

## INVESTIGACIÓN

# Estudio experimental de las consecuencias de la sección del retináculo flexor sobre la estabilidad del escafoides

G. Salvà Coll<sup>a,\*</sup>, M. García-Elías<sup>b</sup>, M. Llusà Pérez<sup>c</sup> y A. Rodríguez-Baeza<sup>d</sup>

<sup>a</sup> Unidad de Cirugía de la Mano y Microcirugía, Instituto Ibacma y Hospital Son Llàtzer, Palma de Mallorca, España

<sup>b</sup> Cirugía de la Mano y Extremidad Superior, Instituto Kaplan, Barcelona, España

<sup>c</sup> Departamento de Anatomía, Facultad de Medicina, Universidad de Barcelona, Barcelona, España

<sup>d</sup> Departamento de Ciencias Morfológicas, Unidad de Anatomía y Embriología, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, España

Recibido el 17 de noviembre de 2010; aceptado el 25 de enero de 2011

Disponible en Internet el 3 de abril de 2011

### PALABRAS CLAVE

Carpó;  
Escafoides;  
Túnel carpiano;  
Inestabilidad  
carpiana

### Resumen

**Objetivo:** Valorar de forma experimental las consecuencias de la sección del retináculo flexor (RF) en el comportamiento cinético del escafoides, piramidal y hueso grande, bajo carga axial. **Material y método:** Utilizando sensores de posición y orientación, tipo Fastrak™, se realizó un registro de los cambios de orientación espacial del escafoides y piramidal en relación al radio, al aplicar una carga axial. Para ello se utilizaron 6 muñecas de cadáver fresco, cuyos principales tendones motores fueron sujetos a cargas proporcionales al área seccional fisiológica de cada músculo. El experimento se llevó a cabo en condiciones de carga isométrica, con la muñeca en posición neutra, antes y después de seccionar el RF.

**Resultados:** Tras la sección del RF, el escafoides manifestó una menor flexión ( $p=0,05$ ) y una mayor inclinación radial ( $p=0,03$ ) que cuando la misma carga se aplicó en la muñeca con RF íntegro. El comportamiento cinético del piramidal no cambió significativamente.

**Discusión:** Según los resultados de este trabajo, la sección aislada del RF no genera una mayor inestabilidad del escafoides. Si fuese así, el escafoides debería presentar un mayor grado de flexión y en cambio ocurre todo lo contrario.

**Conclusión:** La sección del RF modifica el comportamiento cinético del escafoides bajo carga axial, pero no genera mayor inestabilidad carpiana. El síndrome del pilar, no debería ser entendido como la consecuencia de la desestabilización del escafoides, sino de otro tipo de disfunción a determinar en futuros estudios.

© 2010 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [gsalva@ibacma.com](mailto:gsalva@ibacma.com) (G. Salvà Coll).

**KEYWORDS**

Carpus;  
Scaphoids;  
Carpal tunnel;  
Carpal instability

**Experimental study of the consequences of resection of the flexor retinaculum on the stability of the scaphoids****Abstract**

*Objective:* To analyze the consequences of flexor retinaculum (FR) section on the kinetic behavior of the scaphoid, triquetrum and capitate bones under axial load.

*Material and method:* A 6 degree-of-freedom electromagnetic motion tracking device with sensors attached to the scaphoid, triquetrum/capitate and radius was used to monitor spatial changes in carpal bone alignment as a result of isometrically loading the main motor wrists muscles. Six wrists from fresh cadavers were used, in which the principal motor tendons were subjected to loads proportional to physiological cross sectional area of each muscle. The experiment was carried out with the wrist in the neutral position, before and after the FR section.

*Results:* After FR section, the scaphoid showed less flexion ( $P = .05$ ) and a higher degree of radial inclination ( $P = .03$ ) compared to the same experiment with the FR intact. The kinetic behavior of the triquetrum did not change significantly.

*Discussion:* According to the results of this study, the isolated section of the FR did not produce greater instability of the scaphoid. If so, the scaphoid should have a higher degree of flexion, but exactly the opposite movement happens.

