

Las exploraciones fueron realizadas con el sujeto en sedestación, el hombro en rotación neutra, el codo en flexión de 90° y el antebrazo en pronosupinación neutra con los dedos encarados medialmente. La mano contralateral se situó sosteniendo el codo homolateral manteniendo así la flexión de 90° (fig. 111).



Fig. 111. Exploración “transversal idónea” del tendón largo del bíceps braquial a su paso por el inicio proximal de la corredera bicipital: A. Posición del paciente; B. Posición de la sonda.

De este modo, se realizó un corte ecográfico transversal “idóneo” de la porción intraarticular del tendón largo del bíceps braquial, en el inicio proximal de la corredera bicipital (fig. 112). Se entendió como corte transversal “idóneo” aquel corte oblicuo con respecto al eje del húmero que nos mostrara el inicio de la corredera bicipital, el tendón largo del bíceps braquial (cortado transversalmente previo cambio de orientación en la búsqueda de su origen en el tubérculo supraglenoideo) y el mayor grosor del tendón del subescapular (cortado longitudinalmente) (fig. 113).

Debido a que el corte es oblicuo con respecto al eje del húmero no se aprecia en su totalidad el ligamento transversal humeral, referencia de localización intraarticular del tendón largo del bíceps braquial.

Fue requisito indispensable que el tendón largo del bíceps braquial quedara lo más centrado posible con respecto a la imagen con el fin de evitar errores en el análisis de su ángulo de inclinación y el del labio interno de la corredera bicipital, ya que uno de los vértices tomados fue la horizontal de la imagen obtenida.

Por cada hombro se realizaron dos exploraciones (levantando de nuevo al sujeto y volviéndolo a sentar en la misma posición estandarizada) y por cada imagen obtenida se realizaron dos mediciones obteniendo así un dato medio de cuatro valores.

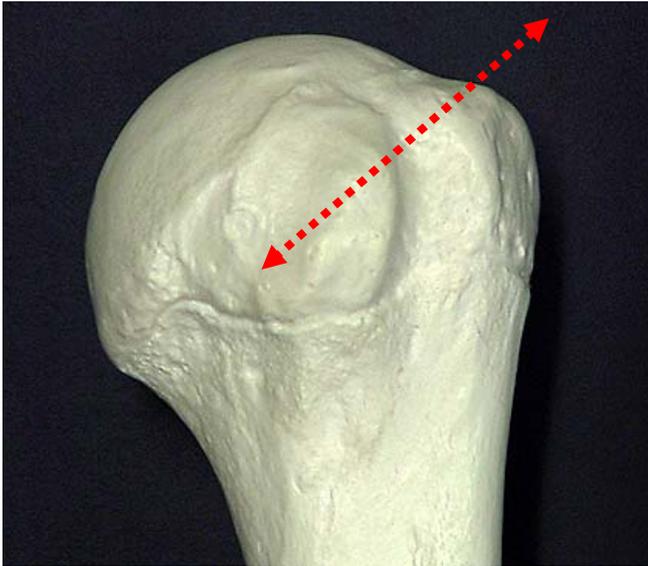


Fig. 112. Representación, en maqueta de húmero, del inicio de la corredera bicipital como uno de los puntos de referencia en la obtención del corte ecográfico transversal "idóneo".

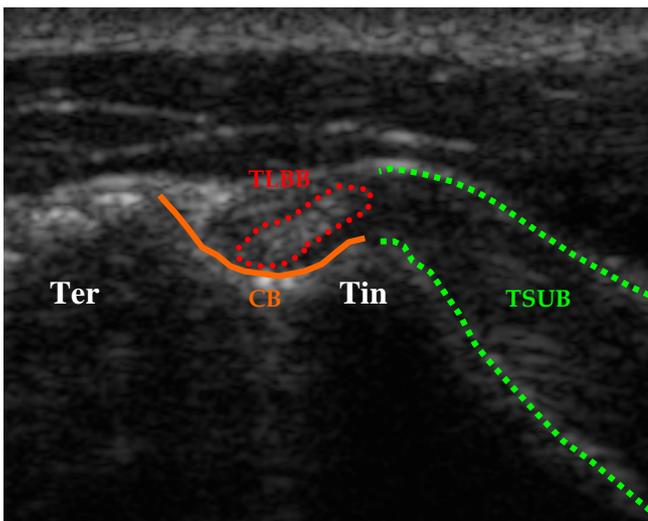


Fig. 113. Corte transversal "idóneo" en el que observamos: 1. En naranja, la corredera bicipital (CB); 2. En rojo, el tendón largo del bíceps braquial (TLBB), ovalado e inclinado internamente; 3. En verde, el tendón del subescapular, cortado longitudinalmente en busca de su inserción humeral: Ter. Troquíter; Tin. Troquín.

3.4. Sistema de archivo de las imágenes.

Todas las imágenes fueron guardadas (formato .bmp) con el código estipulado para cada sujeto, teniendo en cuenta la lateralidad y el número de la imagen, puesto que se tomaron dos imágenes por cada hombro estudiado. A modo de ejemplo, del sujeto 1001 se obtuvieron las cuatro imágenes nombradas 1001d1, 1001d2, 1001i1 y 1001i2 (fig. 114), donde "1001" corresponde al código del sujeto, "d" derecho e "i" izquierdo, "1" primera imagen y "2" segunda imagen.

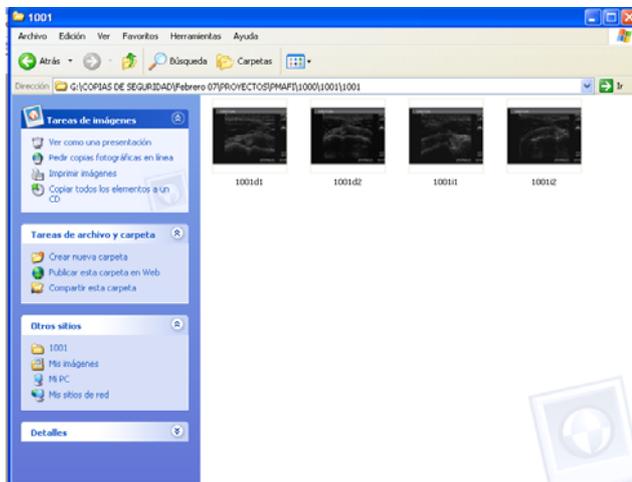


Fig. 114. Formato de archivo de las imágenes del sujeto 1001.

3.5. Análisis de imagen.

Tras la descarga de las imágenes, de los ecógrafos al ordenador, fueron analizadas mediante el programa de análisis de imagen Image J (v. 1.37) (fig. 115).

Image J, de dominio público en internet, es un programa fundamentado en Java y desarrollado por Wayne Rasband (Nacional Institutes of health, USA). Analiza imágenes que hayan sido guardadas en 8, 16 o 32-bit y con diferentes formatos TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM o FITS. Se trata de un programa de código abierto ya que genera la posibilidad de que particularmente puedas añadir nuevas aplicaciones previa programación. Actualmente, se encuentra en la versión 1.42a y es una referencia mundial en el análisis de imágenes biomédicas

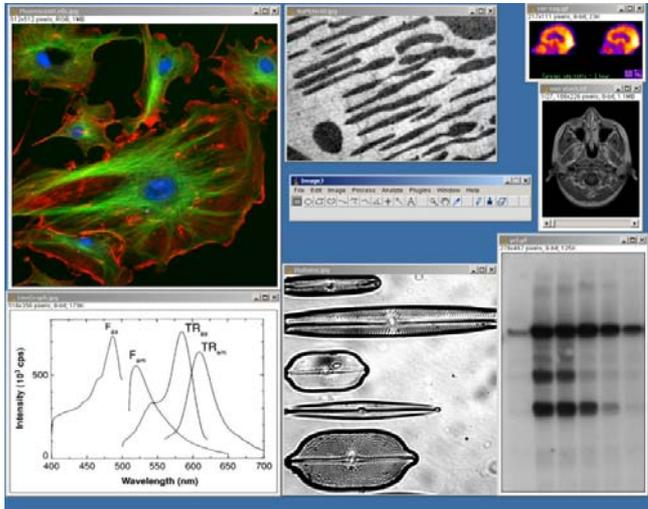


Fig. 115. Programa de análisis de imagen Image J.

Previo análisis de las imágenes fue requisito indispensable realizar un escalado para cada uno de los ecógrafos en sus diferentes modalidades de profundidad. Gracias a este sistema se consiguió dimensionar la imagen obteniendo resultados en cm y no en píxeles/cm (figs. 116 y 117).

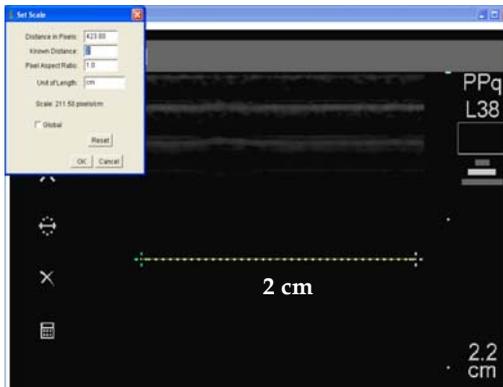


Fig. 116. Escalado de una imagen obtenida mediante el modelo S-180 de Sonosite a 2,2 cm de profundidad tomando una distancia de referencia de 2 cm.

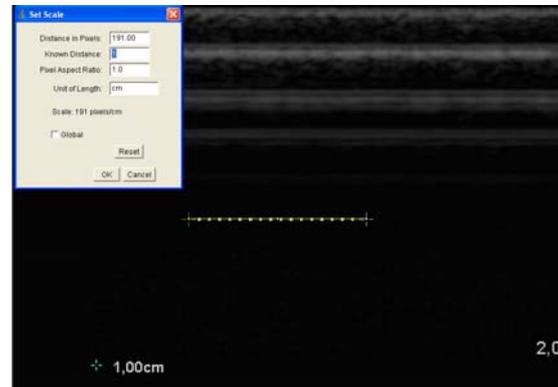


Fig. 117. Escalado de una imagen obtenida mediante el modelo TITAN de Sonosite a 2 cm de profundidad tomando una distancia de referencia de 1 cm.

A continuación, mostramos las tablas de correspondencia de escalado para los ecógrafos S-180 (tabla 1) y TITAN (tabla 2) de Sonosite:

Ecógrafo modelo S-180	
Profundidad (cm)	Píxeles / cm
2,2	211,5
2,5	185
2,8	164,5
3,2	144,5
3,7	123,5
4,6	99
5,7	80,5
7,1	64,5

Tabla 1. Correspondencia de escalado de la imagen con el modelo S-180 de Sonosite.

Ecógrafo modelo Titan	
Profundidad (cm)	Píxeles / cm
2	191
2,4	162
2,8	136
3,3	116
3,9	98
4,6	82
5,5	70
6,5	59

Tabla 2. Correspondencia de escalado de la imagen con el modelo TITAN de Sonosite.

De este modo, previo escalado (fig. 118), por cada imagen se tuvieron en cuenta las siguientes variables (tabla 3):

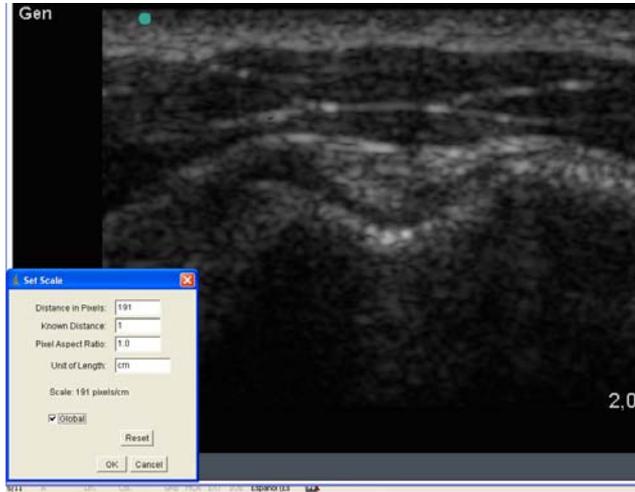


Fig. 118. Escalado de la imagen.

	VARIABLES
Corredera bicipital.	Anchura.
	Profundidad.
	Ángulo de inclinación del labio interno.
Tendón largo del bíceps braquial.	Perímetro y área.
	Grosor, anchura y ángulo de inclinación.
	Circularidad.
Tendón del subescapular.	Grosor.

Tabla 3 Variables del estudio.

En la corredera bicipital se analizaron: la anchura, la profundidad y el ángulo de inclinación de su labio interno. La aplicación empleada para las tres variables fue *Line Analyzer.java* (fig. 119).

```

import ij.*;
import ij.plugin.*;
import ij.plugin.filter.*;
import ij.process.*;
import ij.gui.*;
import ij.measure.*;

/**
 * Calculates the mean, min, max and standard deviation of the
 * pixel values along a straight line selection. */
public class Line_Analyzer implements Plugin {

    static final String headings = "\tL-Mean\tL-Min\tL-Max\tL-StDev\tL-Length\tL-Angle";
    static int count;

    public void run(String arg) {
        if (IJ.versionLessThan("1.18a"))
            return;
        ImagePlus imp = WindowManager.getCurrentImage();
        if (imp==null)
            {IJ.noImage(); return;}
        Roi roi = imp.getRoi();
        if (!(roi!=null && roi.getType()==Roi.LINE))
            {IJ.error("Straight line selection required."); return;}

        double angle = 0.0;
        if (roi.getType()==Roi.LINE) {
            Line line = ((Line)roi);
            angle = roi.getAngle(line.x1, line.y1, line.x2, line.y2);
        } else if (roi.getType()==Roi.POLYLINE)
            angle = ((PolygonRoi)roi).getAngle();

        double[] ddata = ((Line)roi).getPixels();
        float[] fdata = new float[ddata.length];
        for (int i=0; i<ddata.length; i++)
            fdata[i] = (float)ddata[i];
        ImageProcessor ip = new FloatProcessor(fdata.length, 1, fdata, null);
        ImageStatistics s = new FloatStatistics(ip);

        if (!headings.equals(IJ.getTextPanel().getColumnHeadings())) {
            IJ.setColumnHeadings(headings);
            count = 0;
        }

        IJ.write(++count+"\t"+IJ.d2s(s.mean)+"\t"+IJ.d2s(s.min)+"\t"+IJ.d2s(s.max)+"\t"+IJ.d2s(s.stDev)+"\t"+IJ.d2s(roi.getLength())+"\t"+IJ.d2s(angle));
        IJ.register(Line_Analyzer.class);
    }
}

```

Fig. 119. Secuencia de programación de la aplicación *Line analyzer.java*.

Para la anchura de la corredera bicipital se tomaron como puntos de referencia los vértices mas elevados de los labios troquiteriano y troquiniano (fig. 120).

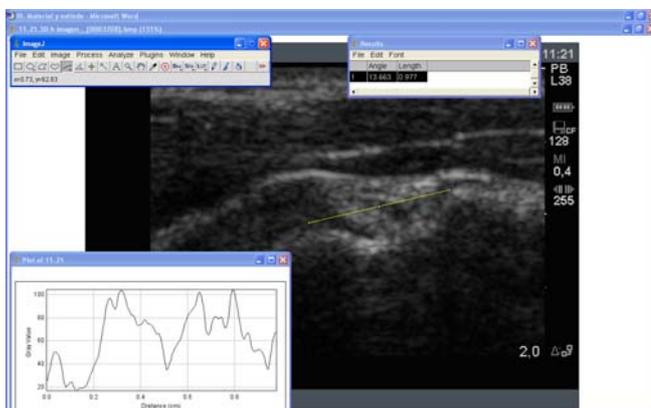


Fig. 120. Análisis de la anchura de la corredera bicipital.

Tomando como referencia el diámetro trazado para el análisis de la anchura, la profundidad de la corredera bicipital fue hallada trazando un nuevo diámetro que uniera perpendicularmente el diámetro de la anchura con la parte más profunda de la corredera bicipital (fig. 121).

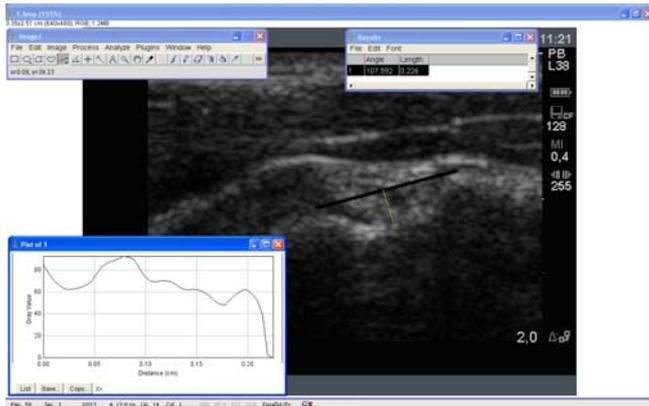


Fig. 121. Análisis de la profundidad de la corredera bicipital.

Por último, con respecto a la corredera bicipital se obtuvo la angulación de su labio interno (troquiniano). Para ello se tomaron dos vértices, uno que pasara sobre la cortical del labio interno de la corredera bicipital y otro sobre la horizontal de la imagen (fig. 122). En este análisis tuvo una especial relevancia la localización centralizada de la corredera bicipital (dependiente del grado de rotación glenohumeral y de la posición de la sonda) evitando resultados equívocos.

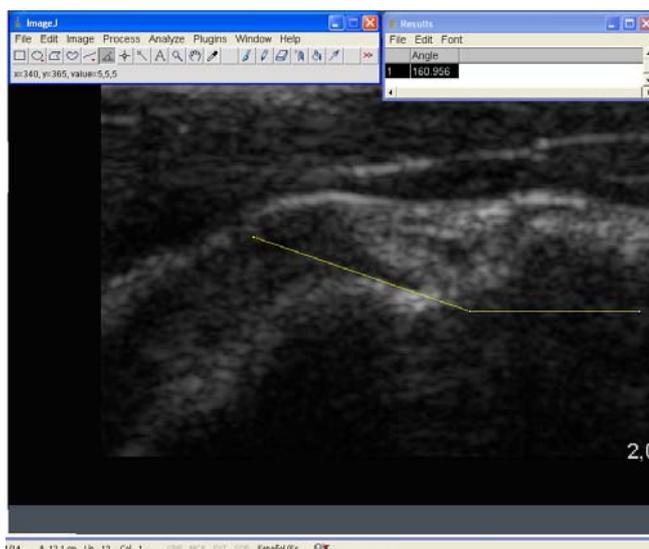
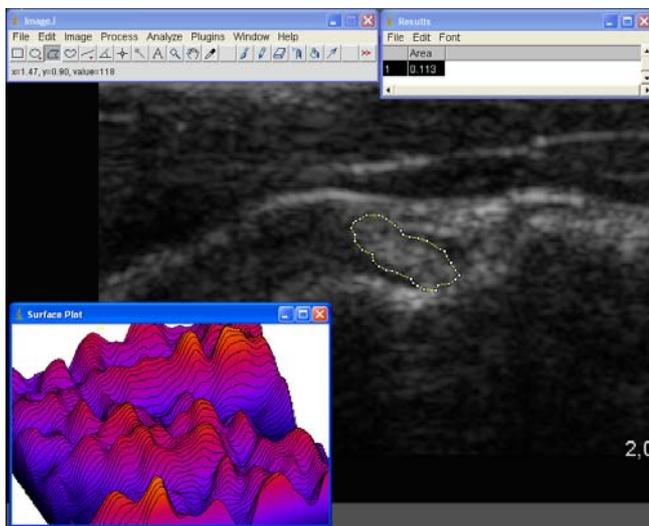


Fig. 122. Análisis de la angulación del labio interno de la corredera bicipital.

Por otra parte, en el tendón largo del bíceps braquial se analizaron: el perímetro (fig. 123), el área (fig. 126), el grosor (fig. 128), la anchura (fig. 128), la angulación interna (fig. 129) y la circularidad (fig. 130). El análisis comienza con el trazado manual del perímetro (fig. 123). Tras él, el programa calcula automáticamente todas las variables gracias a la interacción de las aplicaciones *Line Analyzer.java* (desarrollado anteriormente) *Area calculador.java* (fig. 124) y *circularity.java* (fig. 125).



2.0 Fig. 123. Trazado manual del perímetro del tendón largo del bíceps braquial.

```

import ij.*;
import ij.plugin.filter.*;
import ij.process.*;
import ij.gui.*;
import ij.measure.*;

/** This plugin is an extended version of ImageJ's Measure command that, in addition
    to the measurements defined in the Set Measurements dialog box, measures area,
    total area and average area.
*/
public class Area_Calculator implements PlugInFilter, Measurements {
    ImagePlus imp;

    public int setup(String arg, ImagePlus imp) {
        if (IJ.versionLessThan("1.18o"))
            return DONE;
        this.imp = imp;
        return DOES_ALL;
    }

    public void run(ImageProcessor ip) {
        int measurements = Analyzer.getMeasurements(); // defined in Set Measurements dialog
        measurements |= AREA; //make sure area is included
        Analyzer.setMeasurements(measurements);
        Analyzer a = new Analyzer();
        ImageStatistics stats = imp.getStatistics(measurements);
        Roi roi = imp.getRoi();
        a.saveResults(stats, roi); // store in system results table
        ResultsTable rt = Analyzer.getResultsTable(); // get the system results table
        float[] areas = rt.getColumn(ResultsTable.AREA); // get area measurements
        double sum = 0.0;
        int n = areas.length;
        for (int i=0; i<n; i++)
            sum += areas[i];
        rt.addValue("Total", sum);
        rt.addValue("Average", sum/n);
        a.displayResults(); //display the results in the worksheet
        a.updateHeadings(); // update the worksheet headings
    }
}

```

Fig. 124. Secuencia de programación de la aplicación *Area Calculator.java*.

```

import ij.*;
import ij.plugin.filter.*;
import ij.process.*;
import ij.gui.*;
import ij.measure.*;

/** This plugin is an extended version of ImageJ's Measure command that calculates
    object circularity using the formula circularity = 4pi(area/perimeter^2).
*/
public class Circularity_ implements PlugInFilter, Measurements {
    ImagePlus imp;

    public int setup(String arg, ImagePlus imp) {
        if (IJ.versionLessThan("1.18o"))
            return DONE;
        this.imp = imp;
        return DOES_ALL;
    }

    public void run(ImageProcessor ip) {
        int measurements = Analyzer.getMeasurements(); // defined in Set Measurements dialog
        measurements |= AREA+PERIMETER; //make sure area and perimeter are measured
        Analyzer.setMeasurements(measurements);
        Analyzer a = new Analyzer();
        ImageStatistics stats = imp.getStatistics(measurements);
        Roi roi = imp.getRoi();
        a.saveResults(stats, roi); // store in system results table
        ResultsTable rt = Analyzer.getResultsTable(); // get the system results table
        int counter = rt.getCounter();
        double area = rt.getValue(ResultsTable.AREA, counter-1);
        double perimeter = rt.getValue(ResultsTable.PERIMETER, counter-1);
        rt.addValue("Circularity", perimeter==0.0?0.0:4.0*Math.PI*(area/(perimeter*perimeter)));
        a.displayResults(); //display the results in the worksheet
        a.updateHeadings(); // update the worksheet headings
    }
}

```

Fig. 125. Secuencia de programación de la aplicación *Circularity.java*.



Fig. 126. Análisis del área del tendón largo del bíceps braquial.

El grosor y la anchura del tendón largo del bíceps braquial fueron obtenidos mediante el análisis *Fit Ellipse*. Estos valores fueron extraídos a partir de la mejor elipse (diseñada automáticamente por el programa) incluida en el perímetro trazado de forma manual.

Para mejor comprensión de la obtención de resultados mediante el análisis *Fit Ellipse* recordamos que una elipse es el lugar geométrico de los puntos del plano tales que la suma de las distancias a dos puntos fijos llamados “focos” es constante. Una elipse es la curva cerrada que resulta al cortar la superficie de un cono por un plano oblicuo al eje de simetría con ángulo mayor que el de la generatriz respecto del eje de revolución (fig. 127).

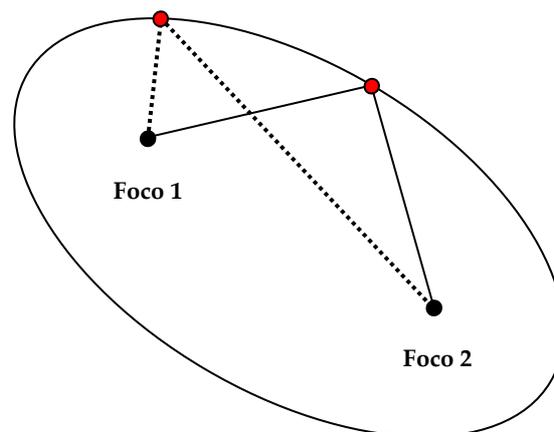


Fig. 127. Esquema de una elipse inclinada simulando el ángulo del tendón largo del bíceps braquial.

La elipse posee un “eje mayor” (anchura del tendón largo del bíceps braquial), trazo **AB**, y un “eje menor” (grosor del tendón largo del bíceps braquial), trazo **CD**; la mitad de cada uno de esos ejes recibe el nombre de “semieje”, de tal manera que se los denomina “semieje mayor” y “semieje menor”, respectivamente. Sobre el “eje mayor” existen dos puntos **F1** y **F2** que se llaman “focos”. El punto **Q** puede estar ubicado en cualquier lugar de la «elipse». La longitud desde **F1** al punto **Q** (en rojo) sumada a la longitud desde **F2** a ese mismo punto **Q**, es una cantidad constante que siempre será igual a la longitud del “eje mayor”, trazo **AB**. A las rectas correspondientes a los trazos **QF1** y **QF2**, se las llama “radios vectores”. Los dos “focos” equidistan del centro (fig. 128).

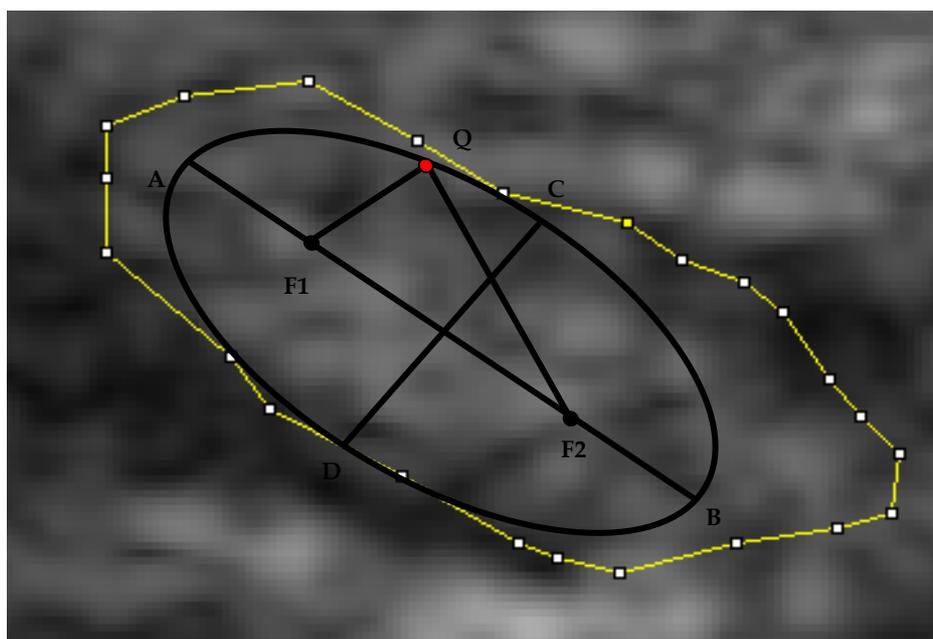


Fig. 128. Esquema de la mejor elipse esbozada en el interior del perímetro trazado manualmente a partir de la cual obtenemos el grosor (trazo **CD**) y la anchura (trazo **AB**) del tendón largo del bíceps braquial.

La inclinación del tendón largo del bíceps braquial fue obtenida manualmente tomando un vértice que pasara por el eje mayor del tendón y otro horizontal a la imagen (fig. 129). Al igual que ocurriera con la inclinación del labio interno de la corredera bicipital, en este análisis también tuvo una especial

importancia la localización centrada del tendón largo del bíceps braquial, evitando resultados equívocos.



Fig. 129. Análisis de la inclinación del tendón largo del bíceps braquial con respecto a la horizontalidad de la imagen.

Finalmente, respecto al tendón largo del bíceps braquial, su circularidad fue obtenida, previo trazo del perímetro, a través de la fórmula:

$$\text{Circularity} = 4\pi(\text{area}/\text{perimeter}^2)$$

Los valores de la circularidad oscilan entre 0 y 1. Aquellos polígonos cuya circularidad se aproxime a 0 se asemejarán a un círculo perfecto mientras que los que se aproximan a 1 a un polígono alargado (fig. 130).

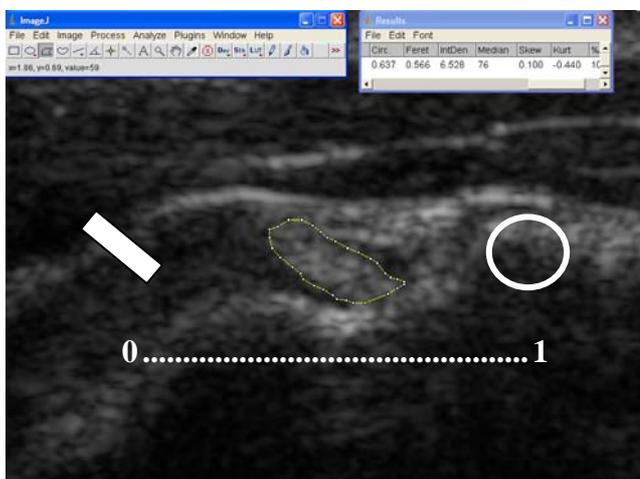


Fig. 130. Análisis de la circularidad del tendón largo del bíceps braquial. Un polígono cuya circularidad se aproxime a 0 se asemejaría a un círculo perfecto mientras que si se aproxima a 1 lo haría a un polígono alargado.

Por último se analizó manualmente el grosor del tendón del subescapular empleando para ello la aplicación *Line Analyzer.java* comentado anteriormente. Tomando como punto de referencia la cortical ósea del troquín se obtuvo el mayor grosor (diámetro perpendicular a las fibras del tendón) del tendón del subescapular (fig. 131).

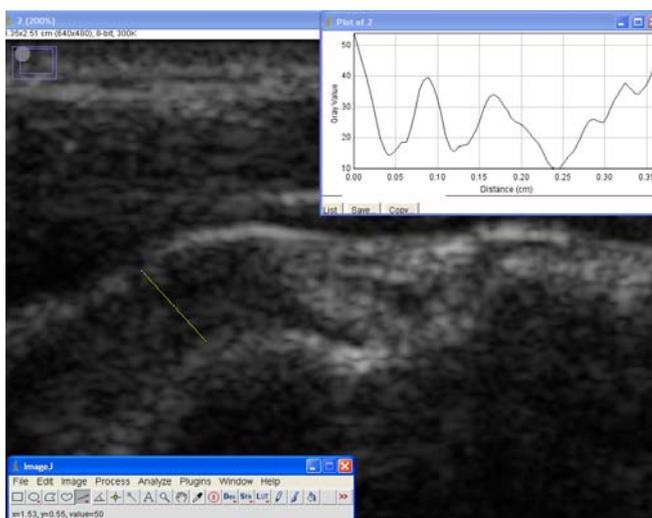


Fig. 131. Análisis del grosor del tendón del subescapular tomando como punto de referencia la cortical del troquín.

3.6. Análisis estadístico.

De cara al estudio estadístico fue empleado el programa SPSS (v.13.0).

En primer lugar se empleó el Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I.) (I.C. 95%) considerándose suficientes valores superiores a 0,70 (entre **0,71 - 0,90**, fuerza de la concordancia **buena**; **> 0,91**, fuerza de la concordancia **muy buena**) (Pita y Pértegas, 2004), valorando:

- La posible variabilidad entre ecógrafos (fiabilidad interecógrafos), llevando a cabo exploraciones a un mismo sujeto por un único observador.
- La posible variabilidad entre observaciones practicadas a un mismo sujeto por un único observador y ecógrafo (fiabilidad intraobservador).
- La posible variabilidad entre observadores (fiabilidad interobservador) realizando exploraciones con un mismo ecógrafo y a un mismo sujeto.

Posteriormente, tras comprobar la distribución normal de las variables de la muestra mediante el test de Kolmogorov-Smirnov (I.C. 95%), se aplicaron, tanto

en los hombres como en las mujeres, tests paramétricos empleando el test t-Student para muestras relacionadas (I.C. 95%) determinando así las posibles diferencias existentes entre las variables según la lateralidad. Por otro lado, se empleó el test t-Student (I.C. 95%) para muestras independientes comparando las diferentes variables según el género. Por último, se empleó el test r de Pearson (I.C. 95%) con el fin de observar las posibles correlaciones lineales tanto en los hombres como en las mujeres por cada uno de los miembros.

4.1. Estudio de fiabilidad “interecografos”.

De este modo se valoró el grado de concordancia entre los dos ecógrafos empleados para el estudio, es decir la consistencia de realizar una misma exploración ecográfica a un mismo paciente pero con ecógrafos diferentes (S-180 vs Titan, de Sonosite).

El corte ecográfico empleado fue el mismo que el seleccionado para el posterior estudio morfo-ecogénico del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), corredera bicipital (CB) y tendón del subescapular (TSUB), tomando como punto de referencia el extremo más proximal de la CB.

La muestra empleada fue de 12 sujetos (24 hombros) de sexo masculino, pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años ($23,18 \pm 3,619$ años), un peso medio de $73,24 \pm 8,439$ kg y una talla media de $175,31 \pm 3,981$ cm.

De este modo, respecto a la anchura de la CB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,968 entre los ecógrafos S-180 ($9,49 \pm 1,807$ mm) y Titan ($9,48 \pm 1,745$ mm) con una diferencia de $0,01 \pm 0,627$ mm (tabla 4).

	Anchura CB* (mm)	Anchura CB** (mm)	Diferencia anchura CB*-CB** (mm)
1	8,73	8,72	0,01
2	12,21	12	0,21
3	12,21	11,84	0,37
4	8,37	8,37	0
5	11,37	11,1	0,27
6	7,38	7,42	-0,04
7	8,94	8,9	0,04
8	8,49	8,41	0,08
9	9,13	9,74	-0,61
10	10,6	10,43	0,17
11	12,77	12,1	0,67
12	9	9,21	-0,21
13	9,43	9,17	0,26
14	7,44	7,62	-0,18
15	7,47	9,49	-2,02
16	6,76	6,45	0,31
17	9,97	9,56	0,41
18	12,68	12,68	0
19	8,15	8	0,15
20	8,82	7,45	1,37
21	10,18	11,4	-1,22
22	11,49	11,3	0,19
23	8,44	8,31	0,13
24	7,79	7,91	-0,12
Media	9,49 ± 1,807	9,48 ± 1,745	0,01 ± 0,627

Tabla 4. Medias y diferencias de las mediciones de la anchura de la CB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Referente a la profundidad de la CB se observó un muy alto C.C.I = 0,981 entre los ecógrafos S-180 ($1,56 \pm 0,726$ mm) y Titan ($1,48 \pm 0,697$ mm) con una diferencia de $0,07 \pm 1,929$ mm (tabla 5)

.	Profundidad CB* (mm)	Profundidad CB** (mm)	Diferencia Profundidad CB*-CB** (mm)
1	1,6	1,73	-0,13
2	2,71	2,86	-0,15
3	1,83	1,54	0,29
4	0,94	1,03	-0,09
5	1,97	1,83	0,14
6	0,64	0,71	-0,07
7	1,3	1,42	-0,12
8	0,68	0,71	-0,03
9	1,37	1,23	0,14
10	1,28	1,16	0,12
11	1,72	1,54	0,18
12	0,84	0,65	0,19
13	2,88	2,91	-0,03
14	0,93	0,85	0,08
15	0,82	0,72	0,1
16	0,78	0,91	-0,13
17	1,83	1,43	0,4
18	1,09	1,28	-0,19
19	1,88	1,54	0,34
20	1,36	1,04	0,32
21	1,12	1,16	-0,04
22	3,02	2,83	0,19
23	2,77	2,31	0,46
24	2,14	2,29	-0,15
Media	1,56 ± 0,726	1,48 ± 0,697	0,07 ± 1,929

Tabla 5. Medias y diferencias de las mediciones de la profundidad de la CB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Referente a la angulación del labio interno de la CB se observó un muy alto C.C.I = 0,998 entre los ecógrafos S-180 ($152,36 \pm 20,242$ mm) y Titan ($152,97 \pm 20,202$ mm) con una diferencia de $0,61 \pm 1,881$ mm (tabla 6)

	Angulación CB* (grados)	Angulación CB** (grados)	Diferencia angulación CB*-CB2* (grados)
1	115,02	116,45	-1,43
2	125,46	126,83	-1,37
3	159,56	158,91	0,65
4	169,33	171,43	-2,1
5	143,39	142,34	1,05
6	146,96	145,87	1,09
7	153,43	154,21	-0,78
8	171,93	170,12	1,81
9	175,11	174,31	0,8
10	163,61	167,34	-3,73
11	177,71	180,32	-2,61
12	164,12	161,34	2,78
13	116,47	115,54	0,93
14	133,36	135,98	-2,62
15	165,87	163,21	2,66
16	176,82	177,34	-0,52
17	129,18	131,65	-2,47
18	163,53	166,32	-2,79
19	139,46	141,23	-1,77
20	173,29	174,95	-1,66
21	175,5	175,53	-0,03
22	125,28	124,21	1,07
23	148,48	151,67	-3,19
24	143,86	144,32	-0,46
Media	152,36 ± 20,247	152,97 ± 20,202	-0,61 ± 1,881

Tabla 6. Medias y diferencias de las mediciones de la angulación del labio interno de la CB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Con respecto al perímetro del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,987 entre los ecógrafos S-180 ($14,51 \pm 2,065$ mm) y Titan ($14,55 \pm 2,023$ mm) con una diferencia de $0,04 \pm 0,467$ mm (tabla 7).

	Perímetro TLBB* (mm)	Perímetro TLBB** (mm)	Diferencia perímetro TLBB*- TLBB** (mm)
1	14,54	14,34	0,2
2	13,18	13,65	-0,47
3	17,84	17,36	0,48
4	15,17	15,21	-0,04
5	18,93	17,89	1,04
6	14,59	14,34	0,25
7	13,6	13,73	-0,13
8	13,82	13,98	-0,16
9	13,97	14,61	-0,64
10	15,53	16,02	-0,49
11	12,54	12,84	-0,3
12	14,02	14,12	-0,1
13	14,26	13,99	0,27
14	11,99	12,34	-0,35
15	14,93	15,41	-0,48
16	12,04	12,78	-0,74
17	20,38	21,09	-0,71
18	15,04	15,32	-0,28
19	11,73	11,45	0,28
20	14,93	14,31	0,62
21	14,57	14,21	0,36
22	13,99	14,44	-0,45
23	13,54	13,22	0,32
24	13,11	12,67	0,44
Media	14,51 ± 2,065	14,55 ± 2,023	-0,04 ± 0,467

Tabla 7. Medias y diferencias de las mediciones del perímetro del TLBB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Con respecto al área del TLBB se observó un alto C.C.I = 0,784 entre los ecógrafos S-180 ($0,119 \pm 0,0201 \text{ mm}^2$) y Titan ($0,112 \pm 0,0279 \text{ mm}^2$) con una diferencia de $0,002 \pm 0,0209 \text{ mm}^2$ (tabla 8).

	Área TLBB* (mm ²)	Área TLBB** (mm ²)	Diferencia área TLBB*-TLBB** (mm ²)
1	0,121	0,128	-0,007
2	0,081	0,079	0,002
3	0,092	0,099	-0,007
4	0,131	0,126	0,005
5	0,112	0,123	-0,011
6	0,121	0,134	-0,013
7	0,154	0,133	0,021
8	0,119	0,198	-0,079
9	0,099	0,086	0,013
10	0,081	0,085	-0,004
11	0,094	0,091	0,003
12	0,083	0,079	0,004
13	0,1	0,098	0,002
14	0,091	0,085	0,006
15	0,116	0,122	-0,006
16	0,126	0,138	-0,012
17	0,118	0,075	0,043
18	0,091	0,09	0,001
19	0,084	0,102	-0,018
20	0,111	0,107	0,004
21	0,114	0,121	-0,007
22	0,128	0,132	-0,004
23	0,131	0,129	0,002
24	0,14	0,134	0,006
Media	0,109 ± 0,0201	0,112 ± 0,0279	-0,002 ± 0,0209

Tabla 8. Medias y diferencias de las mediciones del área del TLBB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Con respecto al grosor del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,980 entre los ecógrafos S-180 ($3,55 \pm 0,515$ mm) y Titan ($3,62 \pm 0,448$ mm) con una diferencia de $-0,07 \pm 0,135$ mm (tabla 9).

	Grosor TLBB* (mm)	Grosor TLBB** (mm)	Diferencia grosor TLBB* - TLBB** (mm)
1	4,59	4,43	0,16
2	4,87	4,65	0,22
3	3,26	3,35	-0,09
4	2,98	3,11	-0,13
5	3,69	3,82	-0,13
6	3,17	3,34	-0,17
7	2,84	2,96	-0,12
8	3,26	3,45	-0,19
9	3,22	3,21	0,01
10	3,22	3,56	-0,34
11	2,84	3	-0,16
12	3,43	3,35	0,08
13	3,23	3,12	0,11
14	4,02	3,92	0,1
15	4,12	4,04	0,08
16	3,76	3,89	-0,13
17	3,65	3,93	-0,28
18	3,12	3,24	-0,12
19	3,56	3,63	-0,07
20	3,98	4,04	-0,06
21	3,57	3,71	-0,14
22	3,23	3,32	-0,09
23	4,02	4,11	-0,09
24	3,61	3,74	-0,13
Media	3,55 ± 0,515	3,62 ± 0,448	-0,07 ± 0,135

Tabla 9. Medias y diferencias de las mediciones del grosor del TLBB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Con respecto a la anchura (diámetro mayor) del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,986 entre los ecógrafos S-180 ($5,04 \pm 0,584$ mm) y Titan ($4,92 \pm 0,545$ mm) con una diferencia de $0,11 \pm 0,131$ mm (tabla 10).

	Anchura TLBB* (mm)	Anchura TLBB** (mm)	Diferencia anchura TLBB*-TLBB** (mm)
1	4,63	4,76	-0,13
2	4,3	4,22	0,08
3	4,87	4,72	0,15
4	5,34	5,21	0,13
5	4,92	4,69	0,23
6	5,44	5,59	-0,15
7	5,2	5,12	0,08
8	6,29	6,03	0,26
9	4,44	4,21	0,23
10	6,57	6,13	0,44
11	5,39	5,32	0,07
12	5,67	5,48	0,19
13	5,45	5,2	0,25
14	5,23	5,22	0,01
15	4,89	4,71	0,18
16	4,67	4,54	0,13
17	4,33	4,12	0,21
18	4,89	4,79	0,1
19	4,76	4,74	0,02
20	4,23	4,27	-0,04
21	4,43	4,21	0,22
22	4,89	4,89	0
23	5	4,93	0,07
24	5,13	5,03	0,1
Media	5,04 ± 0,584	4,92 ± 0,545	0,11 ± 0,131

Tabla 10. Medias y diferencias de las mediciones de la anchura del TLBB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Con respecto al ángulo de inclinación del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,996 entre los ecógrafos S-180 ($33,67 \pm 10,586$ mm) y Titan ($33,83 \pm 9,959$ mm) con una diferencia de $0,16 \pm 1,338$ mm (tabla 11).

	Inclinación TLBB* (grados)	Inclinación TLBB** (grados)	Diferencia inclinación TLBB*-TLBB** (grados)
1	41,37	42,45	-1,08
2	39,54	40,34	-0,8
3	48,09	45,23	2,86
4	20,27	21,33	-1,06
5	21,87	22,76	-0,89
6	9,15	9,34	-0,19
7	32,81	31,45	1,36
8	35,68	36,4	-0,72
9	22,62	23,65	-1,03
10	24,02	25,65	-1,63
11	40,49	41,92	-1,43
12	28,88	29,62	-0,74
13	40,07	39,72	0,35
14	29,67	28,56	1,11
15	38,9	37,5	1,4
16	27,77	28,88	-1,11
17	29,1	31,32	-2,22
18	18,9	20,43	-1,53
19	47,32	44,66	2,66
20	42,14	42,55	-0,41
21	33,78	33,49	0,29
22	50,1	48,81	1,29
23	45,33	45,94	-0,61
24	40,33	40,12	0,21
Media ángulo complementario	146,33 ± 10,586	146,17 ± 9,959	0,16 ± 1,338

Tabla 11. Medias y diferencias de las mediciones del ángulo de inclinación del TLBB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Con respecto a la circularidad del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,953 entre los ecógrafos S-180 ($0,688 \pm 0,0712$ mm) y Titan ($0,686 \pm 0,0674$ mm) con una diferencia de $0,001 \pm 0,0292$ mm (tabla 12).

	Circularidad TLBB* (0-1)	Circularidad TLBB** (0-1)	Diferencia circularidad TLBB* - TLBB** (0-1)
1	0,77	0,76	0,01
2	0,72	0,73	-0,01
3	0,78	0,76	0,02
4	0,59	0,58	0,01
5	0,62	0,65	-0,03
6	0,83	0,82	0,01
7	0,76	0,77	-0,01
8	0,56	0,53	0,03
9	0,61	0,66	-0,05
10	0,66	0,62	0,04
11	0,8	0,78	0,02
12	0,64	0,63	0,01
13	0,62	0,67	-0,05
14	0,72	0,71	0,01
15	0,62	0,67	-0,05
16	0,68	0,62	0,06
17	0,65	0,64	0,01
18	0,64	0,66	-0,02
19	0,66	0,67	-0,01
20	0,69	0,68	0,01
21	0,76	0,71	0,05
22	0,72	0,73	-0,01
23	0,69	0,71	-0,02
24	0,73	0,72	0,01
Media	0,688 ± 0,0712	0,686 ± 0,0674	0,001 ± 0,0292

Tabla 12. Medias y diferencias de las mediciones de la circularidad del TLBB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

Referente al grosor del tendón del subescapular (TSUB) se observó un muy alto C.C.I = 0,978 entre los ecógrafos S-180 ($3,88 \pm 0,864$ mm) y Titan ($4,04 \pm 0,862$ mm) con una diferencia de $0,16 \pm 0,250$ mm (tabla 13).

	Grosor TSUB* (mm)	Grosor TSUB** (mm)	Diferencia grosor TSUB*-TSUB** (mm)
1	4,76	4,67	0,09
2	2,51	2,43	0,08
3	3,36	3,45	-0,09
4	4,08	4,31	-0,23
5	3,28	3,87	-0,59
6	4,05	4,65	-0,6
7	2,66	2,77	-0,11
8	3,98	4,36	-0,38
9	3,98	4,02	-0,04
10	3,24	3,62	-0,38
11	5,17	5,12	0,05
12	3,65	3,76	-0,11
13	4,55	4,57	-0,02
14	4,31	4,13	0,18
15	3,59	3,28	0,31
16	3,74	3,59	0,15
17	5,82	5,91	-0,09
18	4,35	4,65	-0,3
19	2,89	3,15	-0,26
20	4,31	4,56	-0,25
21	5,15	5,65	-0,5
22	2,91	3,45	-0,54
23	4,27	4,21	0,06
24	2,61	2,94	-0,33
Media	3,88 ± 0,864	4,04 ± 0,862	-0,16 ± 0,250

Tabla 13. Medias y diferencias de las mediciones del grosor del TSUB: * Ecógrafo S-180; ** Ecógrafo Titan.

4.2. Estudio de fiabilidad "intraobservador".

De este modo se valoró el grado de concordancia entre dos imágenes ecográficas realizadas por un mismo observador y ecógrafo (S-180 de Sonosite) a un mismo sujeto en dos momentos diferentes (período de siete días entre exploraciones), es decir la consistencia al efectuar la medición de un observador consigo mismo.

El corte ecográfico empleado fue el mismo que el seleccionado para el posterior estudio morfo-ecogénico del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), corredera bicipital (CB) y tendón del subescapular (TSUB), tomando como punto de referencia el extremo más proximal de la CB.

La muestra empleada fue de 12 sujetos (24 hombros) de sexo masculino, pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años ($24,33 \pm 4,027$ años), un peso medio de $72,38 \pm 7,856$ kg y una talla media de $176,83 \pm 4,681$ cm.

De este modo, respecto a la anchura de la CB se observó un alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,881 entre la primera ($9,49 \pm 1,807$ mm) y segunda medición ($9,77 \pm 2,157$ mm) con una diferencia de $-0,28 \pm 1,287$ mm (tabla 14).

	Anchura CB* (mm)	Anchura CB** (mm)	Diferencia anchura CB*-CB** (mm)
1	8,73	8,73	0
2	12,21	12,84	-0,63
3	12,21	10,98	1,23
4	8,37	8,44	-0,07
5	11,37	11,37	0
6	7,38	7,38	0
7	8,94	8,79	0,15
8	8,49	7,6	0,89
9	9,13	9,84	-0,71
10	10,6	10,66	-0,06
11	12,77	12,3	0,47
12	9	9,03	-0,03
13	9,43	9,43	0
14	7,44	7,44	0
15	7,47	9,05	-1,58
16	6,76	6,32	0,44
17	9,97	9,97	0
18	12,68	12,68	0
19	8,15	7,94	0,21
20	8,82	10,01	-1,2
21	10,18	16,01	-5,83
22	11,49	11,3	0,19
23	8,44	8,65	0,21
24	7,79	7,79	0
Media	9,49 ± 1,807	9,77 ± 2,157	-0,28 ± 1,287

Tabla 14. Medias y diferencias de las mediciones de la anchura de la CB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Respecto a la profundidad de la CB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,967 entre la primera ($1,56 \pm 0,726$ mm) y segunda medición ($1,51 \pm 0,706$ mm) con una diferencia de $0,05 \pm 0,255$ mm (tabla 15).

.	Profundidad CB* (mm)	Profundidad CB** (mm)	Diferencia Profundidad CB*-CB** (mm)
1	1,6	1,6	0
2	2,71	2,67	0,04
3	1,83	1,67	0,16
4	0,94	0,94	0
5	1,97	1,92	0,05
6	0,64	0,64	0
7	1,3	1,24	0,06
8	0,68	0,51	0,17
9	1,37	1,04	0,33
10	1,28	1,31	-0,03
11	1,72	1,23	0,49
12	0,84	0,71	0,13
13	2,88	2,88	0
14	0,93	0,93	0
15	0,82	1,67	-0,85
16	0,78	0,85	-0,07
17	1,83	1,34	0,49
18	1,09	1,09	0
19	1,88	1,86	0,02
20	1,36	1,12	0,24
21	1,12	1,36	-0,24
22	3,02	2,79	0,23
23	2,77	2,77	0
24	2,14	2,14	0
Media	1,56 ± 0,726	1,51 ± 0,706	0,05 ± 0,255

Tabla 15. Medias y diferencias de las mediciones de la profundidad de la CB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Referente a la angulación del labio interno de la CB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,991 entre la primera ($152,36 \pm 20,242$ mm) y segunda medición ($151,78 \pm 20,499$ mm) con una diferencia de $0,58 \pm 3,937$ mm (tabla 16).

	Angulación CB* (grados)	Angulación CB** (grados)	Diferencia angulación CB*-CB2* (grados)
1	115,02	117,32	-2,3
2	125,46	125,46	0
3	159,56	152,14	7,42
4	169,33	177,8	-8,47
5	143,39	143,39	0
6	146,96	146,96	0
7	153,43	155,82	-2,39
8	171,93	174,63	-2,7
9	175,11	171,52	3,59
10	163,61	155,05	8,56
11	177,71	179,56	-1,85
12	164,12	157,07	7,05
13	116,47	116,47	0
14	133,36	133,36	0
15	165,87	160,56	5,31
16	176,82	180	-3,18
17	129,18	129,18	0
18	163,53	163,53	0
19	139,46	139,4	0,06
20	173,29	169,19	4,1
21	175,5	179,63	-4,13
22	125,28	122,42	2,86
23	148,48	148,48	0
24	143,86	143,86	0
Media	152,36 ± 20,242	151,78 ± 20,499	0,58 ± 3,937

Tabla 16. Medias y diferencias de las mediciones de la angulación del labio interno de la CB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Respecto al perímetro del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,988 entre la primera ($14,51 \pm 2,065$ mm) y segunda medición ($14,64 \pm 2,150$ mm) con una diferencia de $0,13 \pm 0,464$ mm (tabla 17).

	Perímetro TLBB* (mm)	Perímetro TLBB** (mm)	Diferencia perímetro TLBB* - TLBB** (mm)
1	14,54	14,52	0,02
2	13,18	12,98	0,2
3	17,84	18,31	-0,47
4	15,17	14,96	0,21
5	18,93	19,39	-0,46
6	14,59	14,28	0,31
7	13,6	13,92	-0,32
8	13,82	14,14	-0,32
9	13,97	14,93	-0,96
10	15,53	15,87	-0,34
11	12,54	11,81	0,73
12	14,02	14,23	-0,21
13	14,26	14,22	0,04
14	11,99	11,72	0,27
15	14,93	15,11	-0,18
16	12,04	11,53	0,51
17	20,38	20,29	0,09
18	15,04	15,07	-0,03
19	11,73	13,21	-1,48
20	14,93	14,93	0
21	14,57	15,16	-0,59
22	13,99	14,13	-0,14
23	13,54	13,47	0,07
24	13,11	13,2	-0,09
Media	14,51 ± 2,065	14,64 ± 2,150	-0,13 ± 0,464

Tabla 17. Medias y diferencias de las mediciones del perímetro del TLBB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Con respecto al área del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,922 entre la primera ($0,109 \pm 0,2016 \text{ mm}^2$) y segunda medición ($0,114 \pm 0,2646 \text{ mm}^2$) con una diferencia de $0,004 \pm 0,0126 \text{ mm}^2$ (tabla 18).

	Área TLBB* (mm ²)	Área TLBB** (mm ²)	Diferencia área TLBB*-TLBB** (mm ²)
1	0,121	0,132	-0,011
2	0,081	0,088	-0,007
3	0,092	0,073	0,019
4	0,131	0,119	0,012
5	0,112	0,139	-0,027
6	0,121	0,114	0,007
7	0,154	0,178	-0,024
8	0,119	0,104	0,015
9	0,099	0,083	0,016
10	0,081	0,089	-0,008
11	0,094	0,101	-0,007
12	0,083	0,091	-0,008
13	0,1	0,101	-0,001
14	0,091	0,079	0,012
15	0,116	0,124	-0,008
16	0,126	0,137	-0,011
17	0,118	0,132	-0,014
18	0,091	0,098	-0,007
19	0,084	0,091	-0,007
20	0,111	0,118	-0,007
21	0,114	0,119	-0,005
22	0,128	0,144	-0,016
23	0,131	0,154	-0,023
24	0,14	0,139	0,001
Media	0,109 ± 0,2016	0,114 ± 0,2646	-0,004 ± 0,0126

Tabla 18. Medias y diferencias de las mediciones del perímetro del TLBB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Con respecto al grosor del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,961 entre la primera ($3,55 \pm 0,515$ mm) y segunda medición ($3,67 \pm 0,534$ mm) con una diferencia de $-0,12 \pm 0,203$ mm (tabla 19).

	Grosor TLBB* (mm)	Grosor TLBB** (mm)	Diferencia grosor TLBB*- TLBB** (mm)
1	4,59	4,62	-0,03
2	4,87	4,76	0,11
3	3,26	3,45	-0,19
4	2,98	3,12	-0,14
5	3,69	3,45	0,24
6	3,17	3,33	-0,16
7	2,84	2,97	-0,13
8	3,26	3,45	-0,19
9	3,22	3,35	-0,13
10	3,22	3,37	-0,15
11	2,84	2,76	0,08
12	3,43	3,58	-0,15
13	3,23	3,48	-0,25
14	4,02	4,12	-0,1
15	4,12	4,06	0,06
16	3,76	3,83	-0,07
17	3,65	3,53	0,12
18	3,12	3,27	-0,15
19	3,56	3,78	-0,22
20	3,98	4,18	-0,2
21	3,57	3,69	-0,12
22	3,23	3,47	-0,24
23	4,02	4,89	-0,87
24	3,61	3,73	-0,12
Media	3,55 ± 0,515	3,67 ± 0,534	-0,12 ± 0,203

Tabla 19. Medias y diferencias de las mediciones del grosor del TLBB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Con respecto a la anchura (diámetro mayor) del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,954 entre la primera ($5,04 \pm 0,584$ mm) y segunda medición ($5,00 \pm 0,590$ mm) con una diferencia de $-0,97 \pm 4,933$ mm (tabla 20).

	Anchura TLBB* (mm)	Anchura TLBB** (mm)	Diferencia anchura TLBB*-TLBB** (mm)
1	4,63	4,55	0,08
2	4,3	4,45	-0,15
3	4,87	4,75	0,12
4	5,34	5,23	0,11
5	4,92	4,69	0,23
6	5,44	5,32	0,12
7	5,2	5,38	-0,18
8	6,29	6,14	0,15
9	4,44	4,68	-0,24
10	6,57	6,42	0,15
11	5,39	5,21	0,18
12	5,67	5,12	0,55
13	5,45	5,67	-0,22
14	5,23	5,98	-0,75
15	4,89	4,95	-0,06
16	4,67	4,63	0,04
17	4,33	4	0,33
18	4,89	4,95	-0,06
19	4,76	4,65	0,11
20	4,23	4,18	0,05
21	4,43	4,65	-0,22
22	4,89	4,76	0,13
23	5	4,97	0,03
24	5,13	5,02	0,11
Media	5,04 ± 0,584	5,00 ± 0,590	0,04 ± 4,933

Tabla 20. Medias y diferencias de las mediciones de la anchura del TLBB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Con respecto al ángulo de inclinación del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,979 entre la primera ($33,67 \pm 10,586$ grados) y segunda medición ($33,94 \pm 10,141$ grados) con una diferencia de $-0,27 \pm 2,970$ grados (tabla 21).

	Inclinación TLBB* (grados)	Inclinación TLBB** (grados)	Diferencia inclinación TLBB*-TLBB** (grados)
1	41,37	41,37	0
2	39,54	39,54	0
3	48,09	42,92	5,17
4	20,27	21,85	-1,58
5	21,87	21,87	0
6	9,15	9,15	0
7	32,81	33,91	-1,1
8	35,68	39,81	-4,13
9	22,62	26,85	-4,23
10	24,02	24,86	-0,84
11	40,49	45,26	-4,77
12	28,88	31,55	-2,67
13	40,07	40,07	0
14	29,67	29,67	0
15	38,9	38,27	0,63
16	27,77	30,62	-2,85
17	29,1	29,1	0
18	18,9	19,3	-0,4
19	47,32	47,01	0,31
20	42,14	45,27	-3,13
21	33,78	27,66	6,12
22	50,1	50,4	-0,3
23	45,33	38,08	7,25
24	40,33	40,33	0
Media ángulo complementario	146,33 ± 10,586	146,06 ± 10,141	0,27 ± 2,970

Tabla 21. Medias y diferencias de las mediciones del ángulo de inclinación del TLBB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Con respecto a la circularidad del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,954 entre los ecógrafos S-180 ($0,688 \pm 0,0712$) y Titan ($0,679 \pm 0,0573$) con una diferencia de $0,009 \pm 0,0134$ (tabla 22).

	Circularidad TLBB* (0-1)	Circularidad TLBB** (0-1)	Diferencia circularidad TLBB* - TLBB** (0-1)
1	0,77	0,74	0,03
2	0,72	0,72	0
3	0,78	0,78	0
4	0,59	0,61	-0,02
5	0,62	0,61	0,01
6	0,83	0,83	0
7	0,76	0,75	0,01
8	0,56	0,55	0,01
9	0,61	0,61	0
10	0,66	0,65	0,01
11	0,8	0,78	0,02
12	0,64	0,65	-0,01
13	0,62	0,62	0
14	0,72	0,71	0,01
15	0,62	0,62	0
16	0,68	0,66	0,02
17	0,65	0,65	0
18	0,64	0,66	-0,02
19	0,66	0,67	-0,01
20	0,69	0,71	-0,02
21	0,76	0,76	0
22	0,72	0,71	0,01
23	0,69	0,71	-0,02
24	0,73	0,72	0,01
Media	0,688 ± 0,0712	0,679 ± 0,0573	0,009 ± 0,0134

Tabla 22. Medias y diferencias de las mediciones de la circularidad del TLBB: * Primera medición; ** Segunda medición.

Referente al grosor del tendón del subescapular (TSUB) se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,926 entre la primera ($3,88 \pm 0,864$ mm) y segunda medición ($3,77 \pm 0,870$ mm) con una diferencia de $0,112 \pm 0,454$ mm (tabla 23).