*Conclusion:* Resection of the FR alters the kinetic behavior of the scaphoid under axial load, but does not produce greater instability in the carpus. Pillar syndrome may not be as a result of scaphoid instability, but due to another type of dysfunction that needs to be determined in future studies.

© 2010 SECOT. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

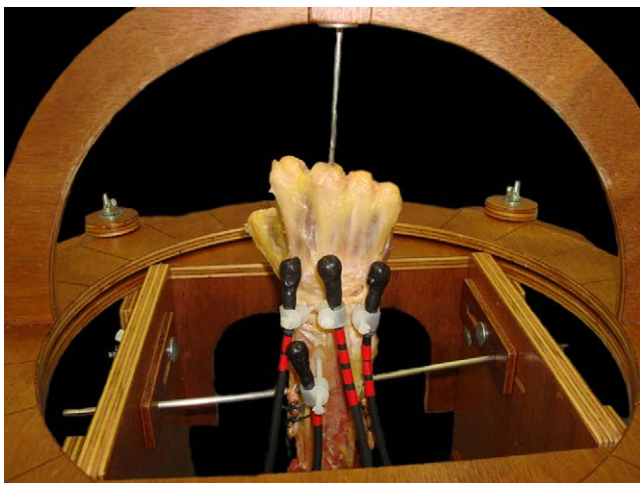
**Introducción**

El síndrome del túnel carpiano es una de las patologías más frecuentemente tratadas en cirugía de mano. En los casos en que la sintomatología es progresiva, con dolor y parestesias significativas, el tratamiento de elección es la descompresión quirúrgica del nervio mediano mediante la sección del ligamento anular anterior o retináculo flexor (RF) del carpo. A pesar de que la mayoría de los pacientes mejoran con el tratamiento quirúrgico, existe un número significativo de pacientes que presentan síntomas postoperatorios invalidantes, con dolor persistente en la cicatriz palmar proximal y pérdida de fuerza. Es el denominado síndrome del pilar "pillar pain syndrome". Se ha especulado sobre si este tipo de complicación tendría relación con una supuesta desestabilización del carpo<sup>1-4</sup>. Según esa hipótesis, el RF tendría un efecto preventivo del colapso del escafoides impidiendo su flexión bajo carga axial. Con el fin de aclarar este aspecto, se ha realizado un estudio experimental de los cambios en la orientación espacial del escafoides, piramidal y hueso grande producido por la aplicación de una carga axial isométrica, en posición neutra, antes y después de seccionar el RF.

**Material y método**

Para la realización de este estudio se han utilizado 6 extremidades superiores frescas pertenecientes a cadáveres donados a la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Barcelona. La edad media de los especímenes fue de 77 años (rango: 55-88 años), tres hombres y tres mujeres, 4 brazos izquierdos y dos derechos, todos ellos con

un semilunar tipo I, es decir, sin una faceta articular distal independiente para el hueso ganchoso. La preparación de la pieza anatómica consistió en la resección de la piel y tejido subcutáneo, identificación y aislamiento de los principales tendones motores de la muñeca a nivel del tercio medio del antebrazo, manteniendo intacto el retináculo de los extensores y flexores. Así se aislaron a nivel del tercio medio del antebrazo los tendones del extensor carpi radialis longus (ECRL), abductor pollicis longus (APL), extensor carpi ulnaris (ECU), flexor carpi radialis (FCR) y flexor carpi ulnaris (FCU). Se realizó una desarticulación de todos los dedos a nivel de la articulación metacarpofalángica. Para una correcta colocación de los sensores, se identificaron los ligamentos dorsales del carpo y se realizó una resección capsular limitada a fin de no dañar los ligamentos extrínsecos radiopiramidal dorsal y radiocarpiano transversal, ni los ligamentos intrínsecos. Para un correcto posicionamiento del sensor en el escafoides, se tuvo que resecar el tendón del extensor carpi radialis brevis. La pieza anatómica se colocó en un soporte diseñado específicamente para este estudio, en posición vertical y en pronosupinación neutra a través de dos clavos de Steinman colocados en cúbito y radio. La posición de la muñeca se controló a través de una aguja de Kirschner intramedular en el tercer metacarpiano; esta aguja se conectó a un dispositivo semicircular unido a la parte superior del soporte, que permitía colocar la muñeca en cualquier posición para su ulterior carga isométrica. El soporte disponía de un mecanismo de deslizamiento próximo-distal en su parte superior que permitía adaptar el centro de curvatura de la guía semicircular del aparato al eje de rotación del carpo a nivel de la cabeza del hueso grande (fig. 1). Los tendones se conectaron a un sistema de poleas con un grueso hilo de nylon, a través de los cuales se les aplicaron pesos para simular