	Grosor TSUB* (mm)	Grosor TSUB** (mm)	Diferencia grosor TSUB*-TSUB** (mm)
1	4,76	4,53	0,23
2	2,51	2,55	-0,04
3	3,36	3,14	0,22
4	4,08	5,16	-1,08
5	3,28	2,61	0,67
6	4,05	4,05	0
7	2,66	2,94	-0,28
8	3,98	4,53	-0,55
9	3,98	3,69	0,29
10	3,24	3	0,24
11	5,17	4,31	0,86
12	3,65	3,27	0,38
13	4,55	4,59	-0,04
14	4,31	4,4	-0,09
15	3,59	3,22	0,37
16	3,74	4,39	-0,65
17	5,82	4,8	1,02
18	4,35	4,35	0
19	2,89	2,54	0,35
20	4,31	4,19	0,12
21	5,15	5,07	0,08
22	2,91	2,9	0,01
23	4,27	3,9	0,37
24	2,61	2,39	0,22
Media	3,88 ± 0,864	3,77 ± 0,870	0,11 ± 0,454

Tabla 23. Medias y diferencias de las mediciones del grosor del tendón del subescapular (TSUB): * Primera medición; ** Segunda medición.

4.3. Estudio de fiabilidad "interobservador".

De este modo se valoró el grado de concordancia entre dos exploradores, es decir la consistencia de realizar una misma exploración ecográfica a un mismo paciente y con un mismo ecógrafo pero por diferentes exploradores.

El corte ecográfico empleado fue el mismo que el seleccionado para el posterior estudio morfo-ecogénico del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), corredera bicipital (CB) y tendón del subescapular (TSUB), tomando como punto de referencia el extremo más proximal de la CB.

La muestra empleada fue de 12 sujetos (24 hombros) de sexo masculino, pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años ($24,33 \pm 4,027$ años), un peso medio de $72,38 \pm 7,856$ kg y una talla media de $176,83 \pm 4,681$ cm.

De este modo, respecto a la anchura de la CB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,976 entre el primer ($9,49 \pm 1,807$ mm) y el segundo explorador ($9,36 \pm 1,705$ mm) con una diferencia de $0,13 \pm 1,537$ mm (tabla 24).

	Anchura CB* (mm)	Anchura CB** (mm)	Diferencia anchura CB*-CB** (mm)
1	8,73	8,44	0,29
2	12,21	12,32	-0,11
3	12,21	12,15	0,06
4	8,37	8,23	0,14
5	11,37	11,58	-0,21
6	7,38	7,45	-0,07
7	8,94	9,01	-0,07
8	8,49	8,45	0,04
9	9,13	9,11	0,02
10	10,6	10,34	0,26
11	12,77	12,56	0,21
12	9	9,12	-0,12
13	9,43	9,63	-0,2
14	7,44	7,22	0,22
15	7,47	7,34	0,13
16	6,76	6,65	0,11
17	9,97	10	-0,03
18	12,68	10,12	2,56
19	8,15	8,04	0,11
20	8,82	8,76	0,06
21	10,18	10,24	-0,06
22	11,49	11,53	-0,04
23	8,44	8,58	-0,14
24	7,79	7,91	-0,12
Media	9,49 ± 1,769	9,36 ± 1,705	0,13 ± 1,537

Tabla 24. Medias y diferencias de las mediciones de la anchura de la CB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Respecto a la profundidad de la CB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,990 entre el primer ($1,56 \pm 0,726$ mm) y el segundo explorador ($1,53 \pm 0,706$ mm) con una diferencia de $0,03 \pm 0,140$ mm (tabla 25).

	Profundidad CB* (mm)	Profundidad CB** (mm)	Diferencia Profundidad CB*-CB** (mm)
1	1,6	1,45	0,15
2	2,71	2,65	0,06
3	1,83	1,94	-0,11
4	0,94	0,87	0,07
5	1,97	2,01	-0,04
6	0,64	0,73	-0,09
7	1,3	1,43	-0,13
8	0,68	0,89	-0,21
9	1,37	1,25	0,12
10	1,28	1,41	-0,13
11	1,72	1,67	0,05
12	0,84	0,72	0,12
13	2,88	2,91	-0,03
14	0,93	0,84	0,09
15	0,82	0,73	0,09
16	0,78	0,64	0,14
17	1,83	1,84	-0,01
18	1,09	1,1	-0,01
19	1,88	1,56	0,32
20	1,36	1,46	-0,1
21	1,12	1,03	0,09
22	3,02	2,78	0,24
23	2,77	2,53	0,24
24	2,14	2,34	-0,2
Media	1,56 ± 0,726	1,53 ± 0,706	0,03 ± 0,140

Tabla 25. Medias y diferencias de las mediciones de la profundidad de la CB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Referente a la angulación del labio interno de la CB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,999 entre el primer ($152,36 \pm 20,247$ mm) y segundo explorador ($153,49 \pm 20,450$ mm) con una diferencia de $-1,13 \pm 1,520$ mm (tabla 26).

	Angulación CB* (grados)	Angulación CB** (grados)	Diferencia angulación CB*-CB2* (grados)
1	115,02	116,34	-1,32
2	125,46	123,45	2,01
3	159,56	161,54	-1,98
4	169,33	171,93	-2,6
5	143,39	141,23	2,16
6	146,96	147,49	-0,53
7	153,43	154,23	-0,8
8	171,93	172,87	-0,94
9	175,11	176,23	-1,12
10	163,61	164,21	-0,6
11	177,71	177,54	0,17
12	164,12	165,72	-1,6
13	116,47	118,23	-1,76
14	133,36	133,88	-0,52
15	165,87	166,32	-0,45
16	176,82	175,65	1,17
17	129,18	131,56	-2,38
18	163,53	165,79	-2,26
19	139,46	141,21	-1,75
20	173,29	177,99	-4,7
21	175,5	177,49	-1,99
22	125,28	127,43	-2,15
23	148,48	151,12	-2,64
24	143,86	144,44	-0,58
Media	152,36 ± 20,247	153,49± 20,450	-1,13 ± 1,520

Tabla 26. Medias y diferencias de las mediciones de la angulación del labio interno de la CB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Respecto al perímetro del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,982 entre el primer ($14,51 \pm 2,065$ mm) y el segundo explorador ($14,74 \pm 2,117$ mm) con una diferencia de $-0,23 \pm 0,561$ mm (tabla 27).

	Perímetro TLBB* (mm)	Perímetro TLBB** (mm)	Diferencia perímetro TLBB* - TLBB** (mm)
1	14,54	14,34	0,2
2	13,18	13,22	-0,04
3	17,84	16,67	1,17
4	15,17	15,01	0,16
5	18,93	18,56	0,37
6	14,59	15,02	-0,43
7	13,6	13,56	0,04
8	13,82	13,76	0,06
9	13,97	14,87	-0,9
10	15,53	15,87	-0,34
11	12,54	13,12	-0,58
12	14,02	14,21	-0,19
13	14,26	14,54	-0,28
14	11,99	12,29	-0,3
15	14,93	14,68	0,25
16	12,04	12,32	-0,28
17	20,38	21,78	-1,4
18	15,04	16,66	-1,62
19	11,73	12,13	-0,4
20	14,93	15,23	-0,3
21	14,57	14,76	-0,19
22	13,99	14,12	-0,13
23	13,54	14,13	-0,59
24	13,11	13,09	0,02
Media	14,51 ± 2,065	14,74 ± 2,117	-0,23 ± 0,561

Tabla 27. Medias y diferencias de las mediciones del perímetro del TLBB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Con respecto al área del TLBB se observó un alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,719 entre el primer ($0,109 \pm 0,2016 \text{ mm}^2$) y el segundo explorador ($0,110 \pm 0,2962 \text{ mm}^2$) con una diferencia de $0,001 \pm 0,0234 \text{ mm}^2$ (tabla 28).

	Área TLBB* (mm ²)	Área TLBB** (mm ²)	Diferencia área TLBB*-TLBB** (mm ²)
1	0,121	0,132	-0,011
2	0,081	0,078	0,003
3	0,092	0,094	-0,002
4	0,131	0,141	-0,01
5	0,112	0,118	-0,006
6	0,121	0,013	0,108
7	0,154	0,145	0,009
8	0,119	0,112	0,007
9	0,099	0,124	-0,025
10	0,081	0,078	0,003
11	0,094	0,099	-0,005
12	0,083	0,078	0,005
13	0,1	0,103	-0,003
14	0,091	0,095	-0,004
15	0,116	0,119	-0,003
16	0,126	0,121	0,005
17	0,118	0,112	0,006
18	0,091	0,087	0,004
19	0,084	0,073	0,011
20	0,111	0,118	-0,007
21	0,114	0,106	0,008
22	0,128	0,132	-0,004
23	0,131	0,135	-0,004
24	0,14	0,142	-0,002
Media	0,109 ± 0,2016	0,110 ± 0,2962	-0,001 ± 0,023

Tabla 28. Medias y diferencias de las mediciones del perímetro del TLBB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Con respecto al grosor del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,951 entre el primer ($3,55 \pm 0,515$ mm) y el segundo explorador ($3,71 \pm 0,630$ mm) con una diferencia de $-0,15 \pm 0,247$ mm (tabla 29).

	Grosor TLBB* (mm)	Grosor TLBB** (mm)	Diferencia grosor TLBB* - TLBB** (mm)
1	4,59	4,7	-0,11
2	4,87	5,65	-0,78
3	3,26	3,12	0,14
4	2,98	3,15	-0,17
5	3,69	3,5	0,19
6	3,17	3,45	-0,28
7	2,84	2,95	-0,11
8	3,26	3,41	-0,15
9	3,22	3,35	-0,13
10	3,22	3,21	0,01
11	2,84	2,76	0,08
12	3,43	3,66	-0,23
13	3,23	3,87	-0,64
14	4,02	4,13	-0,11
15	4,12	4,04	0,08
16	3,76	3,94	-0,18
17	3,65	3,82	-0,17
18	3,12	3,34	-0,22
19	3,56	3,72	-0,16
20	3,98	4,47	-0,49
21	3,57	3,78	-0,21
22	3,23	3,46	-0,23
23	4,02	4,24	-0,22
24	3,61	3,23	0,38
Media	3,55 ± 0,515	3,71 ± 0,630	-0,15 ± 0,247

Tabla 29. Medias y diferencias de las mediciones del grosor del TLBB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Con respecto a la anchura (diámetro mayor) del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,974 entre el primer ($5,04 \pm 0,584$ mm) y el segundo explorador ($4,97 \pm 0,625$ mm) con una diferencia de $0,07 \pm 0,194$ mm (tabla 30).

	Anchura TLBB* (mm)	Anchura TLBB** (mm)	Diferencia anchura TLBB*-TLBB** (mm)
1	4,63	4,55	0,08
2	4,3	4,38	-0,08
3	4,87	4,67	0,2
4	5,34	5,21	0,13
5	4,92	4,93	-0,01
6	5,44	5,34	0,1
7	5,2	5,09	0,11
8	6,29	6,12	0,17
9	4,44	4,31	0,13
10	6,57	6,49	0,08
11	5,39	5,46	-0,07
12	5,67	5,87	-0,2
13	5,45	5,34	0,11
14	5,23	5,12	0,11
15	4,89	4,78	0,11
16	4,67	4,59	0,08
17	4,33	4,56	-0,23
18	4,89	4,79	0,1
19	4,76	4,55	0,21
20	4,23	4,13	0,1
21	4,43	4	0,43
22	4,89	4,56	0,33
23	5	4,78	0,22
24	5,13	5,67	-0,54
Media	5,04 ± 0,584	4,97 ± 0,625	0,07 ± 0,194

Tabla 30. Medias y diferencias de las mediciones de la anchura del TLBB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Con respecto al ángulo de inclinación del TLBB se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,998 entre la el primer ($33,67 \pm 10,586$ grados) y el segundo explorador ($34,39 \pm 10,479$ grados) con una diferencia de $-0,71 \pm 0,956$ grados (tabla 31).

	Inclinación TLBB* (grados)	Inclinación TLBB** (grados)	Diferencia inclinación TLBB*-TLBB** (grados)
1	41,37	42,45	-1,08
2	39,54	38,67	0,87
3	48,09	47,23	0,86
4	20,27	21,67	-1,4
5	21,87	22,56	-0,69
6	9,15	10,56	-1,41
7	32,81	33,65	-0,84
8	35,68	34,65	1,03
9	22,62	23,01	-0,39
10	24,02	24,63	-0,61
11	40,49	40,65	-0,16
12	28,88	29,75	-0,87
13	40,07	41,35	-1,28
14	29,67	31,93	-2,26
15	38,9	37,46	1,44
16	27,77	28,93	-1,16
17	29,1	30,82	-1,72
18	18,9	19,01	-0,11
19	47,32	48,23	-0,91
20	42,14	43,98	-1,84
21	33,78	34,68	-0,9
22	50,1	51,58	-1,48
23	45,33	46,82	-1,49
24	40,33	41,12	-0,79
Media ángulo complementario	146,33 ± 10,586	145,61 ± 10,479	0,71 ± 0,956

Tabla 31. Medias y diferencias de las mediciones del ángulo de inclinación del TLBB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Con respecto a la circularidad del TLBB se observó un muy alto C.C.I = 0,981 entre el primer ($0,688 \pm 0,0712$ mm) y el segundo explorador ($0,682 \pm 0,0744$ mm) con una diferencia de $0,006 \pm 0,0196$ mm (tabla 32).

	Circularidad TLBB* (0-1)	Circularidad TLBB** (0-1)	Diferencia circularidad TLBB* - TLBB** (0-1)
1	0,77	0,75	0,02
2	0,72	0,71	0,01
3	0,78	0,77	0,01
4	0,59	0,62	-0,03
5	0,62	0,58	0,04
6	0,83	0,81	0,02
7	0,76	0,78	-0,02
8	0,56	0,55	0,01
9	0,61	0,58	0,03
10	0,66	0,61	0,05
11	0,8	0,78	0,02
12	0,64	0,65	-0,01
13	0,62	0,62	0
14	0,72	0,75	-0,03
15	0,62	0,62	0
16	0,68	0,67	0,01
17	0,65	0,65	0
18	0,64	0,62	0,02
19	0,66	0,66	0
20	0,69	0,67	0,02
21	0,76	0,77	-0,01
22	0,72	0,72	0
23	0,69	0,67	0,02
24	0,73	0,73	0
Media	0,688 ± 0,0712	0,682 ± 0,0744	0,006 ± 0,0196

Tabla 32. Medias y diferencias de las mediciones de la circularidad del TLBB: * Primer explorador; ** Segundo explorador.

Referente al grosor del tendón del subescapular (TSUB) se observó un muy alto Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I) = 0,969 entre el primer ($3,88 \pm 0,864$ mm) y el segundo explorador ($4,08 \pm 0,828$ mm) con una diferencia de $-0,20 \pm 0,294$ mm (tabla 33).

	Grosor TSUB* (mm)	Grosor TSUB** (mm)	Diferencia grosor TSUB*-TSUB** (mm)
1	4,76	4,76	0
2	2,51	2,98	-0,47
3	3,36	3,44	-0,08
4	4,08	4,09	-0,01
5	3,28	3,45	-0,17
6	4,05	4,67	-0,62
7	2,66	2,78	-0,12
8	3,98	4,02	-0,04
9	3,98	4,56	-0,58
10	3,24	3,34	-0,1
11	5,17	5,45	-0,28
12	3,65	3,56	0,09
13	4,55	4,21	0,34
14	4,31	4,34	-0,03
15	3,59	3,78	-0,19
16	3,74	3,65	0,09
17	5,82	5,98	-0,16
18	4,35	4,67	-0,32
19	2,89	3,89	-1
20	4,31	4,45	-0,14
21	5,15	5,45	-0,3
22	2,91	3,56	-0,65
23	4,27	4,16	0,11
24	2,61	2,78	-0,17
Media	$3,88 \pm 0,864$	$4,08 \pm 0,828$	$-0,20 \pm 0,294$

Tabla 33. Medias y diferencias de las mediciones del grosor del tendón del subescapular (TSUB): * Primer explorador; ** Segundo explorador.

4.4. Estadística en hombres.

Se contó con una muestra de 80 hombres pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años ($23,85 \pm 2,245$), con un peso medio de $71,44 \pm 9,271$ kg y una talla media de $173,32 \pm 4,733$ cm en los hombres.

4.4.1. Análisis de la influencia de la dominancia.

La anchura de la corredera bicipital (CB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($13,49 \pm 0,512$ mm) respecto al no dominante ($10,77 \pm 0,386$ mm) (tabla 34 y diagrama 1).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Anchura de la CB DOMINANTE	13,49	0,512	14,70	12,40	$\leq 0,001$
Anchura de la CB NO DOMINANTE	10,77	0,386	11,50	10,20	

Tabla 34. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la anchura de la CB: DT. Desviación típica.

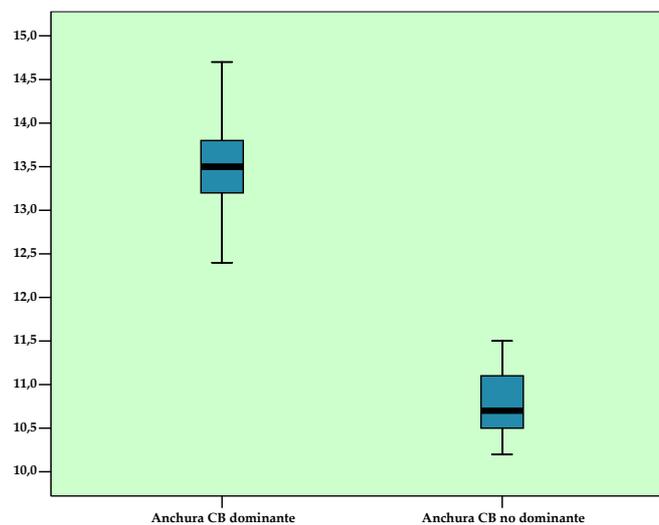


Diagrama 1. Diagrama de caja comparativo de la anchura de la CB dominante y no dominante.

La profundidad de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) menor en el miembro dominante ($1,98 \pm 0,503$ mm) respecto al no dominante ($2,72 \pm 0,364$ mm) (tabla 35 y diagrama 2).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Profundidad de la CB DOMINANTE	1,98	0,503	3,10	1,20	$\leq 0,001$
Profundidad de la CB NO DOMINANTE	2,72	0,364	3,50	2,30	

Tabla 35. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la profundidad de la CB: DT. Desviación típica.

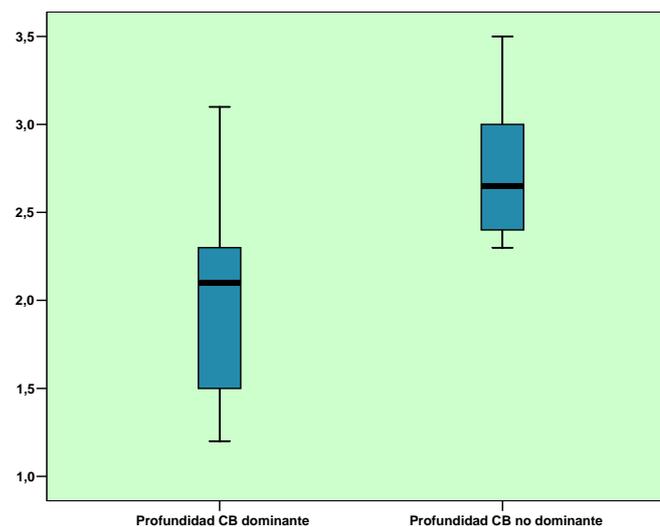


Diagrama 2. Diagrama de caja comparativo de la profundidad de la CB dominante y no dominante.

La angulación del labio interno de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($140,93 \pm 6,165$ grados) respecto al no dominante ($131,86 \pm 5,086$ grados) (tabla 36 y diagrama 3).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación de la CB DOMINANTE	140,93	6,165	153,21	128,56	≤ 0,001
Angulación de la CB NO DOMINANTE	131,86	5,086	141,32	119,86	

Tabla 36. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la angulación del labio interno de la CB: DT. Desviación típica.

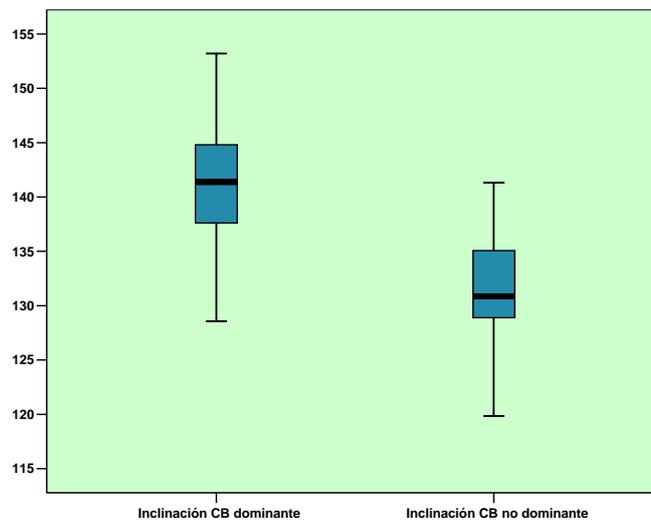


Diagrama 3. Diagrama de caja comparativo de la inclinación del labio interno de la CB dominante y no dominante.

El perímetro del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($16,62 \pm 2,078$ mm) respecto al no dominante ($14,57 \pm 1,957$ mm) (tabla 37 y diagrama 4).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Perímetro del TLBB DOMINANTE	16,62	2,078	22,45	13,21	≤ 0,001
Perímetro del TLBB NO DOMINANTE	14,57	1,957	21,09	11,45	

Tabla 37. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el perímetro del TLBB: DT. Desviación típica.

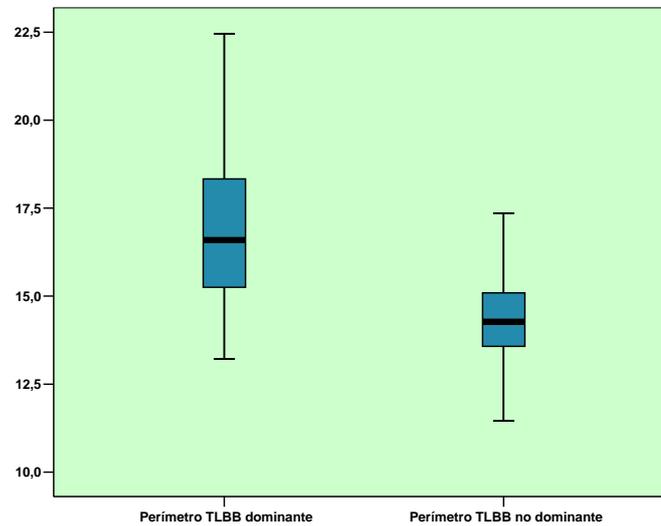


Diagrama 4. Diagrama de caja comparativo del perímetro del TLBB dominante y no dominante.

El área del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($0,10 \pm 0,149 \text{ mm}^2$) respecto al no dominante ($0,07 \pm 0,122 \text{ mm}^2$) (tabla 38 y diagrama 5).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Área del TLBB DOMINANTE	0,10	0,149	0,13	0,08	$\leq 0,001$
Área del TLBB NO DOMINANTE	0,07	0,122	0,10	0,05	

Tabla 38. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el área del TLBB: DT. Desviación típica.

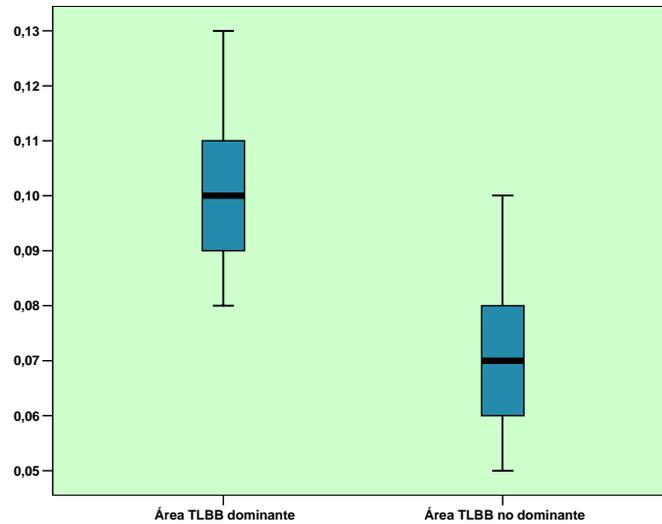


Diagrama 5. Diagrama de caja comparativo del área del TLBB dominante y no dominante.

El grosor del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($3,62 \pm 0,548$ mm) respecto al no dominante ($3,22 \pm 0,424$ mm) (tabla 39 y diagrama 6).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TLBB DOMINANTE	3,62	0,548	5,65	2,34	$\leq 0,001$
Grosor del TLBB NO DOMINANTE	3,22	0,424	4,23	4	

Tabla 39. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el grosor TLBB: DT. Desviación típica.

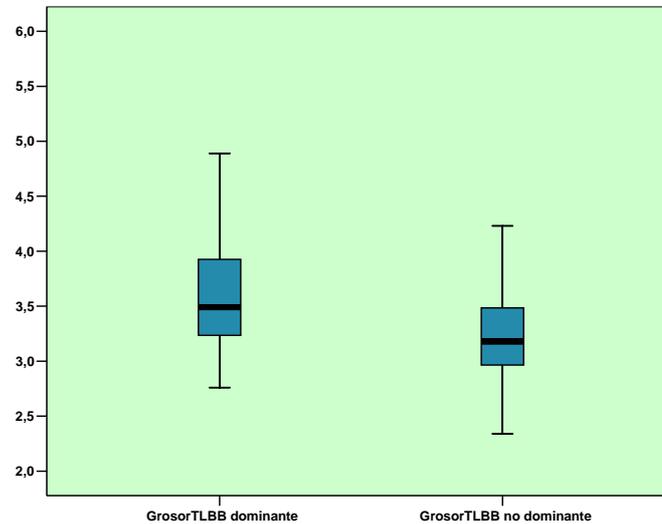


Diagrama 6. Diagrama de caja comparativo del grosor del TLBB dominante y no dominante.

La anchura del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($4,98 \pm 0,575$ mm) respecto al no dominante ($4,71 \pm 0,579$ mm) (tabla 40 y diagrama 7).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Anchura del TLBB DOMINANTE	4,98	0,575	6,57	4	$\leq 0,001$
Anchura del TLBB NO DOMINANTE	4,71	0,579	6,42	3,93	

Tabla 40. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la anchura del TLBB: DT. Desviación típica.

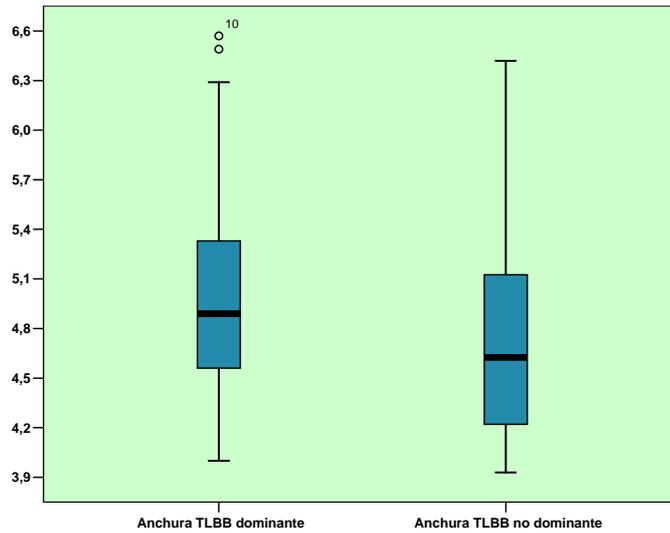


Diagrama 7. Diagrama de caja comparativo de la anchura del TLBB dominante y no dominante.

La angulación del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($153,30 \pm 4,67$ grados) respecto al no dominante ($139,81 \pm 4,24$ grados) (tabla 41 y diagrama 8).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación del TLBB DOMINANTE	153,30	4,67	143,27	160,78	$\leq 0,001$
Angulación del TLBB NO DOMINANTE	139,81	4,24	132,12	146,89	

Tabla 41. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la angulación del TLBB: DT. Desviación típica.

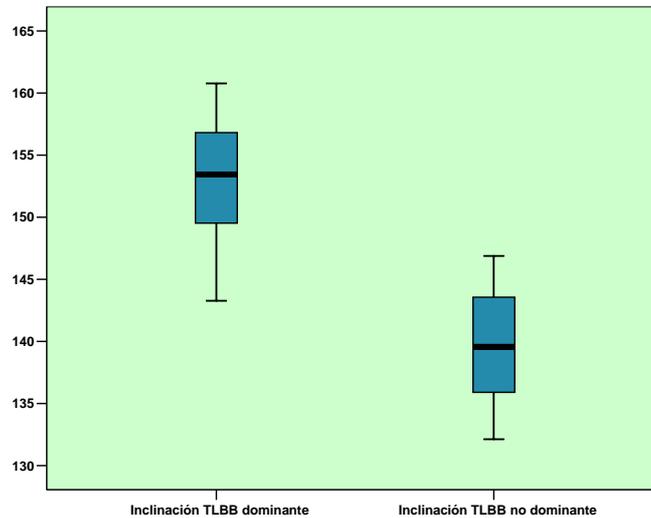


Diagrama 8. Diagrama de caja comparativo de la inclinación del TLBB dominante y no dominante.

Referente a la circularidad del TLBB, con I.C. 95%, no se observaron diferencias significativas ($p = 0,508$) entre el miembro dominante ($0,69 \pm 0,070$) y el no dominante ($0,69 \pm 0,068$) (tabla 42 y diagrama 9).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Circularidad del TLBB DOMINANTE	0,69	0,070	0,83	0,53	= 0,508
Circularidad del TLBB NO DOMINANTE	0,69	0,068	0,84	0,54	

Tabla 42. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la circularidad del TLBB: DT. Desviación típica.

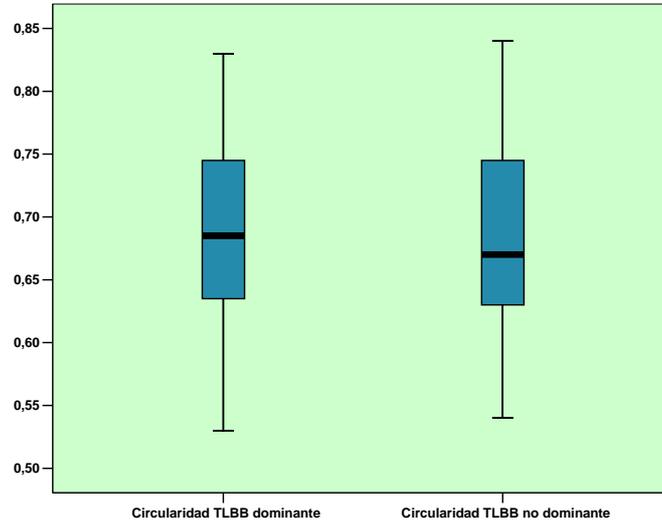


Diagrama 9. Diagrama de caja comparativo de la circularidad del TLBB dominante y no dominante.

El grosor del tendón del subescapular (TSUB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($4,93 \pm 0,330$ mm) respecto al no dominante ($4,01 \pm 0,312$ mm) (tabla 43 y diagrama 10).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TSUB DOMINANTE	4,93	0,330	5,80	4,20	$\leq 0,001$
Grosor del TSUB NO DOMINANTE	4,01	0,312	4,80	3,50	

Tabla 43. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el grosor del TSUB: DT. Desviación típica.

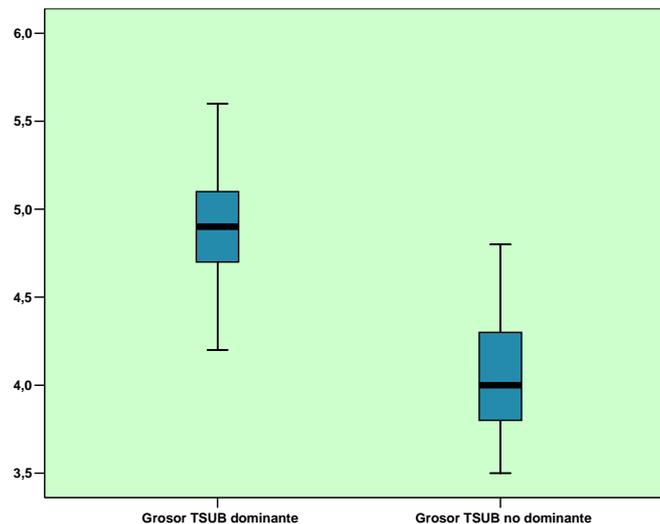


Diagrama 10. Diagrama de caja comparativo del grosor del TSUB dominante y no dominante.

4.4.2. Análisis de correlación entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial.

En el miembro dominante, con I.C. 95%, no se observaron correlaciones significativas ($r \leq 0,5$; $r \geq -0,5$) entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial. Tampoco se observaron correlaciones significativas entre las variables de cada una estas estructuras. Sin embargo, pese a no ser significativas se observó que el ángulo de inclinación del labio interno de la corredera bicipital se correlacionaba positivamente con su anchura ($r = 0,322$; $p = 0,04$) y negativamente con su profundidad ($r = -0,397$; $p \leq 0,001$). Es decir, que a mayor ángulo de inclinación del labio interno de la corredera bicipital mayor es su anchura y menor su profundidad.

Por otro lado, en el miembro no dominante, con I.C. 95%, el ángulo de inclinación del tendón largo del bíceps braquial mostró una leve correlación positiva significativa ($r \geq 0,5$) respecto a la anchura de la corredera bicipital ($r = 0,524$; $p \leq 0,001$). Esto supone que a mayor ángulo de inclinación del tendón largo del bíceps braquial mayor es la anchura de la corredera bicipital.

Pese a que no fueron significativas, en el miembro no dominante, al ángulo de inclinación de la corredera bicipital se correlacionó positivamente con su anchura ($r = 0,340$; $p = 0,002$). De igual modo, el grosor del tendón del subescapular se correlacionó positivamente con el ángulo de inclinación del tendón largo del bíceps braquial ($r = 0,339$; $p = 0,002$).

De este modo podemos decir, que en el miembro no dominante y de manera no significativa, a mayor grosor del tendón del subescapular mayor inclinación del tendón largo del bíceps braquial y mayor angulación del labio interno de la corredera bicipital.

5.5. Estadística en mujeres.

Se contó con una muestra de 80 mujeres pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años ($22,43 \pm 2,691$), con un peso medio de $59,32 \pm 10,241$ y una talla media de $160,28 \pm 5,783$ cm.

5.5.1. Análisis de la influencia de la dominancia.

La anchura de la corredera bicipital (CB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($7,18 \pm 1,389$ mm) respecto al no dominante ($7,16 \pm 1,688$ mm) (tabla 44 y diagrama 11).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad (p)
	Media	DT	Máximo	Mínimo	
Anchura de la CB DOMINANTE	7,18	1,389	9,34	4,59	$\leq 0,001$
Anchura de la CB NO DOMINANTE	7,16	1,688	10,67	4,67	

Tabla 44. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la anchura de la CB: DT. Desviación típica.

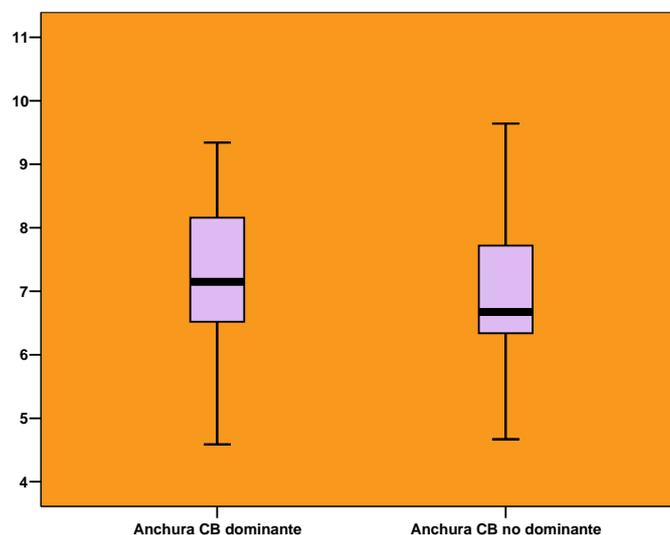


Diagrama 11. Diagrama de caja comparativo de la anchura de la CB dominante y no dominante.

La profundidad de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p = 0,007$) menor en el miembro dominante ($1,59 \pm 0,321$ mm) respecto al no dominante ($2,47 \pm 0,521$ mm) (tabla 45 y diagrama 12).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Profundidad de la CB DOMINANTE	1,59	0,321	1,79	0,36	= 0,007
Profundidad de la CB NO DOMINANTE	2,47	0,521	2,71	0,35	

Tabla 45. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la profundidad de la CB: DT. Desviación típica.

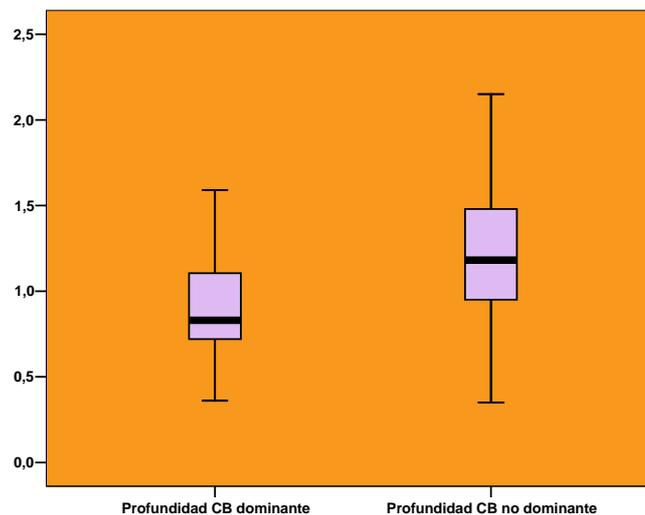


Diagrama 12. Diagrama de caja comparativo de la profundidad de la CB dominante y no dominante.

La angulación del labio interno de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($152,11 \pm 10,939$ grados) respecto al no dominante ($145,80 \pm 13,410$ grados) (tabla 46 y diagrama 13).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación de la CB DOMINANTE	152,11	10,939	168,20	131,28	≤ 0,001
Angulación de la CB NO DOMINANTE	145,80	13,410	171,53	113,10	

Tabla 46. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la angulación del labio interno de la CB: DT. Desviación típica.

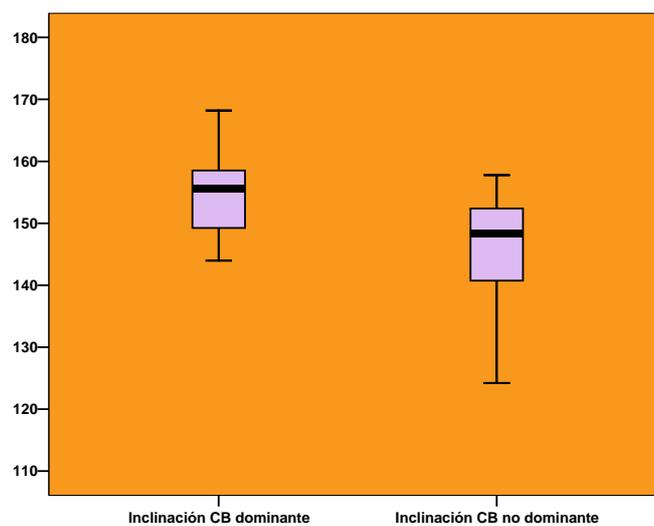


Diagrama 13. Diagrama de caja comparativo de la inclinación del labio interno de la CB dominante y no dominante.

El perímetro del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p = 0,026$) mayor en el miembro dominante ($14,49 \pm 1,679$ mm) respecto al no dominante ($13,43 \pm 1,376$ mm) (tabla 47 y diagrama 14).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Perímetro del TLBB DOMINANTE	14,49	1,679	19,45	12,62	= 0,026
Perímetro del TLBB NO DOMINANTE	13,43	1,376	15,93	11,03	

Tabla 47. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el perímetro del TLBB: DT. Desviación típica.

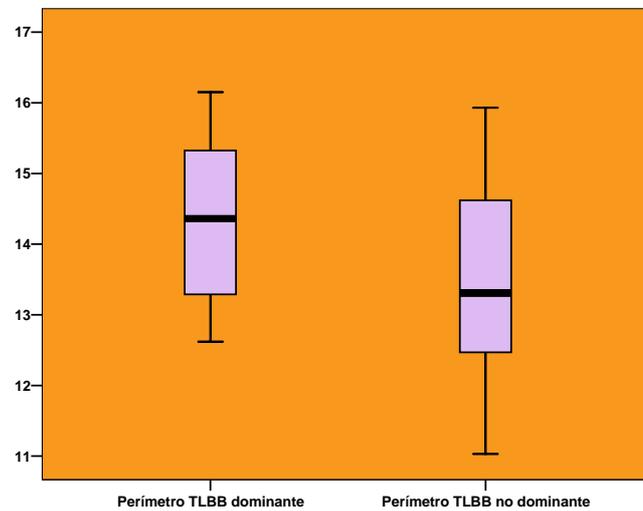


Diagrama 14. Diagrama de caja comparativo del perímetro del TLBB dominante y no dominante.

Respecto al área del TLBB, con I.C. 95%, no se observaron diferencias significativas ($p = 0,843$) según lateralidad: miembro dominante ($0,08 \pm 0,173$ mm²); miembro no dominante ($0,06 \pm 0,121$ mm²) (tabla 48 y diagrama 15).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Área del TLBB DOMINANTE	0,08	0,173	0,12	0,05	= 0,843
Área del TLBB NO DOMINANTE	0,06	0,121	0,09	0,03	

Tabla 48. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el área del TLBB: DT. Desviación típica.

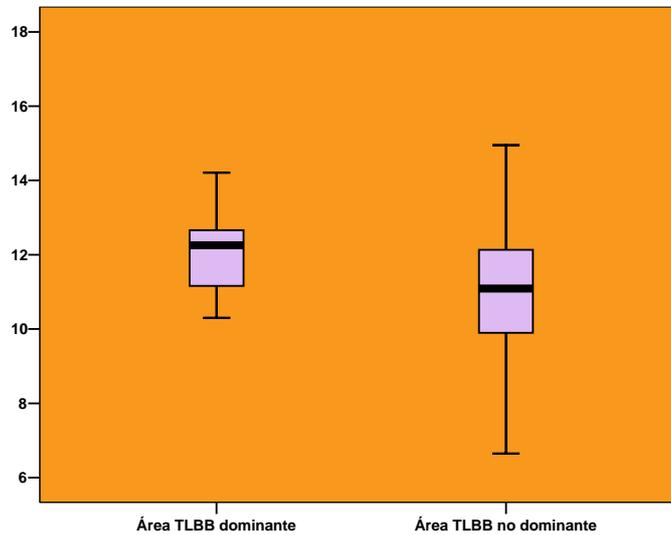


Diagrama 15. Diagrama de caja comparativo del área del TLBB dominante y no dominante.

En el grosor del TLBB, con I.C. 95%, no se observaron diferencias significativas ($p = 0,607$) según lateralidad: miembro dominante ($3,63 \pm 0,721$ mm); miembro no dominante ($3,49 \pm 0,400$ mm) (tabla 49 y diagrama 16).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TLBB DOMINANTE	3,63	0,721	5,62	2,51	= 0,607
Grosor del TLBB NO DOMINANTE	3,49	0,400	4,38	2,70	

Tabla 49. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el grosor del TLBB: DT. Desviación típica.

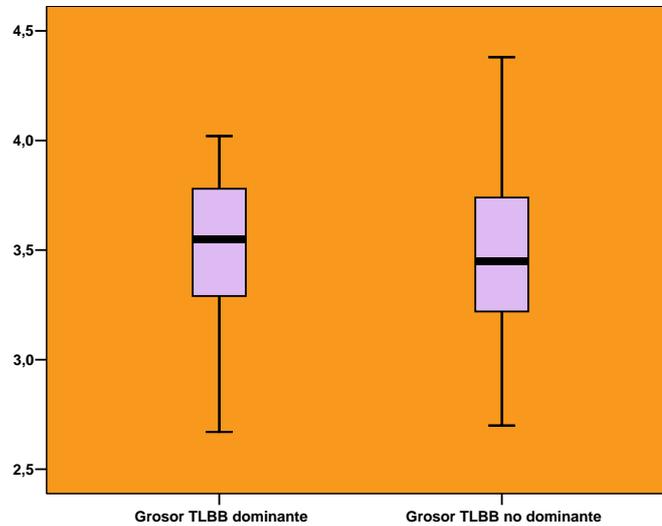


Diagrama 16. Diagrama de caja comparativo del grosor del TLBB dominante y no dominante.

La anchura del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($5,41 \pm 0,728$ mm) respecto al no dominante ($5,00 \pm 0,667$ mm) (tabla 50 y diagrama 17).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Anchura del TLBB DOMINANTE	5,41	0,728	6,70	4,54	$\leq 0,001$
Anchura del TLBB NO DOMINANTE	5,00	0,667	6,10	3,73	

Tabla 50. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la anchura del TLBB: DT. Desviación típica.

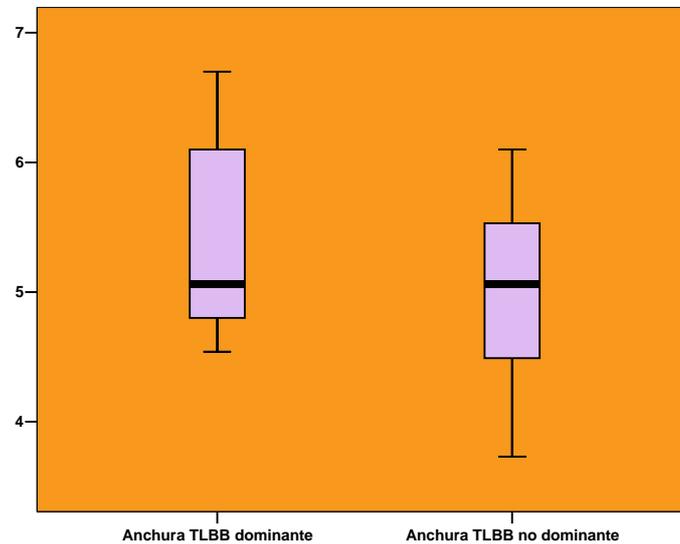


Diagrama 17. Diagrama de caja comparativo de la anchura del TLBB dominante y no dominante.

La angulación del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($135,28 \pm 4,513$ grados) respecto al no dominante ($127,40 \pm 5,794$ grados) (tabla 51 y diagrama 18).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación del TLBB DOMINANTE	135,28	4,513	142,35	125,87	$\leq 0,001$
Angulación del TLBB NO DOMINANTE	127,40	5,794	134,89	112,56	

Tabla 51. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la angulación del TLBB: DT. Desviación típica.

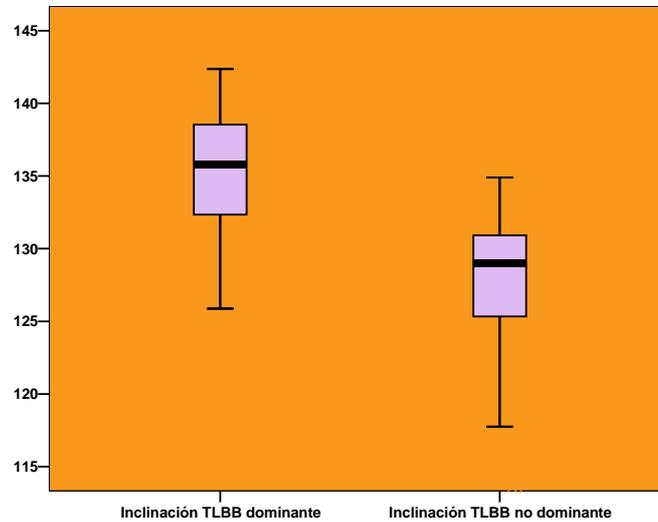


Diagrama 18. Diagrama de caja comparativo de la inclinación del TLBB dominante y no dominante.

La circularidad del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p = 0,003$) menor en el miembro dominante ($0,73 \pm 0,085$) respecto al no dominante ($0,77 \pm 0,090$) (tabla 52 y diagrama 19).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Circularidad del TLBB DOMINANTE	0,73	0,085	0,87	0,59	= 0,003
Circularidad del TLBB NO DOMINANTE	0,77	0,090	0,90	0,60	

Tabla 52. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre la circularidad del TLBB: DT. Desviación típica.

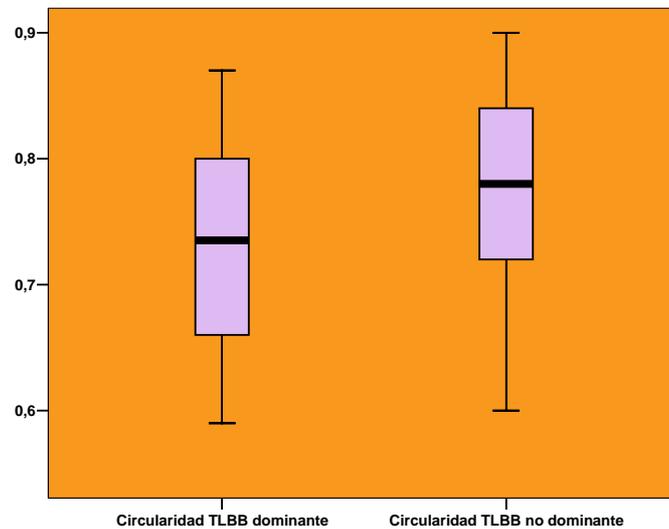


Diagrama 19. Diagrama de caja comparativo de la circularidad del TLBB dominante y no dominante.

El grosor del tendón del subescapular (TSUB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en el miembro dominante ($3,73 \pm 0,287$ mm) respecto al no dominante ($3,25 \pm 0,227$ mm) (tabla 53 y diagrama 20).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TSUB DOMINANTE	3,73	0,287	4,23	3,23	$\leq 0,001$
Grosor del TSUB NO DOMINANTE	3,25	0,227	3,67	2,90	

Tabla 53. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el grosor del TSUB: DT. Desviación típica.

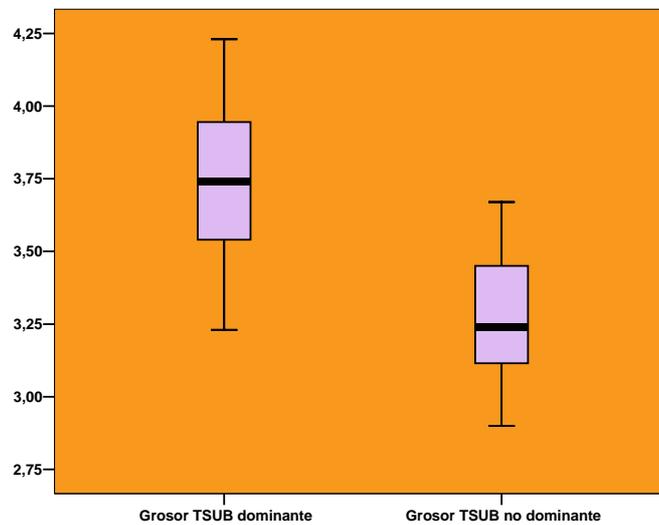


Diagrama 20. Diagrama de caja comparativo del grosor del TSUB dominante y no dominante.

4.5.2. Análisis de correlación entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial.

En el miembro dominante, con I.C. 95%, no se observaron correlaciones significativas ($r \leq 0,5$; $r \geq -0,5$) entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial. Tampoco se observaron correlaciones significativas entre las variables de cada una estas estructuras. Sin embargo, pese a no ser significativas se observó que el ángulo de inclinación del labio interno de la corredera bicipital se correlacionaba positivamente con su anchura ($r = 0,417$; $p \leq 0,001$). Es decir, que a mayor ángulo de inclinación del labio interno de la corredera bicipital mayor es su anchura.

En el miembro no dominante, con I.C. 95%, no se observaron correlaciones significativas ($r \leq 0,5$; $r \geq -0,5$) entre el grosor del tendón del subescapular y la morfometría de la corredera bicipital y del tendón largo del bíceps braquial. Tampoco se observaron correlaciones significativas entre las variables de cada una estas estructuras. Sin embargo, pese a no ser significativas se observó que el ángulo de inclinación del labio interno de la corredera bicipital se correlacionaba negativamente con su profundidad ($r = 0,460$; $p \leq 0,001$) y que el grosor del tendón del subescapular se correlacionaba negativamente con el grosor del

tendón largo del bíceps braquial ($r = 0,289$; $p = 0,009$). Es decir, que a mayor ángulo de inclinación del labio interno de la corredera bicipital menor es su profundidad y que mayor grosor del tendón del subescapular menor es el grosor del tendón largo del bíceps braquial.

4.6. Estudio comparativo de género.

Se contó con una muestra de 160 sujetos (80 hombres y 80 mujeres) pertenecientes a una población universitaria, comprendidos en un rango de edad de 20-29 años (hombres, $23,85 \pm 2,245$ años; mujeres, $22,43 \pm 2,691$ años), con un peso medio de (hombres, $71,44 \pm 9,271$ Kg; mujeres, $63,76 \pm 8,763$ Kg) y una talla media de (hombres, $173,32 \pm 4,733$ cm; mujeres, $160,28 \pm 5,783$ cm)

4.6.1. En el miembro dominante.

La anchura de la corredera bicipital (CB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($13,49 \pm 0,512$ mm) que en las mujeres ($7,18 \pm 1,389$ mm) (tabla 54).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad (p)
	Media	DT	Máximo	Mínimo	
Anchura de la CB HOMBRES	13,49	0,512	14,70	12,40	$\leq 0,001$
Anchura de la CB MUJERES	7,18	1,389	9,34	4,59	

Tabla 54. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la anchura de la CB: DT. Desviación típica.

La profundidad de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($1,98 \pm 0,503$ mm) que en las mujeres ($1,59 \pm 0,321$ mm) (tabla 55).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad (p)
	Media	DT	Máximo	Mínimo	
Profundidad de la CB HOMBRES	1,98	0,503	3,10	1,20	$\leq 0,001$
Profundidad de la CB MUJERES	1,59	0,321	1,79	0,36	

Tabla 55. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la profundidad de la CB: DT. Desviación típica.

La angulación del labio interno de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en las mujeres ($152,11 \pm 10,939$ grados) que en los hombres ($140,93 \pm 6,165$ grados) (tabla 56).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación de la CB HOMBRES	140,93	6,165	153,21	128,56	$\leq 0,001$
Angulación de la CB MUJERES	152,11	10,939	168,20	131,28	

Tabla 56. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la angulación del labio interno de la CB: DT. Desviación típica.

El perímetro del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($16,62 \pm 2,078$ mm) que en las mujeres ($14,49 \pm 1,679$ mm) (tabla 57).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Perímetro del TLBB HOMBRES	16,62	2,078	22,45	13,21	$\leq 0,001$
Perímetro del TLBB MUJERES	14,49	1,679	19,45	12,62	

Tabla 57. Estadística descriptiva e influencia del género sobre el perímetro del TLBB: DT. Desviación típica.

El área del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($\pm \text{mm}^2$) que en las mujeres ($12,40 \pm 3,466 \text{mm}^2$) (tabla 58).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Área del TLBB HOMBRES	0,10	0,149	0,13	0,08	$\leq 0,001$
Área del TLBB MUJERES	0,08	0,173	0,12	0,05	

Tabla 58. Estadística descriptiva e influencia del género sobre el área del TLBB: DT. Desviación típica.

Respecto al grosor del TLBB, con I.C. 95%, no se observaron diferencias significativas ($p = 0,917$) entre los hombres y las mujeres: hombres, ($3,62 \pm 0,548$ mm); mujeres, ($3,63 \pm 0,721$ mm) (tabla 59).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TLBB HOMBRES	3,62	0,548	5,65	2,34	= 0,917
Grosor del TLBB MUJERES	3,63	0,721	5,62	2,51	

Tabla 59. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el grosor del TLBB: DT. Desviación típica.

La anchura del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en las mujeres ($5,41 \pm 0,728$ mm) que en los hombres ($4,98 \pm 0,575$ mm) (tabla 60).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Anchura del TLBB HOMBRES	4,98	0,575	6,57	4	$\leq 0,001$
Anchura del TLBB MUJERES	5,41	0,728	6,70	4,54	

Tabla 60. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la anchura del TLBB: DT. Desviación típica.

La angulación del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($153,40 \pm 4,67$ grados) que en las mujeres ($135,28 \pm 4,513$ grados) (tabla 61).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación del TLBB HOMBRES	153,40	4,67	143,27	160,78	$\leq 0,001$
Angulación del TLBB MUJERES	135,28	4,513	142,35	125,87	

Tabla 61. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la angulación del TLBB: DT. Desviación típica.

La circularidad del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en las mujeres ($0,73 \pm 0,085$) que en los hombres ($0,69 \pm 0,070$) (tabla 62).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Circularidad del TLBB HOMBRES	0,69	0,070	0,83	0,53	$\leq 0,001$
Circularidad del TLBB MUJERES	0,73	0,085	0,87	0,59	

Tabla 62. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la circularidad del TLBB: DT. Desviación típica.

El grosor del tendón del subescapular (TSUB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($4,93 \pm 0,330$ mm) que en las mujeres ($3,73 \pm 0,287$ mm) (tabla 63).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TSUB HOMBRES	4,93	0,330	5,80	4,20	$\leq 0,001$
Grosor del TSUB MUJERES	3,73	0,287	4,23	3,23	

Tabla 63. Estadística descriptiva e influencia del género sobre el grosor del TSUB: DT. Desviación típica.

4.6.2. En el miembro no dominante.

La anchura de la corredera bicipital (CB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($10,77 \pm 0,386$ mm) que en las mujeres ($7,18 \pm 1,389$ mm) (tabla 64).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Anchura de la CB HOMBRES	10,77	0,386	11,50	10,20	$\leq 0,001$
Anchura de la CB MUJERES	7,16	1,688	10,67	4,67	

Tabla 64. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la anchura de la CB: DT. Desviación típica.

La profundidad de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($2,72 \pm 0,364$ mm) que en las mujeres ($2,47 \pm 0,521$ mm) (tabla 65).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Profundidad de la CB HOMBRES	2,72	0,364	3,50	2,30	$\leq 0,001$
Profundidad de la CB MUJERES	2,47	0,521	2,71	0,35	

Tabla 65. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la profundidad de la corredera bicipital (CB): DT. Desviación típica.

La angulación del labio interno de la CB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en las mujeres ($145,80 \pm 13,410$ grados) que en los hombres ($131,86 \pm 5,086$ grados) (tabla 66).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación de la CB HOMBRES	131,86	5,086	141,32	119,86	$\leq 0,001$
Angulación de la CB MUJERES	145,80	13,410	171,53	113,10	

Tabla 66. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la angulación del labio interno de la CB: DT. Desviación típica.

El perímetro del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($14,57 \pm 1,957$ mm) que en las mujeres ($13,43 \pm 1,376$ mm) (tabla 67).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Perímetro del TLBB HOMBRES	14,57	1,957	21,09	11,45	$\leq 0,001$
Perímetro del TLBB MUJERES	13,43	1,376	15,93	11,03	

Tabla 67. Estadística descriptiva e influencia del género sobre el perímetro del TLBB: DT. Desviación típica.

El área del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($0,07 \pm 0,122 \text{ mm}^2$) que en las mujeres ($0,06 \pm 0,121 \text{ mm}^2$) (tabla 68).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Área del TLBB HOMBRES	0,07	0,122	0,10	0,05	$\leq 0,001$
Área del TLBB MUJERES	0,06	0,121	0,09	0,03	

Tabla 68. Estadística descriptiva e influencia del género sobre el área del TLBB: DT. Desviación típica.

El grosor del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en las mujeres ($3,49 \pm 0,400 \text{ mm}$) que en los hombres ($3,22 \pm 0,424 \text{ mm}$) (tabla 69).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TLBB HOMBRES	3,22	0,424	4,23	4	$\leq 0,001$
Grosor del TLBB MUJERES	3,49	0,400	4,38	2,70	

Tabla 69. Estadística descriptiva e influencia de la dominancia sobre el grosor del TLBB: DT. Desviación típica.

La anchura del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p = 0,004$) mayor en las mujeres ($5 \pm 0,667 \text{ mm}$) que en los hombres ($4,71 \pm 0,579 \text{ mm}$) (tabla 70).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Anchura del TLBB HOMBRES	4,71	0,579	6,42	3,93	= 0,004
Anchura del TLBB MUJERES	5,00	0,667	6,10	3,73	

Tabla 70. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la anchura del TLBB: DT. Desviación típica.

La angulación del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($139,81 \pm 4,24$ grados) que en las mujeres ($127,40 \pm 5,794$ grados) (tabla 71).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Angulación del TLBB HOMBRES	139,81	4,24	132,12	146,89	≤ 0,001
Angulación del TLBB MUJERES	127,40	5,794	134,89	112,56	

Tabla 71. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la angulación del TLBB: DT. Desviación típica.