**Figura 1** Pieza anatómica colocada en posición vertical en pronosupinación neutra en el soporte específicamente diseñado para este estudio. Los sensores del Fastrak™ están colocados en el radio, piramidal, hueso grande y escafoides con un tornillo y una abrazadera de nylon.

la contracción de la musculatura del antebrazo. Para registrar los cambios de movimiento de los huesos del carpo se utilizó el sistema Fastrak™ (Polhemus Inc., Colchester, Vermont, USA) consistente en la colocación de sensores en los huesos a estudiar y la creación de un campo electromagnético dentro del cual puede detectarse, en tiempo real y de forma dinámica, la posición (en coordenadas cartesianas X, Y y Z) y la orientación (ángulos de Euler: azimut, elevación y rotación) de cada elemento móvil a estudiar. Para este estudio se utilizaron 4 sensores, operando a una frecuencia de actualización de 30 Hz y un transmisor de corto alcance diseñado especialmente para las áreas de seguimiento que cubre un radio de 2,54 cm a 60,9 cm. La precisión de este sistema es de 0,08 cm para la posición, y de 0,15° para la orientación espacial. Los sensores se colocaron firmemente en la cara dorsal del radio, escafoides, piramidal y hueso grande a través de tornillos de nylon, evitando medios de sujeción metálica que pudieran interferir con el campo electromagnético. Siguiendo las recomendaciones de publicaciones previas<sup>5-7</sup>, la carga aplicada a cada tendón fue proporcional al área seccional transversa del músculo correspondiente y a la actividad electromiográfica presente cuando se realiza una presa de puño. Para simular el tono muscular en reposo, se realizó una carga de cada tendón con un peso equivalente a 1,5 Newton (N). Para simular la contracción de los músculos se utilizaron pesos equivalentes a 9,8 N para el APL, 24,5 N para el ECRL, 14,7 N para el ECU, 13,7 N para el FCR y 21,5 N para el ECU. El sistema de coordenadas del transmisor y de los 4 receptores se calculó en base al eje longitudinal del radio. El eje Z se definió a lo largo del eje longitudinal del radio, el eje Y se estableció a lo largo del plano frontal perpendicular al eje Z, y el eje X se localizó en el plano sagital, perpendicular a los ejes Z e Y. Así, la rotación alrededor el eje Z (azimut) se corresponde a la pronación y supinación, la rotación alrededor del eje Y (elevación) se corresponde a la flexión y extensión, y la rotación alrededor del eje X (rotación) se corresponde con la inclinación radial y cubital.

Para evaluar el efecto de la sección del RF, se llevó a cabo una comparación de los cambios de posición espacial bajo carga axial de los sensores localizados en el radio, escafoides, piramidal y hueso grande, antes y después de la sección del mismo. En todos los casos se realizaron 5 determinaciones consecutivas y la media fue utilizada para determinar los cambios de posición de los sensores. Estas medias fueron analizadas estadísticamente mediante el test de Wilcoxon para datos apareados con el software SPSS v15. La diferencia fue considerada estadísticamente significativa cuando el valor p fue < 0,05.

## Resultados

Los datos recogidos y el análisis estadístico están resumidos en las tablas 1, 2 y 3. Con el RF íntegro, la aplicación de una carga axial determina un movimiento sincrónico de los huesos de la hilera proximal en flexión. El escafoides flexiona una media ( $\pm$  desviación estándar) de  $2,41^\circ \pm 0,86^\circ$  y el piramidal de  $2,41^\circ \pm 0,80^\circ$ . Aparte de la flexión, también se detectan rotaciones en el plano transversal en forma de supinación del escafoides ( $0,60^\circ \pm 0,71^\circ$ ) y pronación del piramidal ( $0,14^\circ \pm 0,77^\circ$ ).