La circularidad del TLBB, con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en las mujeres ($0,77 \pm 0,090$) que en los hombres ($0,69 \pm 0,068$) (tabla 72).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Circularidad del TLBB HOMBRES	0,69	0,068	0,83	0,53	≤ 0,001
Circularidad del TLBB MUJERES	0,77	0,090	0,90	0,60	

Tabla 72. Estadística descriptiva e influencia del género sobre la circularidad del TLBB: DT. Desviación típica.

El grosor del tendón del subescapular (TSUB), con I.C. 95%, es significativamente ($p \leq 0,001$) mayor en los hombres ($4,01 \pm 0,312$ mm) que en las mujeres ($3,25 \pm 0,227$ mm) (tabla 73).

n = 80	Estadística descriptiva.				Comparativa de lateralidad
	Media	DT	Máximo	Mínimo	(p)
Grosor del TSUB HOMBRES	4,01	0,312	4,80	3,50	≤ 0,001
Grosor del TSUB MUJERES	3,25	0,227	3,67	2,90	

Tabla 73. Estadística descriptiva e influencia del género sobre el grosor del TSUB: DT. Desviación típica.

5.1. Los tests de fiabilidad y la investigación mediante imagen ecográfica.

Para Pita y Pértigas (2004), la medición es un proceso inherente tanto a la práctica como a la investigación clínica. Para ellos, algunas variables son de fácil medición pero otras conllevan cierto grado de subjetividad. Por esta razón, afirman que el proceso de medición conlleva siempre algún grado de error. Consideran, que existen factores asociados a los sujetos de la muestra, al explorador o al instrumento de medida (en nuestro caso sería la técnica de medición) que pueden influir en la variación de las mediciones. Para explicar la importancia de la fiabilidad exponen la medición de la temperatura corporal a modo de ejemplo donde, pueden aparecer errores en el registro debidos tanto al estado del paciente, como a defectos en el termómetro utilizado o a la subjetividad del observador.

En un estudio de fiabilidad pueden valorarse los siguientes aspectos (Pita y Pértigas, 2004):

- Repetibilidad: indica hasta qué punto un instrumento proporciona resultados similares cuando se aplica a una misma persona en más de una ocasión, pero en idénticas condiciones.
- Concordancia intraobservador: tiene por objetivo evaluar el grado de consistencia al efectuar la medición de un observador consigo mismo.
- Concordancia interobservador: se refiere a la consistencia entre dos observadores distintos cuando evalúan una misma medida en un mismo individuo.
- Concordancia entre métodos de medición (en nuestro caso interecógrafos): cuando existen diferentes métodos de medida para un mismo fenómeno, siendo interesante estudiar hasta qué punto los resultados obtenidos con ambos instrumentos son equivalentes.

Las técnicas de análisis de la concordancia dependen del tipo de variable a estudiar. Si las variables son cuantitativas, se utiliza habitualmente el Coeficiente de Correlación Intraclase (C.C.I.). Los resultados obtenidos con este método oscilan entre 0 y 1. Son consideradas concordancias significativas aquellas que sean superiores a 0,70, presentando una buena fuerza aquellas situadas entre 0,71

- 0,90 y una muy buena fuerza aquellas que sean superiores a 0,90 (Pita y Pértigas, 2004).

Las mediciones practicadas mediante el análisis de imágenes biomédicas (radiología convencional, tomografía computarizada, resonancia magnética y ecografía, entre otros) muestran una gran subjetividad, estando expuestas a la obtención de resultados erróneos.

5.1.1. Fiabilidad de la posición del sujeto.

En este sentido, partimos de que todos los sujetos estudiados deben ser explorados manteniendo siempre una posición estandarizada “similar en todos ellos”. Así, por ejemplo, en estudios radiológicos no sólo influiría la posición perfecta del sujeto sino también la distancia a la que el sujeto se encuentra del tubo emisor de rayos X. Este factor podría ser algo menos subjetivo en aquellas investigaciones practicadas mediante tomografía computarizada o resonancia magnética ya que el sujeto se encontraría en decúbito supino y con una misma posición de miembros superiores o inferiores. No obstante, con estas técnicas, las pruebas tienen una larga duración por lo que no se pueden evitar pequeños cambios de posición del sujeto. Incluso en los estudios de la articulación coxofemoral no se puede evitar la asimetría de lateralidad que existe respecto a la rotación externa de cadera en supino (debido a hipertonías del músculo piramidal).

Por esta razón, en nuestro estudio, se persiguió que todos los sujetos fueran explorados estrictamente en una posición estándar en la que se encontraban en sedestación, con el tronco erguido, el hombro homolateral relajado y posicionado en rotación glenohumeral neutra, el codo homolateral en flexión de 90° y apoyado (no sostenido) sobre la palma de la mano contralateral y el antebrazo en pronosupinación neutra con las puntas de los dedos dirigidas medialmente. En este caso, parece ser una posición perfecta, pero en realidad son posiciones muy subjetivas dependientes de diferentes factores como el eje vertebral o la presencia de disimetrías musculares. Por ello, se realizó una prueba de fiabilidad intraobservador que entre otros factores nos validara la posición del paciente.

5.1.2. Fiabilidad exploratoria: de la técnica de imagen, del corte longitudinal vs corte transversal y del/los explorador/es.

Respecto a las subjetividades metodológicas, la prueba exploratoria es una de las fases del estudio que más errores muestra en este sentido. Por ejemplo, ante estudios tendinosos realizados mediante resonancia magnética, como los de Yu *et al.*, (1995), Staeubli *et al.*, (1999) y Premkumar *et al.*, (2002) en los que las estructuras son medidas a partir de un único corte longitudinal, la pregunta que debemos hacernos es ¿se trata de un corte estándar establecido a partir de referencias fijas e iguales para todos los sujetos de la muestra? Concretamente, siendo el corte de elección el más mediosagital, será obtenido a partir de una secuencia de cortes en abanico sobre un corte axial o coronal.

Las figura 132 representa el esquema de obtención (A) de un corte mediosagital de rodilla (B) a partir de la referencia de un corte axial (A). Ante este ejemplo de obtención de 10 diez cortes sagitales ¿cuál debería ser el seleccionado como el más mediosagital de cara a la valoración del tendón rotuliano? ¿el 5 o el 6? Por otro lado, un elevado porcentaje de la bibliografía consultada, como ocurre en los estudios de Yu *et al.*, (1995) y Staeubli *et al.*, (1999) toman como referencia el corte mediosagital no teniendo en cuenta que ante un hallazgo histopatológico pueden ocurrir alteraciones morfológicas en el tendón que den lugar a que el corte mediosagital no sea el que presente el mayor grosor.

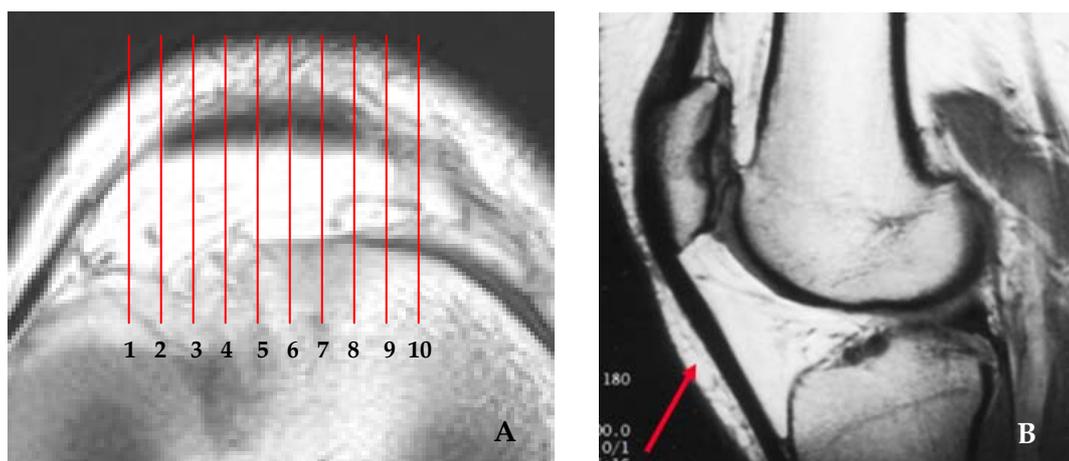


Fig. 132. A. Esquema de obtención de una secuencia de 10 cortes sagitales de rodilla a partir de un corte axial referente. B. Corte mediosagital de rodilla a partir del cual se analizaría el grosor del tendón

En este sentido Ying *et al.*, (2003), en un estudio ecográfico del tendón de Aquiles sobre la influencia de la dominancia y la actividad física, expone que el corte transversal del tendón es crucial para determinar la anchura y el grosor máximos reales del mismo. Estos cortes transversales ecográficos representan un valor cualitativo frente a los cortes longitudinales mediosagitales obtenidos mediante resonancia magnética. Además, muestran un mayor rigor pues pueden ser establecidos tomando puntos de referencia óseos como por ejemplo, el pico de la rótula en el caso tendón rotuliano.

A diferencia de otros estudios tendinosos realizados mediante ecografía como los de Conell *et al.*, (2000), Premkumar *et al.*, (2002) o Maxwell *et al.*, (2007) o a través de resonancia magnética como el de Zaneti *et al.*, (1997) o Staeubli *et al.*, (1999), entre muchos otros, en nuestro estudio, el método de exploración habiendo obtenido este corte transversal “idóneo” goza de un valor cualitativo pues hemos podido demostrar que posee una gran “repetibilidad” gracias a los excelentes resultados obtenidos en los estudios de fiabilidad intra e interobservadores. Esto no significa que los estudios realizados mediante resonancia magnética no sean válidos pero debido a que se trata de una técnica de imagen costosa parece poco probable que puedan realizarse grandes estudios de fiabilidad que validen estadísticamente el método.

El propósito de este corte transversal “idóneo” fue el de encontrar un corte (no clínicamente perfecto) que mostrara, el tendón largo del bíceps braquial (TLBB) (porción intraarticular, cortado transversalmente), la corredera bicipital (CB) (origen, cortada transversalmente) y el mayor grosor posible del tendón del subescapular (TSUB) (cortado longitudinalmente, posiblemente con una ligera oblicuidad). Nuestro punto de referencia fue el inicio proximal de la corredera bicipital para tener la seguridad de que longitudinalmente se estuviera cortando el tendón del subescapular y no el músculo dorsal ancho, el redondo mayor o el propio pectoral mayor. Al tratarse realmente de un corte ligeramente oblicuo con respecto al eje vertical del húmero no se pudo observar el ligamento transversal humeral desde su origen hasta su inserción, demostrando que el TLBB fuera intraarticular. Además, en este trabajo se ha estudiado el punto de referencia en el origen de la CB, ya que se trata de una zona conflictiva para el TLBB por encontrarse en un punto previo a un cambio de orientación. En este punto, el

grosor obtenido del TSUB no es totalmente fiel a la realidad, puesto que el corte no incluye todo su grosor.

El test de fiabilidad intraobservador también nos permitió validar la posición centrada de la CB y del TLBB reduciendo así la subjetividad del análisis de sus respectivas angulaciones.

Esto significa, siguiendo los términos de Pita y Pértigas (2004) que los estudios morfométricos del sistema músculo-esquelético realizados mediante ecografía, dadas sus prestaciones de bajo coste e inocuidad entre otras, deban ir siempre acompañados de una estrategia de fiabilidad que ofrezca al estudio el mayor rigor científico posible.

De este modo, mejoraríamos metodologías como la del estudio de De Maeseneer *et al.*, (2001), quienes llevan a cabo un estudio morfométrico de los tendones mediales y laterales de la rodilla, obteniendo ecografías a partir de exploraciones realizadas por dos exploradores diferentes no validados. En este caso para que el método fuera correcto se precisaría acompañar el estudio de una fiabilidad intra e interobservadores. En este sentido, Weinberg *et al.*, (1998) no describen las características del explorador. Por esta razón, debería valorarse la posibilidad de que en los estudios ecográficos se dejara de hablar de la experiencia del explorador como herramienta de validación metodológica puesto que carece de rigor científico y no se puede cuantificar estadísticamente.

En realidad, como observamos en los estudios de De Groot *et al.*, (2007) y Terrades *et al.*, (2007) de cara a estudios ecográficos de la morfometría del sistema músculo-esquelético no cabe la menor duda de que se precisa de un explorador experimentado. Esta experiencia debe estar vinculada a la capacidad de repetitibilidad de cara a la realización de exploraciones precisas destinadas a la investigación. En nuestro estudio, el corte transversal "idóneo" del TLBB, tal y como lo describimos es poco habitual en el ámbito clínico pero al obtener una estupenda fiabilidad goza de un gran rigor de cara a la elaboración del estudio.

La ecografía es una técnica explorador dependiente, fruto de ello se encuentra la dificultad de obtener buenos resultados de fiabilidad interobservador en los estudios de análisis de imagen. De Groot *et al.* (2007) y Terrades *et al.*, (2007), en un estudio ecográfico sobre el tendón de Aquiles, obtuvieron muy buenos resultados de fiabilidad intraobservador pero no

encontraron una significativa concordancia entre exploradores. En nuestro estudio conseguimos buenas o muy buenas concordancias interecógrafos, intraobservador e interobservadores, a partir de tres muestras diferentes. Las dos primeras concordancias fueron conseguidas fácilmente a diferencia de la fiabilidad interobservador (entre dos exploradores experimentados) que supuso un periodo de entrenamiento de varios meses. He aquí donde se encuentra la gran complejidad de los estudios ecográficos mediante análisis de imagen pues pese a haber obtenido excelentes concordancias interobservador en el TLBB, CB y TSUB, mediante el corte transversal seleccionado, no se da por supuesto que ambos exploradores se encuentren ya validados de cara a la realización de cualquier otro estudio, lo que requerirá una nueva prueba de fiabilidad y muy probablemente más tiempo de aprendizaje.

Esto significa que nunca podrán fusionarse datos procedentes de bases diferentes y obtenidos por exploradores distintos a no ser que ambos exploradores estuvieran validados respecto a la estructura de estudio previamente a la toma de las imágenes.

Así, hemos comentado estudios morfométricos realizados mediante resonancia magnética como los de Weinberg *et al.*, (1998), Staeubli *et al.*, (1999) o De Maeseneer *et al.*, (2002), y también han sido valorados otros estudios ecográficos como el de Ptasnik y Hennessy (1995) que estudian las alteraciones del TLBB y sus relaciones con respecto al manguito rotador y a la CB. De este modo, entre otros muchos artículos revisados, comentados a lo largo de nuestro estudio y referenciados en la bibliografía se intuye que no existe ningún método de exploración imageneológica que no sea parcialmente subjetivo. Por ello, se hace imprescindible realizar análisis estadísticos de fiabilidad.

5.1.3. Fiabilidad de los equipos ecográficos.

Todos sabemos que la tecnología progresa rápidamente y diseña ecógrafos con evidentes avances técnicos. Un ecógrafo, comparado con otras técnicas de imagen (tomografía computarizada o resonancia magnética) es de “bajo coste” pero, en general debido a la falta de recursos económicos, el colectivo científico no puede renovar sus equipos al mismo ritmo que progresa la tecnología. En nuestro caso, hemos realizado una parte de nuestro estudio con un ecógrafo portátil de

primera generación. Por otro lado, con la finalidad de mejorar la tecnología de este estudio se realizó un estudio de fiabilidad interecógrafos comparándolo con otro ecógrafo, tecnológicamente más avanzado. Así, obtuvimos en todas las variables estudiadas una excelente fuerza de concordancia, validando el uso de este nuevo ecógrafo en la investigación.

5.2. Sistema de recuperación de la imagen ecográfica y análisis de imagen: hallazgos y limitaciones del estudio.

5.2.1. Formato de la imagen ecográfica y su repercusión en el análisis de imagen.

Los ultrasonidos que regresan al cristal piezoeléctrico tras reflexionar en los tejidos son amplificados y digitalizados. De este modo, se forma un vector con los datos de los ecos hasta formar un cuadro de imagen lleno de líneas y columnas que representa un archivo. Este archivo es almacenado bajo un formato de texto para posteriormente procesarse y así obtener una imagen (Sánchez, 2005).

Las imágenes obtenidas para nuestro estudio fueron recuperadas mediante formato .bmp (bitmap o mapa de bits) desarrollado por Microsoft. Se trata de un fichero de imagen de gráficos que no comprime la información contenida en el archivo. De este modo, el análisis de las imágenes ecográficas fue realizado garantizándonos la mayor cantidad de información extraída. Otro formato que no lleva consigo pérdida de información es el formato .tiff.

Desde la obtención del fichero hasta su análisis, mediante programas específicos como es en nuestro caso Image J, es importante no guardar las imágenes en otros formatos que si llevan consigo compresión de información como son .jpg, .gif y .png. Sin embargo, estos formatos son los más conocidos y empleados puesto que facilitan el intercambio de imágenes entre usuarios.

Por esta razón, mediante análisis de imagen nunca podrán ser comparadas dos imágenes ecográficas guardadas en formatos diferentes aunque sean del mismo sujeto y obtenidas en el mismo instante.

El motivo de este punto de discusión es porque no todos los ecógrafos recuperan las imágenes bajo el mismo formato e incluso algunos lo hacen en formato .jpg. Este factor no es tan relevante desde un punto de vista morfométrico

pero la ecogenicidad y la textura de los tejidos sufrirán cambios importantes dada la pérdida de información.

Las imágenes deben tratarse en forma original tal y como se obtienen desde el amplificador del ecógrafo.

5.2.2. Análisis de imagen del corte transversal “idóneo” del tendón largo del bíceps braquial.

En nuestro estudio, una vez descargadas las imágenes del ecógrafo al ordenador fueron tratadas mediante el programa de análisis de imagen Image J (v. 1.37), empleando para ello las aplicaciones ya descritas en el apartado de material y métodos. En este sentido, es conveniente discutir la prueba de medición automática *Flitt Ellipse* que analizó el grosor y la anchura del tendón largo del bíceps braquial (TLBB) a partir de la representación de la mejor elipse posible dentro del perímetro trazado manualmente (fig. 133). En este caso, el valor de la anchura (eje mayor de la elipse) podría ser menos fiel que el del grosor (eje menor de la elipse) ya que los extremos del tendón podrían no haber sido medidos.

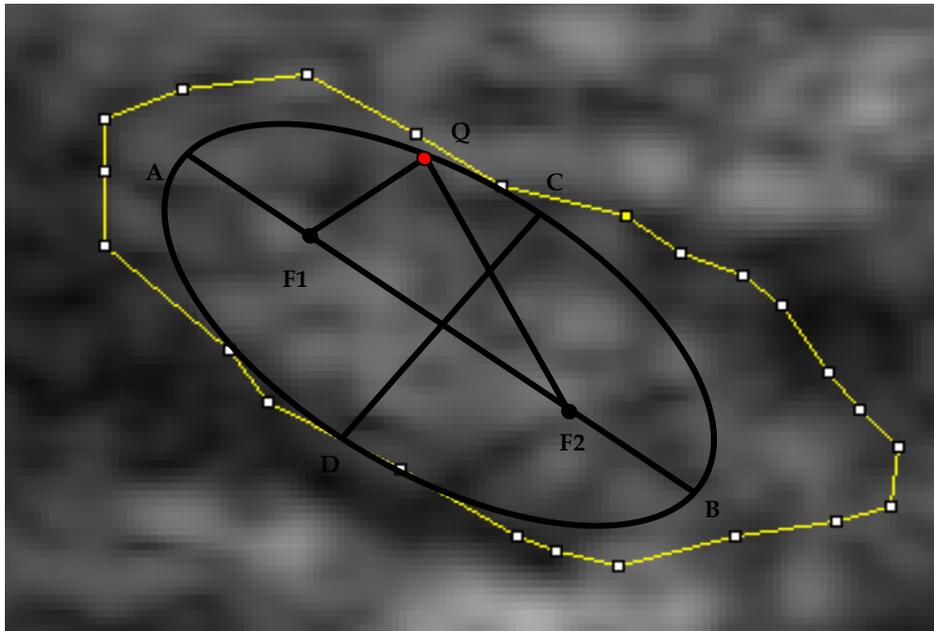


Fig. 133. Esquema de la mejor elipse esbozada en el interior del perímetro trazado manualmente a partir de la cual obtenemos el grosor (trazo CD) y la anchura (trazo AB) del tendón largo del bíceps braquial.

Dada la morfología e inclinación del TLBB a su paso por el inicio proximal de la CB ¿qué diámetros se corresponden con el grosor y la anchura reales? La elipse trazada por la aplicación determina que los diámetros CD y AB se corresponden con el grosor y la anchura respectivamente.

Desde un punto de vista clínico e investigador, como indica el estudio de Ahovuo y Paavolainen (1994), el análisis del grosor del TLBB a partir de un corte longitudinal (fig. 134) es bastante frecuente. De este modo, ante un posible caso de tenovaginitis, la secuencia exploratoria sería la siguiente. Primero se tomaría un corte transversal que confirmaría el exceso de líquido entre el tendón y su vaina (fig. 134) y posteriormente se obtendría un corte longitudinal para medir el grosor.

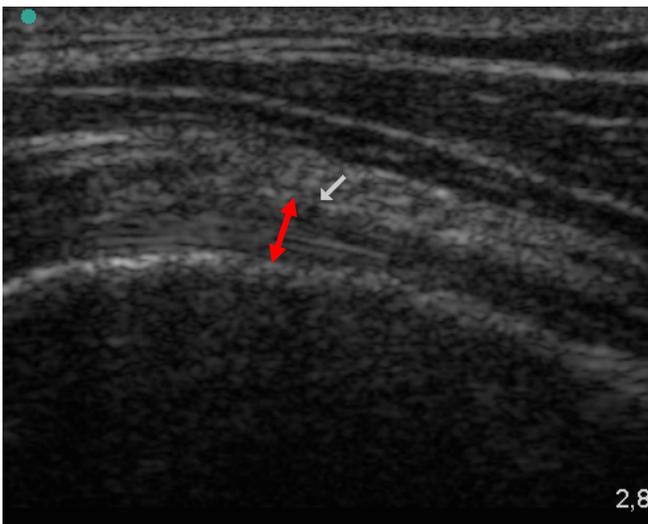


Fig. 134. Exploración longitudinal. Análisis del grosor del tendón largo del bíceps braquial (flecha).

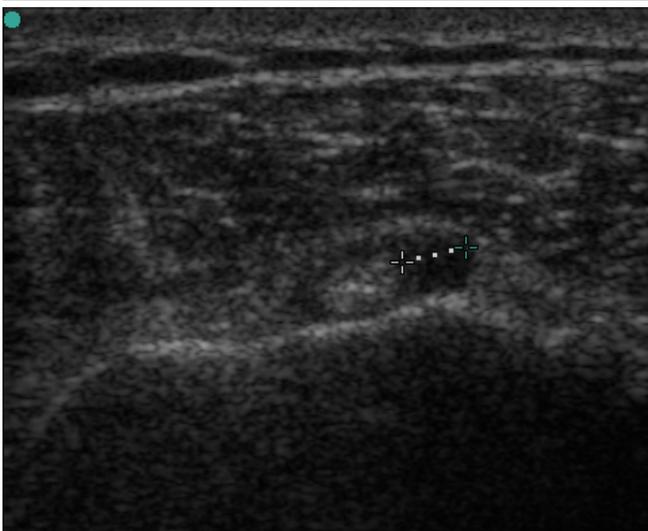


Fig. 135. Exploración transversal. Tenovaginitis del tendón largo del bíceps braquial.

Pero si se analiza el grosor del TLBB mediante un corte longitudinal ¿cuál es la trayectoria de este diámetro? ¿se correlacionaría con el obtenido en nuestro estudio a través de la aplicación *Flit Ellipse*?

Intentando dar respuesta a estas preguntas, la figura 136 muestra la trayectoria que posiblemente tendría el análisis del grosor del corte longitudinal de la figura 134 junto con una posible aproximación al grosor hallado por la *Flit Ellipse*. De este modo, observamos que se trata de dos diámetros que muy poco tienen en común.

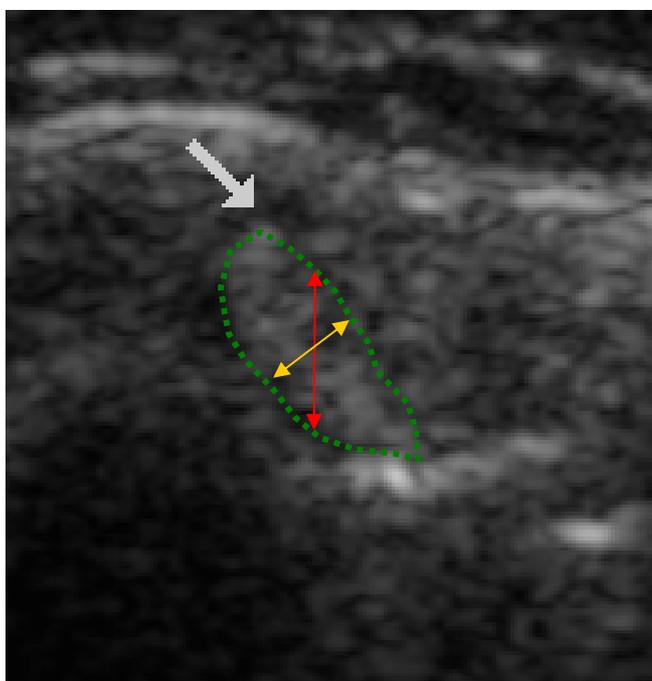


Fig. 136. Exploración transversal magnificada del tendón largo del bíceps braquial (en verde). En este esquema observamos el equivalente al grosor obtenido mediante un corte longitudinal (flecha roja) y el grosor obtenido por la aplicación *Flit Ellipse* (flecha amarilla).

Entonces, ¿cuál es el método más acertado para medir el grosor del TLBB? Siguiendo los estudios de algunos autores como los de Ying *et al.*, (2003), De Groot *et al.*, (2007) y Terrades *et al.*, (2007) y por lo motivos expuestos en apartados anteriores, el corte de elección de cara a la obtención de la variable del grosor sería el transversal. Además, debemos tener en cuenta que la aplicación *Flit Ellipse* analiza el grosor de forma automática en base a la morfología del tendón.

También debemos añadir, que el valor del grosor obtenido mediante un corte longitudinal es muy inespecífico ya que la inclinación y la morfología ovalada del

tendón influirían sobre esta variable dependiendo de que la exploración sea más medial o lateral (fig. 137). Al presentar esta inclinación y morfología los cortes más próximos al centro de masas del tendón mostrarán valores de grosor mayores que los cortes de los extremos. Así, este factor también dependerá de forma directa de la morfología e inclinación del tendón en cada sujeto.

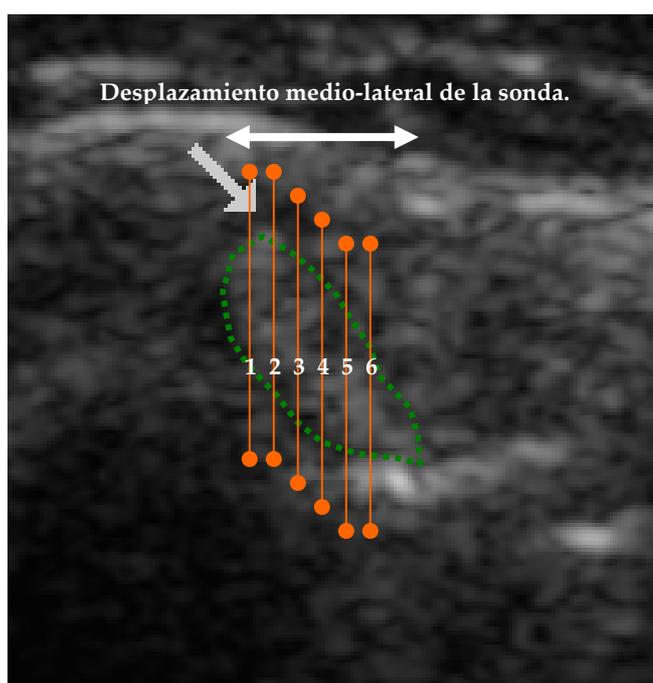


Fig. 137. Exploración transversal magnificada del tendón largo del bíceps braquial. En este esquema observamos como en los diferentes, posibles, cortes longitudinales del tendón el valor del grosor puede sufrir variaciones. A simple vista se aprecia como los cortes longitudinales más próximos al centro de masas (cortes 2, 3, 4 y 5) del tendón pueden presentar un valor de grosor mayor que el de los extremos (cortes 1 y 6).

Una de los análisis más inespecíficos del estudio han sido las angulaciones del TLBB y del labio interno de la CB (fig. 138). En este sentido, ambos valores fueron tomados con respecto a la horizontal de la imagen, lo que conlleva que hayan podido influir variables como la rotación de la articulación glenohumeral y la posición de la sonda. Aún así, se obtuvieron excelentes resultados de fiabilidad intra, interobservadores e interecógrafos.

La angulación del labio interno de la corredera bicipital los valores, mostrados en el apartado de resultados, obtenidos en hombres fueron, $140,93^\circ$ (tabla 36) en el hemicuerpo dominante y $131,86^\circ$ (tabla 36) en el no dominante mientras que en las mujeres $152,11$ (tabla 46) en el hemicuerpo dominante y $145,80$ (tabla 46) en el no dominante. Ptasnik y Hennessy (1995), en una revisión

bibliográfica sobre las anomalías del tendón largo del bíceps y su correspondencia ecográfica, sin describir la metodología de medición, comentan que la correspondencia de este ángulo es de 124° . Cone *et al.*, (1983), en un estudio radiológico realizado sobre material óseo seco observó que este ángulo era de 132° . Cone *et al.*, (1983), analizó este ángulo tomando como punto de referencia un diámetro que uniera los extremos superiores del troquíter y del troquín. La figura 139 representa la metodología de medición de Cone *et al.*, (1983).

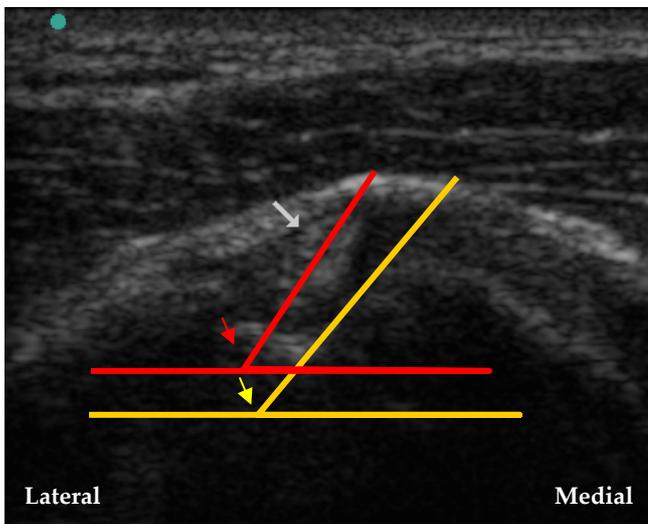


Fig. 138. Corte transversal "idóneo" del tendón largo del bíceps braquial. Análisis de las angulaciones de la correa bicipital (en amarillo) y del tendón largo del bíceps braquial (en rojo) tomando como punto de referencia la horizontal de la imagen.

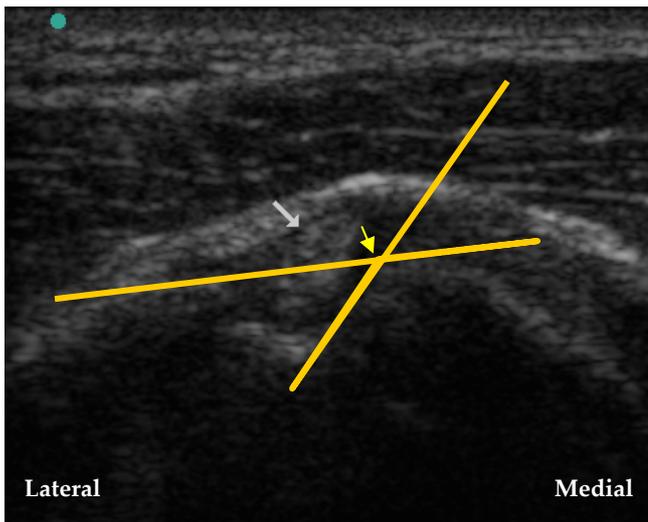


Fig. 139. Esquema ecográfico representativo del análisis del labio interno de la correa bicipital de Cone *et al.*, (1984).

Así, la figura 140 representa la similitud de los resultados obtenidos por Cone *et al.*, (1984), Ptasnik y Hennessy (1995) y en nuestro estudio, habiendo tomado un valor de referencia de unos 140°.

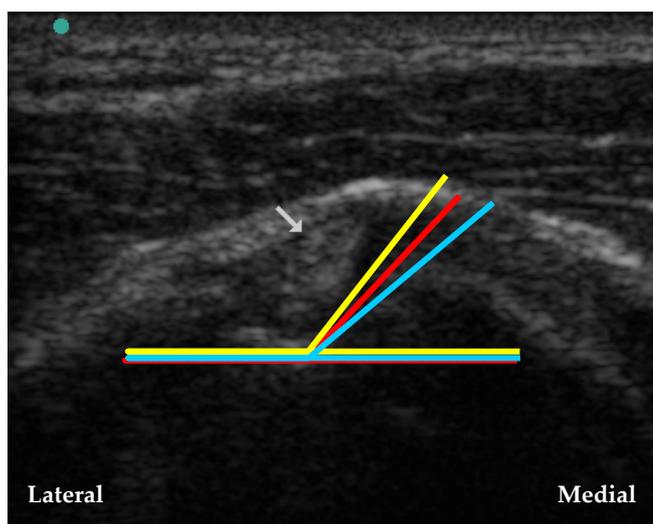


Fig. 140. Resultados obtenidos mediante diferentes técnicas sobre la angulación del labio interno de la corredera bicipital. Así, en azul, observamos un valor de referencia de nuestro estudio con 140°, en rojo, el resultado de Cone *et al.*, (1983) con 132° y en amarillo el resultado de Ptasnik y Hennessy (1995) con 124°.

A lo largo de la bibliografía consultada hemos observado el interés mostrado por la angulación del TLBB, como veremos en próximos apartados, dada su vinculación con la inestabilidad del tendón y del complejo articular del hombro, pero por el contrario, no hemos observado estudios que cuantifiquen esta variable.

5.2.3. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del sistema músculo-esquelético.

El tendón largo del bíceps braquial (TLBB) es ángulo de incidencia-dependiente debido a la morfología que presenta a su paso por el tercio proximal de la corredera bicipital (CB). Esto supone que la anisotropía es un artefacto muy importante en el estudio de este tendón (Ellis *et al.*, 2002). Por esta razón, y por contar en nuestro estudio con dos equipos distintos no hemos realizado un análisis cuantitativo de la ecogenicidad del TLBB, evitando de este modo hallazgos equívocos.

El análisis cuantitativo de la ecogenicidad del sistema músculo-esquelético va adquiriendo importancia al mismo tiempo que avanza la tecnología

ultrasonica. Conforme los equipos ecográficos sean capaces de evitar falsos positivos o de reducir los efectos de la anisotropía esta herramienta estará presente en todos los análisis de imagen ecográfica (Martínez *et al.*, 2006a). Tal y como exponen en un estudio Jiménez *et al.*, (2007), en la actualidad, ya disponemos de grandes avances en este sentido gracias al sistema armónico tisular. Este sistema tiene como objetivo mejorar la resolución de las imágenes obtenidas de exploraciones del sistema músculo-esquelético. Consiste en el aumento del contraste entre estructuras que presentan isoecogenicidades a consecuencia de poseer resistencias sónicas similares. En su estudio, Jiménez *et al.*, (2007), también analizan otras novedosas aplicaciones técnicas de los equipos portátiles como son la imagen ampliada que nos ofrece una imagen panorámica de los tejidos y el sistema de ecografía compuesta en tiempo real (sistema Compound) que aumenta la resolución lateral de la imagen. Todas estas aplicaciones mejoran el diagnóstico diferencial al igual que aportan un mayor rigor respecto al análisis evolutivo de la lesión.

Por otro lado, desde la perspectiva de los estudios cuantitativos de la ecogenicidad y de la textura del sistema músculo-esquelético la instauración de estas nuevas aplicaciones debe ser controlada ya que pueden provocar errores en la obtención de datos. Estas herramientas, al igual que las mismas curvas de ganancia, modifican la ecogenicidad real de los tejidos lo que supone que la cuantificación de la ecogenicidad y la textura de una estructura sólo pueda ser comparada con datos obtenidos con ese mismo ecógrafo. Estas herramientas son absolutamente válidas si se llevan a cabo estudios longitudinales con un mismo ecógrafo o con dos si ambos están validados.

Son ya algunos los autores que han estudiado el análisis cuantitativo de la ecogenicidad tendinosa. Martínez *et al.*, (2006b) observaron que dos exploradores que pretendan llevar a cabo un estudio cuantitativo de la ecogenicidad, junto con uno o dos ecógrafos del mismo o diferente modelo, deberán validarse metodológicamente para que los resultados puedan ser comparados entre sí. De Groot *et al.*, (2007) empleó el análisis cuantitativo de la ecogenicidad aplicado al estudio del tendón rotuliano en sujetos sedentarios, observando que sólo en los hombres, la ecogenicidad de este tendón a 15 mm del pico de la rótula era significativamente mayor en el miembro dominante. Este hallazgo fue

relacionado con el grado de desarrollo del tendón dominante frente al no dominante.

La figura 141 representa un estudio de la ecogenicidad del tendón rotuliano a 15 mm del pico de la rótula similar al de De Groot *et al.*, (2007).

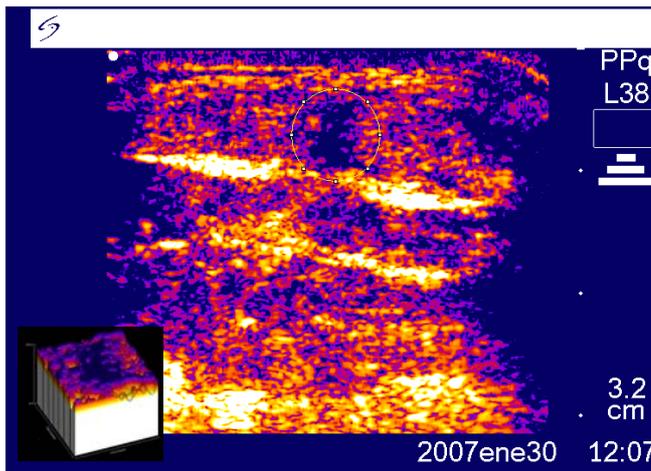


Fig. 141. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del tendón rotuliano (corte transversal) a 15 mm del pico de la rótula tras pseudocoloración (modo FIRE).

Terrades *et al.*, (2007), en un estudio realizado en sujetos sedentarios observaron que la ecogenicidad del tendón de Aquiles de los hombres disminuía conforme nos alejábamos de su inserción en la tuberosidad calcánea. Además, esta ecogenicidad era mayor en el tendón dominante de los cortes ecográficos a 40 y 60 mm de su inserción.

La figura 142 representa un estudio de la ecogenicidad del tendón de Aquiles a 60 mm de la tuberosidad del calcáneo similar al obtenido por Terrades *et al.*, (2007).

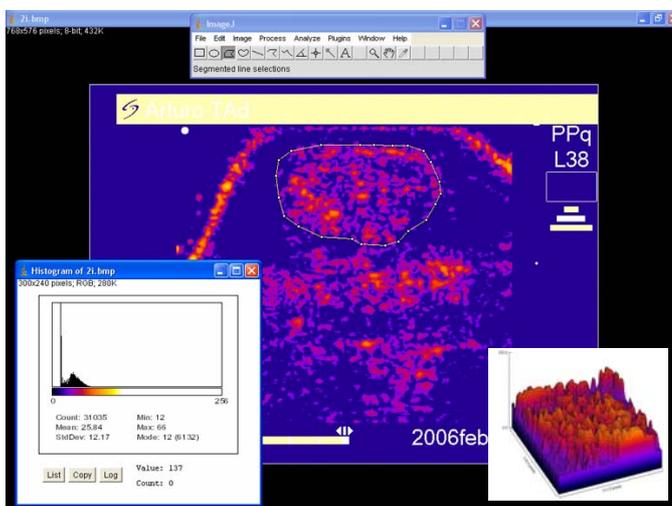


Fig. 142. Análisis cuantitativo de la ecogenicidad del tendón de Aquiles (corte transversal) a 60 mm de la tuberosidad calcánea tras pseudocoloración (modo FIRE).

Si se pretende cuantificar la ecogenicidad de un tendón para toda la población científica queda evidenciada la necesidad de crear un sistema de calibración ecográfico o de tablas de correspondencia pudiéndose comparar así los resultados que se obtengan con los de una base de datos creada al efecto. Por otro lado, un mismo explorador y ecógrafo, siguiendo siempre la misma metodología, pueden perfectamente realizar exploraciones comparativas sin la necesidad de compararse con el resto de la población almacenada en una base de datos (Martínez *et al.*, 2006b).

De Groot *et al.*, 2007 y Terrades *et al.*, 2007, estudiaron, en sujetos sedentarios, la ecogenicidad de los tendones rotuliano y aquíleo respectivamente. Este análisis se llevó a cabo sin modificación de las curvas de ganancia durante todo el desenlace del estudio ya que su manipulación rutinaria influiría en la obtención de los resultados. Las curvas de ganancia son una herramienta de constante manipulación para el ecografista clínico pues permite acondicionar los niveles de gris de los tejidos de cara a una lectura más precisa. Sin embargo, si se pretende realizar análisis cuantitativos de la ecogenicidad en estudios transversales o longitudinales estas curvas deberán inutilizarse puesto que invalidarían el estudio.

Martínez *et al.*, (2005a, 2006b) en un estudio realizado con una muestra de 20 sujetos masculinos, sedentarios, asintomáticos y comprendidos en un rango de edad de 25-30 años observaron que la ecogenicidad del TLBB (figs. 143 y 144) dominante era significativamente ($p < 0,001$) mayor ($77,74 \pm 7,28$) que la del no dominante ($43,30 \pm 9,72$) debido a un mayor desarrollo del miembro dominante asintomático. Poco después ampliaron este estudio a 30 sujetos obteniendo la misma significatividad con resultados muy similares, $78,93 \pm 5,78$ en el dominante y $46,60 \pm 11,06$ en el no dominante. Esta mayor ecogenicidad en el TLBB dominante se correspondía en el tendón del subescapular con un mayor grosor; en la CB, con una mayor anchura e inclinación de su labio interno y una menor profundidad; y en el TLBB con una mayor área y angulación. De este modo, llegan a la conclusión de que a mayor acción del subescapular mayor es la inclinación del TLBB, desencadenando una mayor anchura, menor profundidad y mayor inclinación del labio interno de la CB, favoreciendo la inestabilidad glenohumeral y la aparición de procesos degenerativos, exponiendo al TLBB a una luxación.

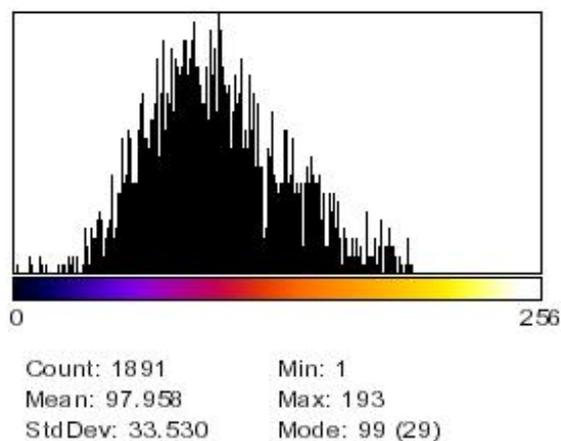


Fig. 143. Histograma lineal con el que obtenemos la ecogenicidad media (97,958) y la desviación estándar (33,530) del área del tendón.

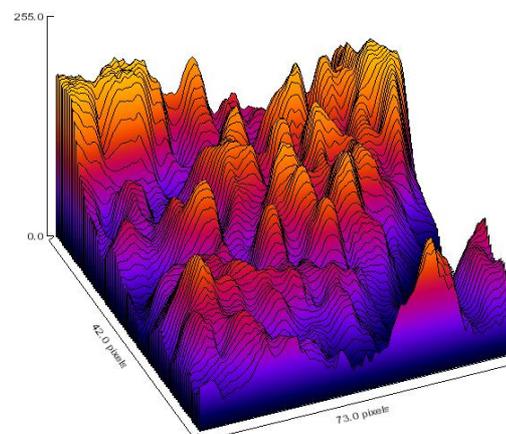


Fig. 144. Pseudocoloración: plot de superficie. Muestra el campo de ecogenicidad del área del tendón seleccionada.

Pese a que es estudiada y perfeccionada por una minoría dentro de la comunidad investigadora, el análisis de la ecogenicidad del sistema músculo-esquelético representa el futuro para el análisis de la imagen ecográfica. En este sentido, muchos autores defienden que los cambios ecogénicos se muestran previa aparición de sintomatología del mismo modo que hay tendones sintomáticos que no presentan correspondencia imageneológica perceptible al ojo humano. Por esta razón, parece lógico que se lleven a cabo estudios cuantitativos de la ecogenicidad aplicados a diferentes tipos de población con el propósito de establecer una base de datos que permita, algún día, emplear la ecografía con una finalidad preventiva, evitando la instauración de la lesión. ¿Y si los equipos ecográficos integraran esta aplicación? En definitiva, actuaría como un densitómetro radiológico que llega a conclusiones en base a la muestra de población a la que pertenezcas y a una base de resultados científicos incluidos en el ordenador. Sin lugar a dudas, sería una herramienta excelente pero debemos de ser conscientes de que las diferencias técnicas de los equipos ecográficos y de sus componentes son un gran obstáculo para la incorporación de esta hipotética herramienta (Kainberger *et al.*, 1990; Cook *et al.*, 2000; Fredberg y Bolving, 2002; Martínez *et al.*, 2005a,b,c; Martínez *et al.*, 2006a,b).

Sin lugar a dudas, esta prestación se verá mejorada conforme la tecnología ecográfica vaya creciendo.

Al tratarse de una potente aplicación no hubiera estado de más el haberla incluido en nuestro estudio pero por las razones anteriormente comentadas no se consideró oportuna la toma de esta variable.

El gran problema contra el que tiene que luchar el análisis cuantitativo de la ecogenicidad es la anisotropía por lo que todo estudio que incluya esta variable deberá ir acompañado de una prueba de fiabilidad intraobservador. De este modo, todos los datos obtenidos por este mismo explorador, con un mismo ecógrafo y en una misma estructura podrán compararse con el mayor de los rigores científicos, tanto en proyectos transversales como longitudinales.

5.2.4. Análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GLCM) sobre la imagen ecográfica del tendón.

En nuestro estudio no pudimos realizar análisis de la ecogenicidad ni de la textura ya que se emplearon dos ecógrafos diferentes y la profundidad de exploración de las imágenes no fue constante. Desde un punto de vista crítico hubiera sido oportuno el haber tenido en cuenta ambas variables.

Como hemos podido observar en la justificación de este estudio, en la actualidad se abre paso una nueva aplicación en análisis de imagen denominada "análisis textural". El análisis textural tendinoso es un estudio de comportamiento de los píxeles contenidos en la imagen del tendón. De este modo, cada píxel es comparado con los de alrededor ofreciéndonos información sobre la "homogeneidad", "uniformidad" y "contraste" de la superficie tendinosa trazada (Ríos-Díaz et al., 2008 y 2009).

El análisis textural resulta ser más preciso que un estudio cuantitativo de la ecogenicidad del tendón pudiendo detectar mínimos cambios en su comportamiento como por ejemplo el posible efecto que tiene la pretemporada en los jugadores de élite de voleibol sobre la síntesis de colágeno del tendón. Este estudio, denominado "El análisis textural mediante las matrices de co-ocurrencia (GLCM) sobre imagen ecográfica del tendón rotuliano es de utilidad para la detección de cambios histológicos como signo de prevención de tendinosis en el deporte" es desarrollado por el grupo de investigación Ecografía y Morfo-

Densitometría Preventiva de la Universidad Católica San Antonio de Murcia y el Centro Médico Khronos Fisioterapia, fundamentándose en los trabajos de Ríos-Díaz et al., (2008 y 2009).

Una de las diferencias más importantes que muestra el “análisis textural” con respecto al “análisis cuantitativo de la ecogenicidad”, aplicado al tendón, es su menor anisotropía-dependiente. En el estudio cuantitativo de la ecogenicidad se trabaja con medias o medianas de niveles de gris de un perímetro trazado. Aquí, la anisotropía juega un papel muy importante lo que obliga a que este estudio vaya siempre acompañado de unas pruebas de fiabilidad exhaustivas. Sin embargo, el análisis textural muestra los resultados de las variables mediante índices que se obtienen según como se comporten los píxeles entre sí. Esto supone, que dos imágenes obtenidas con diferentes ángulos de incidencia (fig. 145) puedan obtener valores de textura sin diferencias significativas (Ríos-Díaz *et al.*, 2008 y 2009).

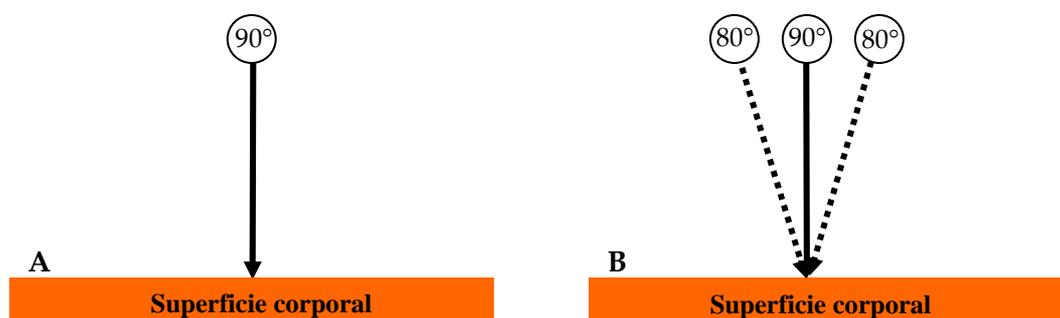


Fig. 145. Esquema sobre la incidencia de los haces ultrasónicos sobre la superficie corporal. En el esquema de la izquierda (A) observamos una incidencia de 90° lo que lleva consigo una mínima anisotropía. En el esquema de la derecha (B) observamos posibles variaciones típicas de la incidencia de los haces ultrasónicos que provocarían la aparición de anisotropía.

La figura 146, cedida por el grupo de investigación Ecografía y Morfo-Densitometría Preventiva muestra el tendón rotuliano de un mismo sujeto, cortado a 10 mm del pico de la rótula mediante un corte transversal. Mientras que la imagen de la izquierda se ha tomado con un ángulo de incidencia perfecto de 90° , la de la derecha sufre el efecto de la anisotropía al haber disminuido este ángulo. Esta figura viene dada a que pese a las pequeñas variaciones del ángulo de incidencia de los haces ultrasónicos los resultados obtenidos de las variables

de textura no tienen por qué sufrir diferencias significativas ya que son obtenidos al estudiar el comportamiento global de los píxeles.

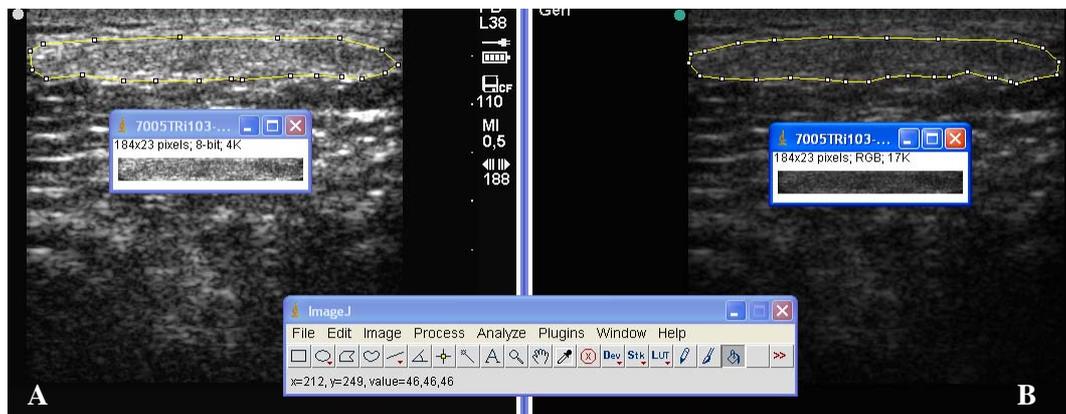


Fig. 146. Montaje de dos cortes transversales del tendón rotuliano de un mismo sujeto obtenidos con una incidencia de 90° respecto a la piel (A) y provocando una anisotropía al disminuir este ángulo (B).

Como expone Ríos-Díaz *et al.*, (2008 y 2009) el análisis textural es una excelente herramienta preventiva ya que podría mostrar cambios correlacionados con reacciones histológicas del tendón previa aparición de sintomatología e instauración de la tendinopatía.

El que sea menor ángulo dependiente que el estudio cuantitativo de la ecogenicidad no significa que el análisis textural no deba ir acompañado de sus correspondientes pruebas de fiabilidad. Gracias a Ríos-Díaz *et al.*, (2008a,b), el futuro de esta aplicación es esperanzador ya que podría permitir comparar imágenes obtenidas desde diferentes ecógrafos y por distintos exploradores.

5.3. El tendón largo del bíceps braquial y sus dependencias.

5.3.1. Relaciones entre el manguito rotador, la cápsula articular, el tendón largo del bíceps braquial y la corredera bicipital: justificación de la inestabilidad del tendón largo del bíceps braquial y el dolor anterior del hombro.

Conocer el comportamiento del tendón, en nuestro caso, del tendón largo del bíceps braquial (TLBB), bajo todas sus posibles variables dependientes como la edad, el sexo, la práctica deportiva o la misma presencia de sintomatología, nos permitirá detectar aquellos casos en los que previa sintomatología, el TLBB presente cambios morfo-ecogénicos en su estructura, actuando así de forma preventiva, reduciendo costes para la empresa (Martínez *et al.*, 2006b,c,d).

Martínez *et al.*, (2005b,d,e), con una muestra de 30 sujetos masculinos, asintomáticos y de edad comprendida entre 25-30 años, observaron que a mayor grosor del tendón del subescapular mayor era el ángulo del TLBB, mayor la anchura y angulación del labio interno de la corredera bicipital (CB) y menor la profundidad de la CB. De este modo, llegaron a la conclusión de que el sobreuso del tendón del subescapular (TSUB) lleva consigo una mayor tracción del TLBB alterando su biomecánica y la morfometría de la CB, favoreciendo así la inestabilidad de la articulación glenohumeral.

Correlaciones entre el TLBB y la CB fueron descritas por Sakurai *et al.*, (1998) y Pfahler *et al.*, (1999). Sakurai *et al.*, (1998), muestra al TLBB como un estabilizador de la cabeza humeral aún más con la existencia de un desequilibrio en el manguito rotador. Exponen, que esta estabilidad afecta a todas las posibles trayectorias de la cabeza humeral, tanto en sentido superior-inferior como anterior-posterior. Defienden, que con la degeneración del manguito rotador, el TLBB pasa a compensar sus carencias funcionales provocando alteraciones morfológicas de la CB que llevarían consigo inestabilidad del TLBB y dolor anterior en el hombro. Pfahler *et al.*, (1999), realizaron un estudio contando con una muestra de 67 sujetos (30 pertenecientes a un grupo control y 37 con sintomatología en el hombro, de los cuales 28 fueron diagnosticados con tenovaginitis del TLBB) a los que les realizaron un estudio ecográfico del TLBB y radiológico de la CB. De este modo, observaron que en el 43,6% de los casos las alteraciones ecográficas del TLBB se correlacionaron estadísticamente con signos degenerativos de la CB.

Levinsohn y Santelli (1990), demuestran que el estudio de la morfología de la CB es muy relevante de cara a la prevención de patologías que afecten al TLBB. Exponen, que si la CB es deficiente la tracción del subescapular puede luxar medialmente al TLBB.

En nuestro estudio hemos llegado a conclusiones que podrían apoyar las observaciones de Levinsohn y Santelli (1990) y de Pfahler *et al.*, (1999) ya que el miembro dominante tanto de los hombres como de las mujeres muestran un mayor grosor del TSUB y en relación una CB más ancha, menos profunda y con mayor ángulo de inclinación de su labio interno y un TLBB más inclinado.

Walch *et al.*, (1998) y Beall *et al.*, (2003), observaron significativas correlaciones entre la luxación del TLBB y las roturas del manguito rotador. Esta correlación queda más que justificada por la relación manguito - cápsula articular - y TLBB que junto con las alteraciones de la CB favorecen la luxación medial del TLBB.

Estos estudios justifican la necesidad de obtener datos morfométricos de los tendones subescapular y largo del bíceps braquial y de la CB que nos permitan emplear la ecografía de manera preventiva previa sintomatología por inestabilidad del TLBB.

Martínez *et al.*, (2005b,d,e), demuestran que la influencia del miembro dominante, aún más en deportistas como jugadores de tenis, lanzadores de jabalina o jugadores de voleibol, conlleva un mayor grosor del tendón del subescapular como desencadenante de las neoadaptaciones del TLBB y de la CB, convirtiéndose en una de las principales causas de inestabilidad de la articulación glenohumeral y origen de muchos de los procesos degenerativos del hombro. En este sentido, la incompetencia del complejo superior-externo del manguito, apostando por las teorías de Sakurai *et al.*, (1998) y Pfahler *et al.*, (1999), obligarían a una mayor acción tanto del subescapular como del TLBB que se vería arrastrado por la acción del primero adquiriendo una morfología ovalada ya definida por Ptasznik *et al.*, (1994).

Esto nos abre una línea de trabajo complementaria al propósito de este estudio y enfocada en la obtención de datos de normalidad y patología en grupos de población de riesgo como son los deportistas o algunas actividades laborales.

5.3.2. Morfometría de los complejos tendinosos del subescapular y largo del bíceps braquial y de la corredera bicipital como método de prevención de inestabilidad.

La bibliografía consultada y expuesta a continuación ha tomado principalmente como referencia de estudio la corredera bicipital (CB). Los autores referenciados exponen, que la valoración y conocimiento de su morfología ofrece información directa del estado de normalidad o de estrés en el que se encuentra el tendón largo del bíceps braquial (TLBB). Las técnicas empleadas por estos autores han sido diversas siendo la morfometría sobre hueso seco la más empleada por todos ellos. Sin embargo, han sido escasos los estudios que presentaran análisis sobre la morfometría de las tres estructuras de interés; CB, el TLBB y el tendón del subescapular (TSUB).

Al igual que en nuestro trabajo, todos los estudios discutidos a continuación cuya técnica de valoración haya sido la morfometría ósea tienen como propósito principal la obtención de unos valores de medios normalidad de la CB que sirva para detectar precozmente posibles alteraciones del TLBB.

En nuestro estudio, de cara al análisis de la angulación de la CB se halló el ángulo obtuso formado por el labio interno de la CB y la horizontal. Sin embargo, otros autores estudiados tomaron el ángulo agudo formado por el labio interno de la CB y la horizontal o el diámetro entre el troquíter y el troquín descrito por Cone *et al.*, (1983) (fig. 147).

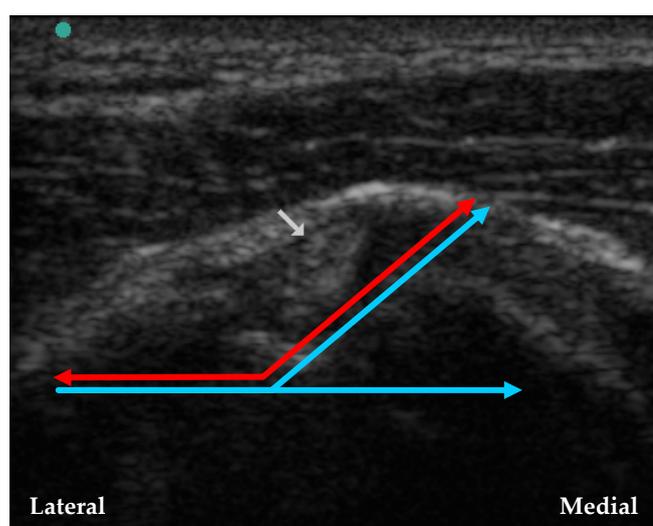


Fig. 147. Análisis de la angulación del labio interno de la corredera bicipital. En rojo, el ángulo obtuso analizado en nuestro estudio y en azul el ángulo agudo descrito por Cone *et al.*, (1983).

Por este motivo, y con el propósito de que las comparaciones entre nuestros resultados y el de otros autores sean claras, los ángulos agudos serán transformados a los largo del texto en sus correspondientes obtusos.