Tras la sección del RF, si bien la dirección global del movimiento respecto a la pronación/supinación y flexión/extensión es el mismo que con el RF intacto, la magnitud de rotación del escafoides registra cambios estadísticamente significativos, con una menor flexión ( $p < 0,05$ ) y mayor inclinación radial ( $p < 0,03$ ) (tabla 4). Por el contrario, el comportamiento cinético del piramidal tras sección del RF no es estadísticamente distinto al que se registró con el RF íntegro.

## Discusión

El síndrome del túnel carpiano es la neuropatía compresiva periférica más frecuente en la extremidad superior<sup>1,8</sup>. Existen más de 7.000 artículos relacionados con el síndrome del túnel carpiano y sin embargo todavía existe controversia sobre cual es el mejor método de diagnóstico y tratamiento de esta patología, así como sobre los resultados de los diferentes tratamientos quirúrgicos utilizados<sup>9</sup>.

El ligamento transversal palmar del carpo, también llamado ligamento anular anterior, o más comúnmente, retináculo flexor (RF) se ha definido clásicamente como el límite palmar del túnel carpiano. Esta estructura se origina a nivel cubital en el pisiforme y en la apófisis unciforme del hueso ganchoso, y a nivel radial en el escafoides y en la cresta del trapecio. Según Cobb et al<sup>10</sup>, el RF se compone de tres segmentos: en primer lugar por el segmento proximal, formado por un engrosamiento de la fascia antebraquial; en segundo lugar, el ligamento carpiano transversal; y en la parte distal por la aponeurosis que hay entre la musculatura tenar y la hipotenar. En base a este estudio, Cobb et al, remarcan la importancia de realizar una liberación más extensa en casos de compresión del nervio mediano.

A pesar de que la cirugía del síndrome del túnel carpiano se considera curativa, existen muchos pacientes que presentan complicaciones postoperatorias, como dolor cicatricial, el llamado síndrome del pilar, recidiva de la sintomatología y pérdida de fuerza. Estas complicaciones aparecen indepen-

**Tabla 1** Estadística descriptiva de los datos recogidos antes y después de la sección del retináculo flexor a nivel del escafoides

	Carga de los tendones con retináculo íntegro			Carga de los tendones con sección del retináculo		
	Pronación/supinación	Flexión/extensión	Inclinación radial/cubital	Pronación/supinación	Flexión/extensión	Inclinación radial/cubital
Total N.º	6	6	6	6	6	6
Media	0,60	-2,42	0,01	0,37	-1,78	0,46
Mediana	0,53	-2,26	0,00	0,42	-1,81	0,46
Error típ. de la media	0,29	0,35	0,12	0,40	0,15	0,12
Mínimo	-0,37	-3,82	-0,30	-1,27	-2,16	-0,01
Máximo	1,58	-1,42	0,44	1,46	-1,21	0,89
Desv. típ.	0,72	0,87	0,29	0,99	0,36	0,30
Varianza	0,51	0,76	0,08	0,97	0,13	0,09

Interpretación de resultados: pronación (-), supinación (+), flexión (-), extensión (+), inclinación cubital (-), inclinación radial (+)

**Tabla 2** Estadística descriptiva de los datos recogidos antes y después de la sección del retináculo flexor a nivel del piramidal

	Carga de los tendones con retináculo íntegro			Carga de los tendones con Sección del retináculo		
	Pronación/supinación	Flexión/extensión	Inclinación radial/cubital	Pronación/supinación	Flexión/extensión	Inclinación radial/cubital
Total N	6	6	6	6	6	6
Media	-0,15	-2,41	-0,11	-0,33	-1,75	0,45
Mediana	-0,20	-2,38	0,04	-0,17	-1,45	0,28
Error típ. de la media	0,32	0,33	0,22	0,31	0,50	0,39
Mínimo	-1,26	-3,46	-0,98	-1,40	-3,67	-0,49
Máximo	0,97	-1,37	0,37	0,57	-0,25	1,56
Desv. típ.	0,78	0,80	0,53	0,77	1,21	0,96
Varianza	0,61	0,65	0,28	0,59	1,47	0,92

Interpretación de resultados: pronación (-), supinación (+), flexión (-), extensión (+), inclinación cubital (-), inclinación radial.