De este modo, Cone *et al.*, (1983), estudiaron la CB de 54 especímenes óseos y de 104 sujetos vivos empleando para ello morfometría ósea y radiológica. De este modo, observaron que en los húmeros secos la CB tenía una media de 4,3 mm de profundidad, 5,4 mm de anchura y 56° (ángulo complementario de 124°) de angulación de su labio interno. Por otro lado, en los sujetos vivos la CB presentaba una profundidad de 4,6 mm, una anchura de 6,9 mm y una angulación de su labio interno de 48° (ángulo complementario de 132°). Enunciaron una correlación positiva entre la angulación del labio interno y la profundidad de la CB. Así, a menor profundidad mayor angulación de su labio interno, tomando como referencia el ángulo complementario.

Estos resultados obtenidos por Cone *et al.*, (1983), confirman la relación morfométrica entre dos variables trascendentales de la CB como son la angulación de su labio interno y su profundidad y de vital importancia para el análisis del estado del TLBB.

A diferencia de Cone *et al.*, (1983), en nuestro estudio, no encontramos correlaciones lineales significativas entre las variables morfométricas de la CB.

Ahovuo *et al.*, (1985), estudiaron posibles correlaciones que pudieran existir entre la CB y el TLBB mediante artrografía, empleando para ello una muestra de 143 sujetos con dolor anterior de hombro. Así, observaron que en aquellos casos en los que el TLBB era normal, la CB presentaba unos valores medios de 3,9 mm de profundidad, 15 mm de anchura y 137° de angulación de su labio interno. Sin embargo, en los casos de luxación del TLBB la CB mostraba una menor profundidad de 3,3 mm, una menor anchura de 13,5 mm y una mayor angulación del labio interno de 164,4°. En resumen, en los casos de luxación del TLBB la CB era menos profunda y con un mayor ángulo de inclinación. Estos resultados confirman que ante una CB menos profunda y con una mayor angulación de su labio interno existe un mayor riesgo de luxación y por lo tanto de inestabilidad del TLBB, justificando el análisis morfométrico de la CB como método preventivo.

En el estudio de Ahovuo *et al.*, (1985), el resultado más discutible es la disminución de la anchura en aquellos casos de luxación del TLBB. Parece lógico

pensar que a mayor angulación del labio interno de la CB mayor sea su anchura. También, cabe destacar que al igual que en nuestro estudio tomaron la horizontal de la imagen como referencia para hallar la angulación del labio interno de la CB (fig. 148)

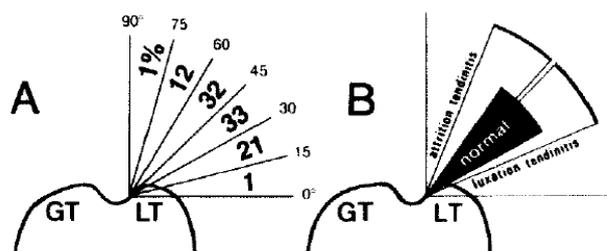


Fig. 148. Esquema del análisis de la angulación del labio interno de la correa bicipital definido por Ahovuo *et al.*, (1985).

Ptasnik y Hennessy (1995), en una revisión bibliográfica sobre las posibles relaciones existentes entre el TLBB y la CB, observaron que el ángulo de la CB era de 56° (124° de ángulo complementario) y su profundidad de 4,3 mm. Además, exponen que las luxaciones congénitas del TLBB se correlacionan con defectos de angulación del labio interno de la CB. Por este motivo, en sujetos adultos, el deterioro progresivo de la CB puede conllevar inestabilidad del TLBB y del complejo articular del hombro, acompañada de sintomatología.

Ueberham y Le Floch-Prigent (1998), comentan que el diagnóstico de las lesiones del TLBB precisa una previa valoración de la CB. Por este motivo, estudiaron la CB en 100 húmeros secos, observando unos valores medios de 28,5 mm de longitud, 2,44 mm de profundidad, 6,33 mm de anchura y 142° de angulación de su labio interno. Además, observaron procesos degenerativos en el 9% de las CB estudiadas lo que podría haber provocado inestabilidades en el TLBB.

Guoliang *et al.*, (2000), estudiando 80 húmeros secos observaron que la CB presentaba una angulación de su labio interno de 119,9°, una profundidad de 0,7 mm y una anchura de 2,6 mm, llegando a la conclusión de que la morfometría de la CB estaba vinculada a la inestabilidad y los procesos degenerativos del TLBB.

Ward *et al.*, (2008), estudiaron las CB de 130 húmeros secos, obteniendo unos valores medios de 4,19 mm de profundidad, 7,9 mm de anchura y 60° (ángulo complementario de 120°) de angulación de su labio interno (fig. 149).

Gracias a la creación de esta base de datos morfométricos junto con el análisis mediante resonancia magnética de 32 sujetos (19 hombres y 13 mujeres) obtuvieron reconstrucciones 3D de la CB (fig. 150).

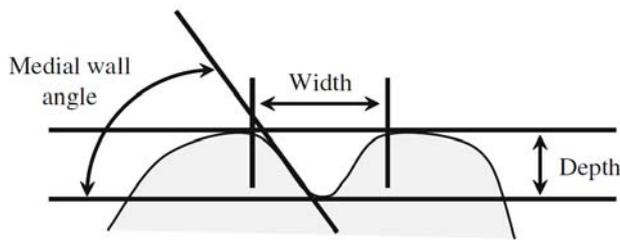


Fig. 149. Esquema del análisis de la corredera bicipital definido por Ward *et al.*, (2008): A. Angulación del labio interno; B. Angulación central; C. Profundidad de la corredera bicipital.

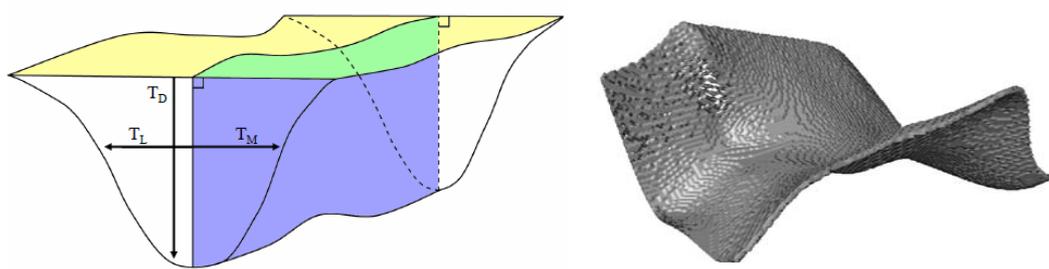


Fig. 150. Esquema de reconstrucción 3D de la corredera bicipital realizado por Ward *et al.*, (2008).

Para Ward *et al.*, (2008), el propósito de su estudio es el de mostrar las ventajas de la reconstrucción en 3D a partir de imágenes de resonancia magnética para el reconocimiento de alteraciones de la CB y su posible relación con la afecciones del TLBB. Finalmente, al igual que otros autores como Cone *et al.*, (1983), Ahovuo *et al.*, (1985), Ueberham y Le Floch-Prigent (1998), discutieron la posible presencia de irregularidades (lágrimas óseas) en la CB (fig. 151) que dificultaron el análisis de su labio interno. Además, exponen que estas irregularidades podrían provocar alteraciones biomecánicas entre la CB y el TLBB.

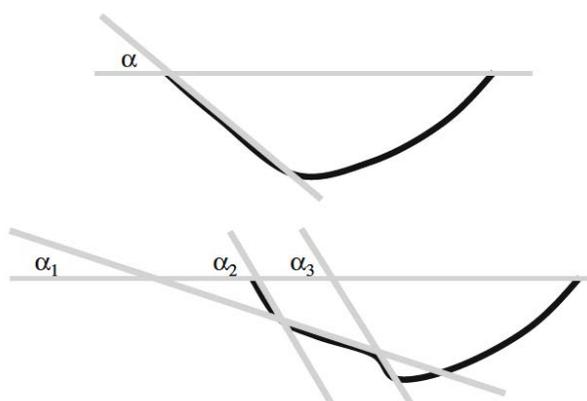


Fig. 151. En un corte transversal la pared medial (a la izquierda) de la correa bicipital tiene un ángulo α (esquema superior). El problema aparece cuando nos encontramos irregularidades en el suelo de la correa bicipital que dificultan el análisis de esta variable (esquema inferior) (Ward *et al*, 2008).

A continuación mostramos un esquema comparativo entre los resultados obtenidos en nuestro estudio y el de otros autores referenciados, respecto a las variables de la CB (figs. 152-154).

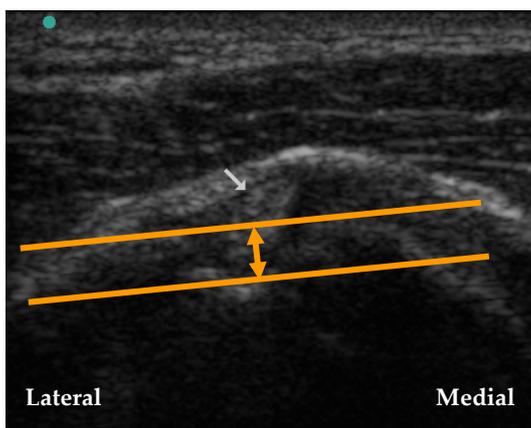


Fig. 152. Análisis de la profundidad de la correa bicipital.

Cone *et al.*, (1983): 4,6 mm
 Ahovuo *et al.*, (1985): 3,9 mm.
 Ptasnik y Hennessy (1995): 4,3 mm
 Ueberham y Le Floch-Prigent (1998): 2,44 mm.
 Guoliang *et al.*, (2000): 0,7 mm.
 Ward *et al.*, (2008) : 4,19 mm.
 En nuestro estudio, observamos:
 - En el miembro dominante, en los hombres 1,9 mm y en las mujeres 1,59 mm.
 - En el miembro no dominante, en los hombres 2,72 mm y en las mujeres 2,47 mm.

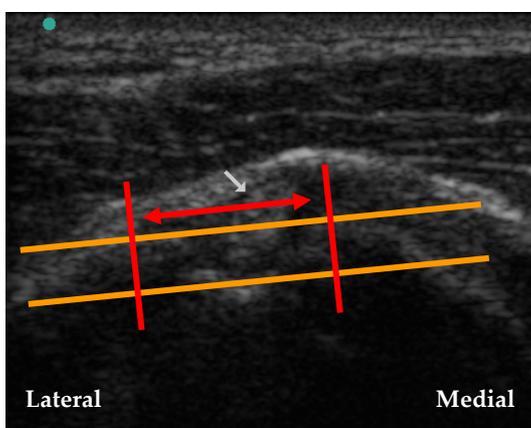


Fig. 153. Análisis de la anchura de la correa bicipital.

Cone *et al.*, (1983): 6,9 mm
 Ahovuo *et al.*, (1985): 15 mm.
 Ueberham y Le Floch-Prigent (1998): 6,33 mm.
 Guoliang *et al.*, (2000): 2,6 mm.
 Ward *et al.*, (2008) : 7,9 mm.
 En nuestro estudio, observamos:
 - En el miembro dominante, en los hombres 13,49 mm y en las mujeres 7,18 mm.
 - En el miembro no dominante, en los hombres 10,77 mm y en las mujeres 7,16 mm.

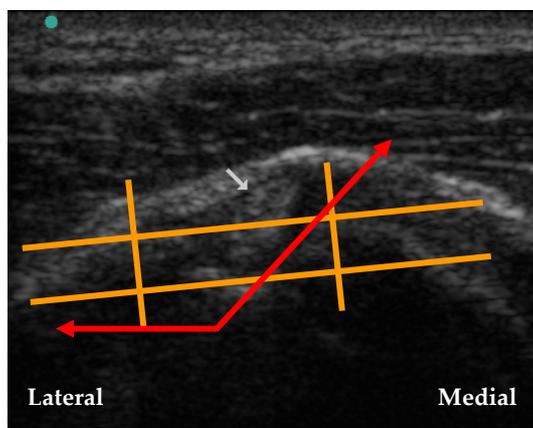


Fig. 154. Análisis de la angulación del labio interno de la corredera bicipital.

Cone *et al.*, (1983): 132°.

Ahovuo *et al.*, (1985): 137°.

Ptasnik y Hennessy (1995): 124°.

Ueberham y Le Floch-Prigent (1998): 142°.

Guoliang *et al.*, (2000): 119°.

Ward *et al.*, (2008) : 120°.

En nuestro estudio, observamos:

- En el miembro dominante, en los hombres 140,53° y en las mujeres 152,11°.

- En el miembro no dominante, en los hombres 131,86° y en las mujeres 145,80°.

Al comparar los resultados obtenidos en nuestro estudio con los de otros autores, observamos que respecto a la profundidad de la CB, los valores oscilan entre 0,7 mm de Guoliang *et al.*, (2000) y 4,6 mm de Cone *et al.*, (1983), encontrándose nuestros resultados entre 1,9 y 2,72 mm.

De igual modo, respecto a la anchura de la CB oscila entre 2,6 mm de Guoliang *et al.*, (2000) y 15 mm de Ahovuo *et al.*, (1985). Sin embargo, nuestros resultados oscilan entre 7,16 y 13,49 mm.

Por último, referente a la angulación del labio interno de la CB queda comprendida entre 119° de Guoliang *et al.*, (2000) y 152,11° obtenida en nuestro estudio.

Tras esta observación de resultados, destacamos la ligera diversidad de datos obtenidos entre los diferentes autores. Esta variabilidad, principalmente afecta a la profundidad y a la anchura y en menor proporción al ángulo de inclinación del labio interno. Esta situación puede estar fundamentada por el nivel de la CB al que se tomaron las variables, teniendo en cuenta que hablamos de 28,5 mm de longitud según Ueberham y Le Floch-Prigent (1998).

Por otro lado, respecto a la morfometría del TLBB, los resultados bibliográficos no han sido tan positivos. Así, Ptasnik y Hennessy (1995) observan tras realizar una revisión bibliográfica que el grosor del TLBB (medido a partir de un corte ecográfico longitudinal) oscila entre 3,3 y 4,7 mm. Por otro lado, Zanetti *et al.*, (1998) en un estudio realizado a 42 sujetos mediante resonancia magnética comprobaron que la normalidad del TLBB era de 2,2-2,5 mm de grosor y 5,1 mm de anchura. También demostraron que las dimensiones del TLBB luxado o

afectado por impingement era de 2,4-2,8 mm de grosor y 5,8 mm de anchura, no observando diferencias significativas con respecto a los valores de normalidad.

A continuación mostramos un esquema comparativo entre los resultados obtenidos en nuestro estudio y el de otros autores referenciados, respecto a las variables grosor y anchura del TLBB (figs. 155-156).

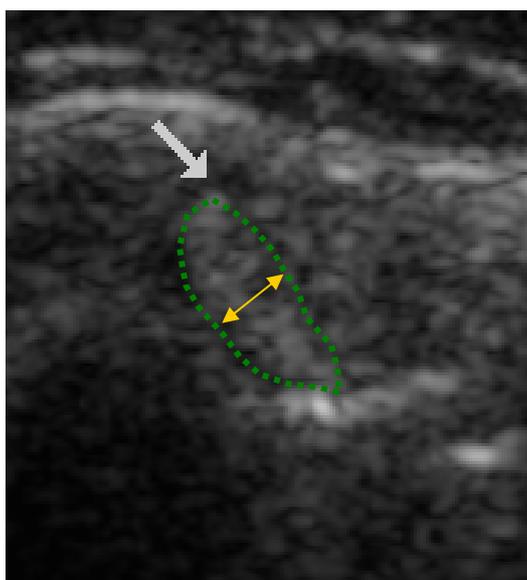


Fig. 155. Análisis del grosor del tendón largo del bíceps braquial.

Ptasnik y Hennessy (1995): 3,3-4,7 mm.

Zanetti *et al.*, (1998): 2,2-2,5 mm

En nuestro estudio, observamos:

- En el miembro dominante, en los hombres 3,62 mm y en las mujeres 3,63 mm.
- En el miembro no dominante, en los hombres 3,22 mm y en las mujeres 3,49 mm.

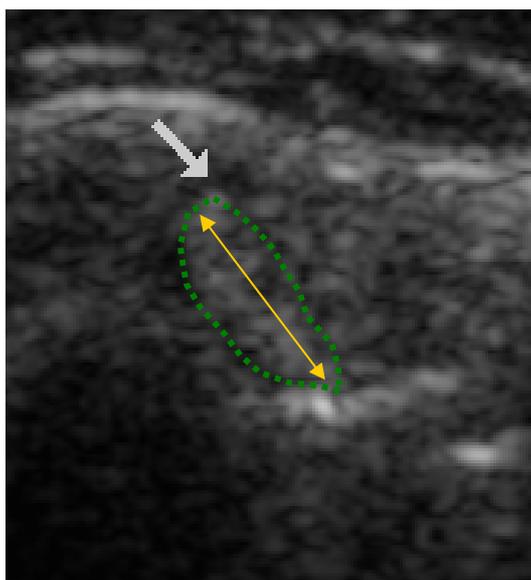


Fig. 156. Análisis de la anchura del tendón largo del bíceps braquial.

Zanetti *et al.*, (1998): 5,1 mm.

En nuestro estudio, observamos:

- En el miembro dominante, en los hombres 4,98 mm y en las mujeres 5,41 mm.
- En el miembro no dominante, en los hombres 4,71 mm y en las mujeres 5 mm.

Tras la comparativa de resultados obtenidos respecto a las variables de grosor y anchura del TLBB destacamos las semejanzas obtenidas pese a la ambigüedad de ambas variables ya comentadas anteriormente.

Han sido escasos los hallazgos bibliográficos que han definido valores de normalidad respecto al perímetro, área, circularidad y angulación del TLBB y al grosor del TSUB. La gran mayoría de ellos, ya referenciados anteriormente, han apostado por la CB para de manera indirecta evaluar el estado del TLBB y del manguito rotador.

También han sido escasas las referencias que tuvieran en cuenta la posible influencia del sexo y de la dominancia sobre las variables morfométricas de los tendones largo del bíceps braquial y subescapular y de la CB.

Así, coincidiendo con resultados que obtuvimos en investigaciones previas, observamos en los hombres una influencia del miembro dominante. De este modo, las actividades de la vida diaria conllevarían una gran activación del complejo miotendinoso del subescapular que provocaría una tracción interna de la cápsula articular glenohumeral. Este mayor requerimiento supondría un mayor desarrollo de las estructuras del complejo articular del hombro, entre ellas del TLBB (incremento significativo del perímetro, el área, el grosor y la anchura) y del tendón del subescapular (incremento significativo del grosor). Estando evidenciada la relación existente entre la cápsula articular glenohumeral y el TLBB, la tracción desencadenada por el TSUB provocaría un incremento de la inclinación de este tendón. Teniendo en cuenta estos resultados y recordando que el TLBB se proyecta por la CB, ésta última sufriría cambios morfométricos (significativamente, incremento de la anchura y de la angulación y disminución de la profundidad). Así, podríamos decir que el miembro dominante se encuentra predispuesto a sufrir inestabilidad del TLBB y del complejo articular del hombro y por lo tanto procesos degenerativos sintomáticos (Martínez *et al.*, 2006b,d; Martínez, 2008).

Algo muy similar se ha observado en las mujeres, donde la dominancia influye del siguiente modo. Desencadena un ligero desarrollo, menos evidente que en los hombres, del TLBB (significativamente, aumento del perímetro y de la anchura; no significativamente, aumento del área y del grosor) y del TSUB (significativamente, aumento del grosor). Al igual que en los hombres la tracción del TSUB sobre la cápsula articular arrastra al TLBB aumentando

significativamente su ángulo. Respecto a la CB, sufre las mismas adaptaciones morfológicas puesto que en el miembro dominante, significativamente, incrementa su anchura y la angulación de su labio interno y disminuye su profundidad.

De este modo, podríamos decir que, tanto en los hombres como en las mujeres, el miembro dominante se encuentra predispuesto a sufrir inestabilidad del TLBB y del complejo articular del hombro y por lo tanto procesos degenerativos a/sintomáticos.

De manera similar a los resultados obtenidos por Cone *et al.*, (1984), en el miembro dominante de los hombres, se observó, aunque no de manera significativa, que a mayor ángulo de inclinación del labio interno de la CB mayor es su anchura y menor su profundidad. Algo más interesante se observó en el miembro no dominante donde se apreciaron correlaciones que nos permiten afirmar que a mayor grosor del TSUB mayor es la inclinación del TLBB y del labio interno y anchura de la CB.

De forma similar a lo ocurrido en los hombres, en el miembro dominante de las mujeres, de forma no significativa se observó que a mayor ángulo de inclinación del labio interno de la CB mayor es su anchura. Por otro lado, en el miembro no dominante, también no significativamente, se observó que a mayor ángulo de inclinación del labio interno de la CB su profundidad disminuía y que a mayor grosor del TSUB el grosor del TLBB también disminuía.

Tras el estudio de correlaciones lineales hemos podido observar una relación de comportamiento, en mayor o menor medida en función del sexo y de la dominancia, entre las variables más importantes de nuestro estudio como son el grosor del TSUB, la inclinación del TLBB y la inclinación del labio interno, la anchura y la profundidad de la CB. De este modo, podemos afirmar el papel tan relevante que ocupa la morfometría de estas estructuras en la estabilidad y comportamiento del complejo articular del hombro. Esto supone que tras la obtención de unos valores medios de normalidad agrupados según edad, sexo, dominancia y grado de actividad física desempeñada, podamos emplear la ecografía como técnica de prevención frente al inicio de procesos de inestabilidad del complejo articular del hombro.

En nuestro estudio, llevamos a cabo una prueba comparativa según el género en el que, tanto en el miembro dominante como en el no dominante, observamos resultados muy similares. Significativamente, el TSUB muestra un mayor grosor y por lo tanto podemos concluir que un mayor desarrollo en los hombres. Esta influencia desencadena por la relación tendón del subescapular - cápsula articular, significativamente en los hombres, una mayor angulación del TLBB. Algo similar a lo ocurrido con el TSUB es lo que observamos en el TLBB de los hombres que, significativamente muestra un mayor perímetro y área. Sin embargo la anchura y la circularidad del TLBB es significativamente mayor en las mujeres, siendo un tendón más redondeado que el de los hombres (más ovalados) por la menor tracción del TSUB. Por último, tal y como se esperaba, la mayor influencia del TSUB en los hombres supone, significativamente, que la CB sea menos profunda, más ancha y con un ángulo de su labio interno más abierto.

6.1. Influencia del miembro dominante.

En los hombres, el miembro dominante presenta:

- Una corredera bicipital más ancha, menos profunda y con mayor ángulo de inclinación de su labio interno.
- Un tendón largo del bíceps braquial de mayor perímetro, área, grosor, anchura y ángulo de inclinación.
- Un tendón del subescapular de mayor grosor.

En los hombres, la circularidad del tendón largo del bíceps braquial no muestra diferencias significativas según lateralidad.

En las mujeres, el miembro dominante presenta:

- Una corredera bicipital más ancha, menos profunda y con mayor ángulo de inclinación de su labio interno.
- Un tendón largo del bíceps braquial de mayor perímetro, anchura y ángulo de inclinación.
- Un tendón largo del bíceps braquial de menor circularidad.
- Un tendón del subescapular de mayor grosor.

En las mujeres, el área y el grosor del tendón largo del bíceps braquial no muestran diferencias significativas según lateralidad.

Esto nos demuestra que, tanto en los hombres como en las mujeres, en el miembro dominante la corredera bicipital es más inestable debido a la relación topográfica que mantiene con el largo del bíceps braquial muy desarrollado y ampliamente inclinado a consecuencia de la gran tracción ejercida por el tendón del subescapular. Esto supone que el TLBB tiende a su degeneración por aplanamiento de la corredera bicipital y además por insuficiencia de la porción superior-externa del manguito, desequilibrado por una mayor acción del subescapular.

6.2. Influencia del género.

Tanto en el miembro dominante como en el no dominante, los hombres muestran respecto a las mujeres:

- Una corredera bicipital más ancha, más profunda y con menor ángulo de inclinación de su labio interno.
- Un tendón largo del bíceps braquial de mayor perímetro, área y ángulo de inclinación.
- Un tendón largo del bíceps braquial de menor anchura y circularidad.
- Un tendón del subescapular de mayor grosor.

Respecto al grosor del tendón largo del bíceps braquial, en el miembro dominante no se observaron diferencias significativas según el género, mientras que en el no dominante era mayor en las mujeres.

6.3. Correlaciones morfométricas entre el tendón del subescapular, la corredera bicipital y el tendón largo del bíceps braquial.

Tanto en hombres como en mujeres el grosor del tendón del subescapular no se correlaciona con la morfometría del tendón largo del bíceps braquial y la corredera bicipital.

Esto supone que si trabajamos los resultados a través de medias globales existe una relación morfométrica entre los tendones largo del bíceps braquial y subescapular y la corredera bicipital pero no se acompaña de una correlación lineal.

6.4. Análisis cuantitativo de la morfometría de la corredera bicipital y de los tendones largo del bíceps braquial y subescapular como método de prevención.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio junto con los discutidos por otros autores nos llevan a la conclusión final de que la ecografía además de tratarse de una gran técnica diagnóstica es una excelente herramienta descriptiva de la anatomía funcional y también preventiva que permite obtener, de forma inocua y con bajo coste, datos morfométricos de estructuras anatómicas teniendo en cuenta la edad, sexo, dominancia, grado actividad física y posible presencia de patología. El conocimiento detallado de estas estructuras anatómicas permite relacionar una acción preventiva en el caso de lesiones en fase subclínica.

1. Ahouvu J. Radiographic anatomy of the intertubercular groove of the humerus. *Eur J Radiol.* 1985; 5(2): 83-86.
2. Ahouvu J, Paavolainen P, Slati P. Radiographic diagnosis of biceps tendinitis. *Acta Orthop Scand.* 1985; 56(1): 75-78.
3. Ahouvu J, Paavolainen P. Ultrasonography and arthrography in the diagnosis of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am.* 1994; 76: 335-340.
4. Alfredson H, Lorentzon R. Chronic tendon pain: no signs chemical inflammation but high concentrations of the neurotransmitter glutamate. Implications for treatment?. *Curr-Drg-targets.* 2002; 3(1): 43-54.
5. Alfredson H. Chronic tendon pain-implications for treatment: an update. *Curr Drug Targets.* 2004; 5(5): 407-410.
6. Alva M, Bouffard JA. Ecografía musculoesquelética. *Revista Peruana de Reumatología.* 2001; 7(2).
7. Amorós FJ, Fuster C, Lemos J, Rodríguez JJ. Líneas guía en ecografía abdominal. *Medicina General.* 2002; 44: 328-332.
8. Astrom M, Rausing A. Chronic achilles tendinopathy. A survey of surgical and histopathologic finding. *Clin Orthop.* 1995; (316): 151-164.
9. Bader W, Bohmer S, van LP, Hackmann J, Westhof G, Hatzmann W. Does texture analysis improve breast ultrasound precision? *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2000; 15: 311-316.
10. Balias R. Patología muscular en el deporte. Diagnóstico, tratamiento y recuperación funcional. Barcelona: Masson; 2005.
11. Balias R, Rius M, Combalia A. Ecografía muscular de la extremidad inferior. Barcelona: Masson; 2005.
12. Beall DP, Williamson EE, Adkins MC, Emery RL, Jones TP, Rowland CM. Association of biceps tendon tears with rotator cuff abnormalities: degree of correlation with tears of the anterior and superior portions of the rotator cuff. *Am J Roentgenol.* 2003; 180(3): 633-639.
13. Bennett WF. Subscapularis, medial, and lateral head coracohumeral ligament insertion anatomy. Arthroscopic appearance and incidence of "hidden" rotator interval lesions. *Arthroscopy.* 2001; 17(2): 173-180.

14. Boon JM, de Beer MA, Botha D, Maritz NG, Fouche AA. The anatomy of the subscapularis tendon insertion as applied to rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004; 13(2): 165-169.
15. Brasseur JL, Tardieu M. *Ecografía del sistema locomotor.* Barcelona: Masson; 1999.
16. Brethour JR. Estimating marbling score in live cattle from ultrasound images using pattern recognition and neural network procedures. *J Anim Sci.* 1994; 72: 1425-1432.
17. Cankur N, Coskun I, Ediz B. El kullaniminin ayirma fonksiyonu ile saptanmasi. *Uludag Üniversitesi Tip Fakültesi Dergisi.* 2002; 28(1): 5-7.
18. Cao GT, Shi PF, Hu B. Liver fibrosis identification based on ultrasound images captured under varied imaging protocols. *J Zhejiang Univ Sci B.* 2005a; 6: 1107-1114.
19. Cao GT, Shi P, Hu B. Liver fibrosis identification based on ultrasound images. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005b; 6: 6317-6320.
20. Cassadó DJ. Estudio ecográfico uretrovesical introital comparativo entre mujeres con incontinencia urinaria de esfuerzo por hipermovilidad uretral y mujeres continentales. Valoración de variables ecográficas discriminatorias [tesis doctoral]. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona; 2001.
21. Cassagnaud X, Maynou C, Petroff E, Dujerdin C, Mesgtdagh H. A study of reproductibility of an original method of CT measurement of the lateralization of the intertubercular groove and humeral retroversion. *Surg Radiol Anat.* 2003; 25(2): 145-151.
22. Chen YJ, Liang SC. Diagnostic efficacy of ultrasonography in stage I posterior tibial tendon dysfunction: sonographic-surgical correlation. *J Ultrasound Med.* 1997; 16: 417-423.
23. Chilowsky CM, Langévin MP. Procédés et appareil pour production de signaux sous-marins dirigés et pour la localisation à distances d'obstacles sous-marins ; 1916.
24. Chivers RC, Parry RJ. Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues. *J Acoust Soc Am.* 1978; 63: 940-953.

25. 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: 902-912.
26. Cittadini G. Ultrasound and the bone: A difficult relationship. *Radiol Med Torino*. 1995; 89: 12-17.
27. Conde M, Enriquez E, Jiménez-Peña D, Ruiz J, Hazañas S. Afecciones inflamatorias de los tendones y de sus vainas sinoviales. 1999. Disponible en: URL:<http://www.medynet.com/usuarios/jraguilar/Manual%20de%20urgencias%20y%20Emergencias/afectend.pdf>.
28. Cone R, Danzig L, Resnick D, Goldman AB. The bicipital groove: radiographic, anatomic and pathologic study. *AJR*. 1983; 141: 781-788.
29. Connell D, Burke F, Coombes P, McNealy S, Freeman D, Pryde D, Hoy G. Sonographic Examination of Lateral Epicondylitis. *AJR*. 2001; 176: 777-782.
30. Cook JL, Kahn KM, Kiss ZS, Purdam CR, Griffiths L. Prospective imaging study of asymptomatic patellar tendinopathy in elite junior basketball players. *J Ultrasound Med*. 2000; 19(7): 473-479.
31. Costa M, Rasumoff A, Rolon A, Batista J, Maestu R, Coppolecchia R. Lesiones musculares en deportistas: clínica, ecografía y resonancia magnética. *Rev Asoc Arg Ortop y Traumatol*. 2002; 67(4): 253-259.
32. De Groot A, Martínez LM, Palomino MA, Martínez JJ. Correlación morfo-ecogénica del tendón rotuliano y densidad mineral de la rótula en sujetos de 20-29 años. *Rev Fisioter*. 2007; 6(Supl): 21-56.
33. De Maeseneer M. Medial and lateral capsular and supporting structures of the knee: MR imaging and sonography with anatomic correlation. *JBR-BTR*. 2001; 84(4): 171-172.
34. De Maeseneer M, Vanderdood K, Marcelis S, Shabana W, Osteaux M. Sonography of the Medial and Lateral Tendons and Ligaments of the Knee: The Use of Bony Landmarks as an Easy Method for Identification. *AJR*. 2002; 178: 1437-1444.
35. del Baño ME, Martínez JJ, Ríos J, Palomino MA. Aplicación en fisioterapia de la aplicación cuantitativa de las características morfo-ecogénicas del tendón de Aquiles. *Rev Fisioter*. 2008; 30(2): 61-68.

36. Desmuelles F, Minville L, Riederer B, Cote CH, Fremont P. Acromio-humeral distance variation measured by ultrasonography and its association with the outcome of rehabilitation for shoulder impingement syndrome. *Clin J Sport Med.* 2004; 14(4): 197-205.
37. Dickenson AH, Chapman V, Green GM. The pharmacology of excitatory and inhibitory amino acid-mediated events in the transmission and modulation of pain in the espinal cord. *Gen Pharmacol.* 1997; 28(5): 633-638.
38. Donald I, MacVicar J, Brown TG. Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound. *Lancet.* 1958; 1: 1188-1195.
39. Dulia T, Solangue B. Historia del ultrasonido: el caso chileno. *Revista Chilena de Radiología.* 2004; 89-92.
40. Eakin CL, Faber KJ, Hawkins RJ, Hovis WD. Biceps tendon disorders in athletes. *J Am Acad Orthop Surg.* 1999; 7(5):300-310.
41. Ellis C, Teh JL, Scott PM. Ultrasound of tendons. *Imaging.* 2002; 14: 223-228.
42. Falk B, Bronshtein Z, Zigel L, Constantini NW, Eliakim A. Quantitative ultrasound of the tibia and radius in prepuberal and early-puberal female atheles. *Arch Pediatr Adolesc Med.* 2003; 157: 139-143.
43. Farid, H. Fundamentals of image processing. Dartmouth Computer Science [On-line] [citado 11 May 2007]. Disponible: <http://www.cs.dartmouth.edu/farid/tutorials/fip.pdf>
44. Farin PU. Sonography of the bíceps tendón of the shoulder: normal and pathologic findings. *J Clin Ultrasound.* 1996; 24(6): 309-316.
45. Farin PU, Jaroma H. The bicipital groove of the humerus: sonographic and radiographic correlation. *Skeletal Radiol.* 1996; 25(3): 215-219.
46. Fawcett DW. Tratado de histología. 12ª ed. Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 1997.
47. Femino JE, Jacobson JA, Craig CL, Kuhns LR. Dynamic Ultrasound of the Foot and Ankle: Adult and Pediatric Applications. *Techniques in foot and ankle surgery.* 2007; 6(1): 50-61.
48. Fernández JM, Juárez CS, Rodríguez M. Luxación de los tendones peroneos. Resultados a largo plazo con la técnica Ellis Jones. *Rev Mex Ortop Traum.* 2001; 15(3): 140-145.

49. Fornage BD. Achilles tendon: US examination. *Radiology*. 1986; 159(3): 759-764.
50. Fornage BD. The hypoechoic normal tendon. A pitfall. *Journal of ultrasound in Medicine*. 1987; 6(1): 19-22.
51. Fronage BD. Peripheral nerves of extremities. *Imaging with ultrasound*. *Radiology*. 1988; 167: 179-182.
52. Fredberg U, Bolving L. Significance of ultrasonographically detected asymptomatic tendinosis in the patellar and Achilles tendons of elite soccer players: a longitudinal study. *Am J Sports Med*. 2002; 30(4): 488-491.
53. Gagey N, Gagey O, Bastian G, Nassau JP. The fibrous frame of the supraspinatus muscle. Correlations between anatomy and MRI findings. *Surg Radiol Anat*. 1990; 12(4): 291-292.
54. Gallego-Juárez JA. La acústica en las ciencias de la vida. *Revista de Acústica*. 2007; 39(1-2): 5-15.
55. Gandolfo N, Bianchi S, Martinoli C, Derchi LE. Long biceps brachii instability. Role of ultrasonography. *Radiol Med*. 1998; 96(1-2): 18-22.
56. García-Fernández MA. Bases físicas del efecto Doppler. En: García-Fernández MA Editor. *Doppler cardiaco*. Madrid: Interamericana-McGraw-Hill; 1988.
57. Glasbey CA, Horgan GW. *Image analysis for the biological sciences*. Chichester: John Wiley & Sons, Inc; 1995.
58. Goddard PJ. *Principios Generales. Ecografía Veterinaria*. Ediciones Acribia; 2000.
59. González RC, Woods RE, & Eddins SL. *Digital image processing using Matlab*. New Jersey: Pearson Prentice-Hall; 2004.
60. Guoliang C, Yingji P, Zhengong F. The role of the biometry and morphology of the intertubercular sulcus of the humerus in lesions of the tendon of the long head of the biceps brachii muscle. *Anatomy Research*. 2000; 22(1): 8-9.
61. Gutiérrez M, Filippucci E, Grassi W. La Ultrasonografía de la Mano y de la Muñeca. *Revista Chilena de Reumatología*. 2008; 24(2): 64-70.
62. Hall-Beyer, M. The GLCM texture tutorial. The GLCM tutorial Home Page [On-line] [citado 11 May 2007] Disponible: <http://www.fp.ucalgary.ca/mhallbey/tutorial.htm>

63. Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein I. Textural features for image classification. *IEEE Trans Syst Man Cybern, SMC-3*. 1973: 610-621.
64. 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; 79: 11-18.
65. He DC, Wang L, Guibert J. Texture discrimination based on an optimal utilization of texture features. *Pattern Recognition*. 1988; 21: 141-146.
66. Heers G, O'Driscoll SW, Halder AM, Zhao C, Mura N, Berglund LJ, *et al*. Gliding properties of the long head of the biceps brachii. *J Orthop Res*. 2003; 21(1): 162-166.
67. Hertel R, Knothe U, Ballmer FT. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg*. 2002; 11(4): 331-338.
68. Hess GP, Cappiello WL, Poole RM, Hunter SC. Prevention and treatment of overuse tendon injuries. *Sports Med*. 1989; 8(6): 371-384.
69. Ho CP. MR imaging of rotator interval, long biceps, and associated injuries in the overhead-throwing athlete. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 1999; 7(1): 23-37.
70. Holmes J. *Diagnostic Ultrasound: Historical Perspective*. Diagnostic Ultrasound. Mosby; 1974.
71. Hrazdira L, Skotáková J. 3D ultrasonography for examination of the musculoskeletal system. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2006; 73(6): 414-420.
72. Inge E, Kjell L. Historical Review - The history of Echocardiography. *Ultrasound in Med & Biol*. 2004; 30(12): 1565-1644.
73. Jähne B. *Digital image processing*. Berlin: Springer; 2002.
74. Jiménez JF. *Diagnóstico clínico y ecográfico de las lesiones del deporte*. Monografías de Traumatología del Deporte. Universidad Católica San Antonio de Murcia; 2003.
75. Jiménez JF. *Ecografía del aparato locomotor*. Madrid: Marbán; 2007.
76. Jiménez JF, Álvarez G, Balias R, Villa JG. Avances técnicos aplicados a la ecografía músculo-esquelética de la lesión deportiva. *Apunts Medicina de l'Esport*. 2007; 42(154): 66-75.

77. Jiménez JF, Alvarez G, Balias R, Berral FJ, Padilla EL, Villa JG. New technologies applied to ultrasound diagnosis of sports injuries. *Adv Ther.* 2008; 25(12): 1315-1330.
78. Jozsa L, Kannus P. Human tendons: anatomy, physiology and pathology. *Human Kinetics*; 1997.
79. Kainberger FM, Engel A, Barton P, Huebsch P, Neuhold A, Salomonowitz E. Injury of the Achilles tendon: diagnosis with sonography. *AJR Am J Roentgenol.* 1990; 155(5): 1031-1036.
80. Kapandji IA. Cuadernos de fisiología articular. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2001.
81. Katsumasa S. Sonographic examination of the shoulder. *Journal of Joint Surgery.* 2005; 24(3): 364-373.
82. Kenneth E, Francis F, Joie J. Ultrasound in Medicine - A review. *Transactions on Sonics and Ultrasonics.* 1974; 21(3): 144-170.
83. Khan KM, Bonar F, Desmond PM, Cook JL, Young DA, Visentini PJ, et al. Patellar tendinosis: finding at hispathologic examination, US and IRM imaging. *Radiology.* 1996. 200(3): 821-827.
84. Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P, Astrom M. Histopathology of common overuse tendon conditions: update and implications for clinical management. *Sport Med.* 1999; 27: 393-408.
85. Kolts I. A note on the anatomy of the supraspinatus muscle. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1992; 111(5): 247-249.
86. Kopuz C, Icten N, Yildirim M. A rare accessory coracobrachialis muscle: a review of the literature. *Surg Radiol Anat* 2003; 24(6): 406-410.
87. Kossoff G, Garrett WJ, Radovanovich G. Gray scale echography in Obstetrics and Gynaecology. *Commonwealth Acoustic Laboratories*; 1973.
88. Kossoff G, Garrett WJ, Radovanovich G. Gray scale echography in Obstetrics and Gynaecology. *Australas Radiol.* 1974; 18: 62-111.
89. Kossoff G, Carpenter D, Robinson D, Garrett WJ. A new multi-transducer water coupling echoscope. *Pro 2nd Eurp Congr on Ultrasonics in Medicine.* Kazner E, Muller HR, Vliieger M., editores. Munich; 1975.
90. Krebs CA, Giyanani VL, Eisenberg RL. Doppler color. Madrid: Marbán; 2004.

91. Kremkau FW, Taylor KJ. Artifacts in ultrasound imaging. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 1986; 5(4): 227-237.
92. Krembau FW. Principles and instrumentation. En: Merritt CRB Editor. *Doppler color imaging*. New York: Churchill Livingstone; 1992.
93. Larson SG, Stern JT. Role of supraspinatus in the quadrupedal locomotion of vervets (*Cercopithecus aethiops*): implications for interpretation of humeral morphology. *Am J Phys Anthropol*. 1989; 79(3): 369-377.
94. Lemos J, Amorós KJ, Cerezo E, de la Fuente J, Martínez M. Aplicaciones de la ecografía en el diagnóstico de la patología del aparato locomotor. *Medicina General*. 2001; 57-72.
95. Levinsohn EM, Santelli ED. Bicipital groove dysplasia and medial dislocation of the biceps brachii tendon. *Skeletal Radiol*. 1990; 20(6): 419-423.
96. Maffulli N, Khan KM, Puddu G. Overuse tendon conditions: time to change a confusing terminology. *Arthroscopy*. 1998; 14(8): 840-843.
97. Marcela J, Guillermo F, Mantilla JC. Diagnóstico por imagen del túnel del carpo. *Med Unab*. 2006; 9(2): 138-144.
98. Marco SF. Utilidad de la ecografía en modo B y de la ecografía Doppler-duplex color en la biopsia de las lesiones óseas y del tubo digestivo [tesis doctoral]. Tarragona: Universitat de Rovira i virgili; 2003.
99. Martínez JJ, Ríos J, Martínez F, Martínez-Almagro A. Procesos degenerativos asintomáticos del tendón largo del bíceps braquial. Análisis ecogénico como medida de prevención. En: Facultad CC Actividad Física y Deporte UEM, editores. *Actividad Física y Deporte en la Sociedad del Siglo XXI*. Madrid: Gymnos Editorial; 2005a; p. 1039-1047.
100. Martínez JJ, Ríos J, Martínez LM, Palomino MA, Martínez-Almagro A. Análisis morfométrico-ecogénico del tendón largo del bíceps braquial y su relación con la corredera bicipital y el tendón del subescapular. *Revista Española de Antropología Física*. 2005b; (25): 63.
101. Martínez JJ, Ríos J, Martínez F, Martínez-Almagro A. Dependencia del tendón largo del bíceps braquial y su relación con la corredera bicipital. Estudio morfológico y morfométrico mediante ecografía. Libro de actas: 42 Congreso Nacional de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT). 2005c; 49(2).

102. Martínez JJ, Ríos J, Palomino MA, Santiago M. Procesos degenerativos asintomáticos del tendón largo del bíceps braquial. *Rev fisioter.* 2005d; 4(2): 16-30.
103. Martínez JJ, Ríos J, Martínez LM, Palomino MA, Martínez-Almagro A. Morfología y morfometría de la corredera bicipital mediante ecografía. *Archivo Español de Morfología.* Murcia: Morphos Ediciones. 2005e; 10: 89-100.
104. Martínez JJ, Ríos J, Palomino MA, Martínez LM, Calvo MC, Tenas MJ, *et al.* Los píxeles tienen la respuesta: Análisis Cuantitativo de la Ecogenicidad del Sistema Músculo-Esquelético. Un nuevo sistema de prevención. En: Guillén P, Esparza F, Martínez JL, editores. *Prevención de lesiones deportivas. XVI Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte;* 2006a.
105. Martínez JJ, Ríos J, Palomino MA, Martínez LM, Calvo MC, Tenas MJ, *et al.* Control morfométrico-ecográfico del tendón largo del bíceps braquial y de sus dependencias como sistema de prevención. En: Guillén P, Esparza F, Martínez JL, editores. *Prevención de lesiones deportivas. XVI Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte;* 2006b.
106. Martínez JJ, Ríos J, Martínez F, Martínez-Almagro A. Dependency of the long head of the brachial biceps and its relation to the bicipital groove. Morphological and morphometric ultrasonography study. *J Bone Joint Surg Br.* 2006c; 88-B: 327-c.
107. Martínez JJ, Ríos J, Martínez LM, Palomino MA, Martínez-Almagro A. Análisis morfométrico-ecogénico del tendón largo del bíceps braquial y su relación con la corredera bicipital y el tendón del subescapular. En: Martínez-Almagro A, editores. *Diversidad Biológica y Salud Humana.* Murcia: Quaderna Editorial; 2006d. p. 551-559.
108. Martínez JJ, Palomino MA, Ríos J, del Baño ME. Influencia morfo-ecogénica del tendón de Aquiles sobre la densidad mineral ósea del calcáneo. *Reemo.* 2006e; 15(6): 125.
109. Martínez JJ, Palomino MA, Ríos J, del Baño ME. Influencia morfológica del tendón de Aquiles sobre la densidad mineral del calcáneo. Roca C, Rodes F, editores. *Jornadas de Antropología Física y Forense.* 2006f; p. 195-202.
110. Martínez JJ. Anatomía ecográfica del hombro. Herramienta de prevención, diagnóstico, investigación y validación de técnicas terapéuticas. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2008.

111. Martínez-Almagro A. *Perspectivas actuales de la imagen biomédica: una aproximación histórica*. Murcia: Real Academia de Medicina y Cirugía; 2003.
112. Math Works Incorporated. Properties of a gray-level co-occurrence matrix. The Math Work Inc. [Web Site] [On-line]. Disponible: <http://matlab.izmiran.ru/help/toolbox/images/graycoprops.html>; 2005a.
113. Math Works Incorporated. Using a gray-level co-occurrence matrix (GLCM). The Math Work Inc. [Web Site] [On-line]. Disponible: <http://matlab.izmiran.ru/help/toolbox/images/enhanc15.html>; 2005b.
114. Maxwell NJ, Ryan MB, Taunton JE, Gillies JH, Wong AD. Sonographically Guided Intratendinous Injection of Hyperosmolar Dextrose to Treat Chronic Tendinosis of the Achilles Tendon: A Pilot Study. *AJR*. 2007; 189: W215-W220.
115. McKeighen RE. Basic transducer physics and design. *Semin Ultrasound*. 1983; 4: 50-55.
116. Merritt CRB. Doppler US: The basics. *Radiographics*. 1991; 11: 109-119.
117. Merritt CRB. Physics of ultrasound. En: Rumack CM, Wilson SR, Charboneu JW Editores. *Diagnostic ultrasound*. St. Louis: Mosby-Year book; 1998.
118. Michael GF, Karahaliou AF, Skiadopoulos SF, Kalogeropoulou CF, Terzis GF, Boniatos IF, *et al*. Texture analysis of perimenopausal and post-menopausal endometrial tissue in grayscale transvaginal ultrasonography. *Br J Radiol*. 2007; 80: 609-616.
119. Miralles RC. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Barcelona: Masson; 1998.
120. Montrucchio E, Iovane A, Midiri M, Finazzo M, La Tona G, Lagalla R. Normal anatomy and pathologic features of the suprapinatus muscle: comparison between ultrasonography and surgery. Analysis of the potential sources of diagnostic errors. *Radiol Med (Torino)*. 1997; 93(4): 342-347.
121. Mougiakakou SG, Golemati S, Gousias I, Nicolaidis AN, Nikita KS. Computer-aided diagnosis of carotid atherosclerosis based on ultrasound image statistics, laws' texture and neural networks. *Ultrasound Med Biol*. 2007; 33: 26-36.

122. Movin T, Gad A, Reinholt FP, Rolf C. Tendon pathology in long standing achillobodynia. biopsy finding in 40 patients. *Acta Orthop Scand.* 1997; 68(2): 170-175.
123. Nakagawa Y. Functional anatomy of the long head of biceps brachii. A comparative study between normal and torn rotator cuff shoulders in cadaver specimens. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* 1989; 63(1): 75-90.
124. Nakajima T, Hughes RE, An KN. Effects of glenohumeral rotations and translations on suprapinatus tendon morphology. *Clin Biomech* 2004; 19(6): 579-585.
125. Naredo E, Usón J, Cabero F, Cruz A, Crespo M. Un año de experiencia con ecografía en la práctica reumatológica. *Rev Esp Reumatol.* 2001; 28: 62-70.
126. Nerín MA, Montaña JA, Martínez JJ. Effectiveness of Montano's manual therapy in impingement syndrome. In: Roi GS, Nanni G, editors. *The accelerated rehabilitation of the injured athlete.* Bologna: Education and Research Department Isokinetic; 2005. p. 101.
127. Nielsen PK, Jensen BR, Darvann T, Jorgensen K, Bakke M. Quantitative ultrasound tissue characterization in shoulder and thigh muscles--a new approach. *BMC Musculoskelet.Disord.* 2006; 7: 2.
128. Nishiura T, Watanabe H, Ito M, Matsuoka Y, Yano K, Daikoku M, *et al.* Ultrasound evaluation of the fibrosis stage in chronic liver disease by the simultaneous use of low and high frequency probes. *Br J Radiol.* 2005; 78: 189-197.
129. O'Brien M. Structure and metabolism of tendons. *Scand J Med Sci Sports.* 1997; 7(2): 55-61.
130. Öhberg L. The chronic painful Achilles tendon. Sonographic finding and new methods for treatment. *UMEA;* 2003.
131. Palomino MA, Ríos J, Martínez JJ, del Baño ME. Relación por sexo y lateralidad entre la densidad mineral ósea (DMO) del cuello femoral, rótula y calcáneo. *Reumo.* 2006b; 15(6): 127.
132. Pannier BM, Avolio AP, Hoeks A, Mancina G, Takazawa K. Methods and Devices for Measuring Arterial Compliance in Humans. *AJH.* 2002; 15: 743-753.

133. Pearlstine LG. Discrimination of an invasive plant, *Schinus terebinthifolius*, from aerial digital imagery. Dissertation for the Degree of Doctor of Philosophy Graduate School of the University of Florida. Florida; 2000.
134. Pfahler M, Branner S, Refior HJ. The role of the bicipital groove in tendopathy of the long biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999; 8(5): 419-424.
135. Pita S, Pértegas S. La fiabilidad de las mediciones clínicas: el análisis de concordancia para variables numéricas. 2004 Ene; [aprox. 10 p.]. Disponible en: <http://www.fisterra.com>
136. Pratt WK. Digital image processing. New Jersey: John Wiley & Son, Inc; 2007.
137. Premkumar A, Perry MB, Dwyer AJ, GerberLH, Johnson D, Venzon D, Shawker TH. Sonography and MR Imaging of Posterior Tibial Tendinopathy. *AJR.* 2002; 178: 223-232.
138. Ptasnik R, Hennessy O. Abnormalities of the Biceps Tendon of the Shoulder: Sonographic Findings. *AJR.* 1995; 164: 409-414.
139. Radostits OM, Gay CC, Kenneth B, Hinchcliff. *Medicina Veterinaria.* Madrid: McGrawHill; 2002.
140. Refior HJ, Sowa D. Long tendon of the biceps brachii: sites of predilection for degenerative lesions. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995; 4(6): 436-440.
141. Ríos-Díaz J, Martínez JJ, Palomino, MA, del Baño ME. Dimensión fractal, lacunaridad y entropía de la estructura del hueso trabecular en la porción proximal del fémur. *REEMO.* 2007a; 16(39): 95-110.
142. Ríos-Díaz J, Martínez JJ, Palomino MA, del Baño ME. Análisis morfológico-estructural del hueso trabecular de la porción proximal del fémur mediante las variables de dimensión fractal, lacunaridad y textura. En: Libro de Actas del XV Congreso Internacional de la Sociedad Española de Antropología Física. Genes, ambiente y enfermedades en poblaciones humanas (pp. 55). Zaragoza: Prensas Universitarias de Zaragoza; 2007b.
143. Ríos-Díaz J, Martínez, JJ, del Baño ME. Aplicación de las matrices de co-ocurrencia de nivel de grises en la extracción de información textural del tendón sobre imagen ecográfica. *Rev Fisioter.* 2008; 7 (supl): 29-61.

144. Ríos-Díaz J, Martínez JJ, del Baño ME. El análisis textural mediante las matrices de coocurrencia (GLCM) sobre imagen ecográfica del tendón rotuliano se muestra útil para detectar cambios histológicos tras un entrenamiento con plataforma de vibración. *Revista de Cultura Ciencia y Deporte*. 2009. [en prensa].
145. Roh MS, Wang VM, April EW, Pollock RG, Bigliani LU, Flatow EL. Anterior and posterior musculotendinous anatomy of the supraspinatus. *J Shoulder Elbow Surg*. 2000; 9(5): 436-440.
146. Rouvière H, Delmas A. Anatomía Humana. Descriptiva, topográfica y funcional. Barcelona: Masson; 2008.
147. Rubin JM, Bude RO, Carson PL. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color doppler US. *Radiology*. 1994; 190: 853-856.
148. Rumack CM, Wilson SR, Charboneau JW. Diagnóstico por ecografía. Madrid: Elsevier Mosby; 2006.
149. Sakurai G, Ozaki J, Tomita Y, Nakagawa Y, Kondo T, Tamai S. Morphologic changes in long head of biceps brachii in rotator cuff dysfunction. *J Orthop Sci*. 1998; 3(3): 137-142.
150. Sánchez CA. Sistema de recuperación de imagen ecográfica basado en computadora compatible, a partir de un arreglo de cristales piezoeléctricos y una tarjeta interfaz controladora. Lima (Perú): Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2005.
151. Sánchez JM. Modelos teóricos del dolor en la tendinopatía rotuliana o jumper's knee del deportista. 2003. Disponible en: <http://efisioterapia.net/articulos/leer65.php>.
152. Sanchis-Alfonso V, Roselló-Sastre E, Subias López A. Neuroanatomic basis for pain in patellar tendinosis: a neuroimmunohistochemical study. *Am J Knee Surg*. 2001; 14(3): 174-177.
153. Schmidt G. Ecografía. De la imagen al diagnóstico. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2008.
154. Sebastian JC. Scale and texture in digital image classification. Thesis for the Degree of Master of Arts in Geography Eberly College of Arts and Sciences at West Virginia University, Morgantown, West Virginia; 2008.

155. Sethi N, Wright R, Yamaguchi K. Disorders of the long head of the biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999; 8(6): 644-654.
156. Sharma P, Mafulli N. Tendon injury and tendinopathy healing and repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87(1): 187-202.
157. Sheppard MA, Shih L. Efficient image texture analysis and classification for prostate ultrasound diagnosis. *IEEE.* 2005; 8: 7-8.
158. Silvestri E. Echotexture of peripheral nerves. Correlation between US and histological findings and criteria to differentiate tendons. *Radiology.* 1995; 197: 291-296.
159. Slatis P, Aalto K. Medial dislocation of the tendon of the long head of the biceps brachii. *Acta Orthop Scand.* 1979; 50(1): 73-77.
160. Sonka M, Hlavac V, Boyle R. *Image processing, analysis and machine vision.* (2nd ed.) Thomson; 1998.
161. Souissi M, Giwerc M, Ebelin M, Rigot J, Richard O, Seboun P, Lemerle JP, Moreau JF. Echography of the flexor tendons of the fingers. *Presse Med.* 1989; 18(9): 463-466.
162. Spritzer CE, Collins AJ, Cooperman A, Speer KP. Assessment of instability of the long head of the biceps tendon by MRI. *Skeletal Radiol.* 2001; 30(4): 199-207.
163. Staeubli HU, Bollmann C, Kreutz R, Becker W, Rauschnig W. Quantification of Intact Quadriceps Tendon, Quadriceps Tendon Insertion, and Suprapatellar Fat Pad: M R Arthrography, Anatomy, and Cryosections in the Sagittal Plane. *AJR.* 1999; 173: 691-698.
164. Steiner D, Hermann B. Topography of the upper biceps tendon segment. *Langenbecks Arch Chir.* 1990; 375(1): 19-23.
165. Terrades S, Álvarez J, Martínez JJ, del Baño ME, Palomino MA. Correlación morfo-ecogénica del tendón de Aquiles y densidad mineral de la rótula en sujetos de 20-29 años. *Rev Fisioter.* 2007; 6(Supl): 21-56.
166. Testut L, Latarjet A. *Tratado de anatomía humana.* Barcelona: Salvat; 1998.
167. Turrin A, Cappello A. Sonographic anatomy of the supraspinatus tendon and adjacent structures. *Skeletal Radiol.* 1997; 26(2): 89-93.

168. Ueberham K, Le Floch-Prigent P. Intertubercular sulcus of the humerus: biometry and morphology of 100 dry bones. *Surg Radiol Anat.* 1998; 20(5): 351-354.
169. Vahlensieck M, an Haack K, Schmidt HM. Two portions of the supraspinatus muscle: a new finding about the muscles macroscopy by dissection and magnetic resonance imaging. *Surg Radiol Anat.* 1994; 16(1): 101-104.
170. van Holsbeeck MT, Introcaso JH. *Ecografía musculoesquelética.* Madrid: Marbán; 2006.
171. Vargas A, Amescua-Guerra LM, Bernal A, Pineda C. Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos. *Acta Ortopédica Mexicana.* 2008; 22(6): 361-373.
172. Vázquez B, Marugan de Bueis M. Patología tendinosa en el deportista. *El Peu.* 2004; 24(2): 99-103.
173. Vázquez T, Rodríguez-Niedenführ M, Parkin I, Sañudo JR. A rare case of a four-headed biceps brachii muscle with a double piercing by the musculocutaneous nerve. *Surg Radiol Anat.* 2003; 25(5-6): 462-464.
174. Vettivel S, Indrasingh I, Chandi G, Chandi SM. Variations in the intertubercular sulcus of the humerus related to handedness. *J Anat.* 1992; 180(pt2): 321-326.
175. Vettivel S, Selvaraj KG, Chandi SM, Indrasingh I, Chandi G. Intertubercular sulcus of the humerus as an indicator of handedness and humeral length. *Clin Anat.* 1995; 8(1): 44-50.
176. Vijayabhaskar P, Baral P, Vaishya R, Shrestha RN. Supernumerary head of Biceps brachii: a rare occurrence in the Nepalese population. *Kathmandu Univ Med J.* 2008; 6(2): 225-227.
177. Walch G, Nove-Josserand L, Boileau P, Levigne C. Subluxations and dislocations of the tendon of the long head of the biceps. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998; 7(2): 100-108.
178. Walker RF, Jackway P, Longstaff, ID. Improving co-occurrence matrix feature discrimination. In *Proceedings of DICTA'95. The 3rd conference on digital image computing: Techniques and applicatinons.* 1995; 643-648.

179. Walters JP. Physics of high-resolution ultrasound - Practical aspects. *Radiol Clin North Am.* 1993; 23(1): 3-11.
180. Ward A, Hamarneh G, Schewitzer M. 3D Bicipital Groove Shape Analysis and Relationship to Tendopathy. *Journal of digital imaging.* 2008; 21(2): 219-234.
181. Warner JJ, Paletta GA, Warren RF. Accesory head of the biceps brachii. Case report demonstrating clinical relevance. *Clin Orthop.* 1992; (280): 179-181.
182. Weinberg EP, Adams MJ, Hollenberg GM. Color Doppler Sonography of PatellarTendinosis. *AJR.* 1998; 171: 743-744.
183. Wo J. A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. 1998. Disponible en: URL: <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>
184. Wurning C. Sonography of the biceps tendon. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1996; 134(2): 161-165.
185. Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsoi CW. Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol.* 2003; 29(5): 637-642.
186. Yu JS, Popp JE, Kaeding CC, Lucas J. Correlation of MR Imaging and Pathologic Findings in Athletes Undergoing Surgery for Chronic Patellar Tendinitis. *BJR.* 1995; 165: 115-118.
187. Zagzebski JA. Physics and instrumentation in Doppler and B-mode ultrasonography. En: Zwiebel WJ Editores. *Introduction to vascular ultrasonography.* New York: Saunders; 1992.
188. Zanetti M, Weishaupt D, Gerber C, Doler J. Tendinopathy and Rupture of the Tendon of the Long Head of the Biceps Brachii Muscle: Evaluation with MR Arthrography. *AJR.* 1998; 170: 1557-1561.
189. Zanetti M, Hodler J. Imaging of degenerative and posttraumatic disease in the shoulder joint with ultrasound. *EJR.* 2000; 35: 119-125.