**Tabla 3** Estadística descriptiva de los datos recogidos antes y después de la sección del retináculo flexor a nivel del hueso grande

	Carga de los tendones con retináculo íntegro			Carga de los tendones con		Sección del retináculo
	Pronación/supinación	Flexión/extensión	Inclinación radial/cubital	Pronación/supinación	Flexión/extensión	Inclinación radial/cubital
Total N	6	6	6	6	6	6
Media	2,41	-0,34	-0,39	2,03	-0,32	0,44
Mediana	2,09	-0,29	-0,36	2,16	-0,47	0,39
Error típ. de la media	0,49	0,24	0,21	0,68	0,27	0,22
Mínimo	1,46	-1,07	-1,14	-0,47	-1,21	-0,29
Máximo	4,72	0,66	0,22	3,97	0,66	1,07
Desv. típ.	1,20	0,59	0,51	1,68	0,67	0,53
Varianza	1,43	0,35	0,26	2,81	0,44	0,29

Interpretación de resultados: pronación (-), supinación (+), flexión (-), extensión (+), inclinación cubital (-), inclinación radial (+)

**Tabla 4** Estadísticos de contraste. Comparación de medias en carga de todos los tendones antes y después de seccionar el retináculo flexor con el test de Wilcoxon para datos apareados

	P/S Escafoides	F/E Escafoides	DR/DC Escafoides	P/S Piramidal	F/E Piramidal	DR/DC Piramidal	P/S Hueso grande	F/E Hueso grande	DR/DC Hueso grande
Z	-,105 <sup>a</sup>	-1,992 <sup>b</sup>	-2,201 <sup>b</sup>	-,524 <sup>a</sup>	-1,153 <sup>b</sup>	-1,782 <sup>b</sup>	-,524 <sup>a</sup>	-,105 <sup>b</sup>	-2,201 <sup>b</sup>
Sig. asintót. bilateral	,917	,046	,028	,600	,249	,075	,600	,917	,028

Se considera estadísticamente significativo cuando el valor es < 0,05.

DR/DC: desviación radial/desviación cubital; F/E: flexión/extensión; P/S: pronación/supinación.

<sup>a</sup>Basado en los rangos positivos; <sup>b</sup>Basado en los rangos negativos.

dientemente del tratamiento quirúrgico realizado, ya sea abierto o endoscópico<sup>9,11-13</sup>. Se sigue sin poder establecer de forma precisa cuales son las causas de estas complicaciones. Es obvio que la descompresión del túnel carpiano debe tener algún tipo de efecto biomecánico del carpo. En la literatura médica existen diversos estudios que han valorado el efecto de la sección del RF sobre la estructura del arco carpiano transversal, de la cinemática del escafoides y del volumen del túnel carpiano<sup>2-4,14,15</sup>, pero la relación de estos cambios con posibles disfunciones que puedan aparecer en el postoperatorio siguen siendo desconocidos.

García-Elías et al<sup>2</sup>, realizaron un estudio en cadáver de las características mecánicas del arco carpiano transversal y analizaron las propiedades elásticas de los ligamentos involucrados en esta estructura. En este estudio, concluyen que el RF no es una estructura de vital importancia en el mantenimiento del arco carpiano, pues la sección de éste reduce tan sólo un 7,5% la rigidez estructural del arco. En cambio, los ligamentos intercarpianos que conectan los huesos de la hilera distal son esenciales para mantener la estabilidad del túnel carpiano. En otro estudio publicado por el mismo grupo<sup>3</sup>, se valoró el comportamiento dinámico del arco carpiano transversal en 21 pacientes, determinado por la distancia entre dos agujas de Kirschner colocadas a nivel de apófisis unciforme del hueso ganchoso y en el trapecio, en flexión y extensión de la muñeca, antes y después de seccionar el RF. A pesar de que se registró un aumento de la distancia entre las agujas después del procedimiento (un promedio del 11%), no se objetivó ningún cambio sustancial en el comportamiento dinámico del arco carpiano transversal.

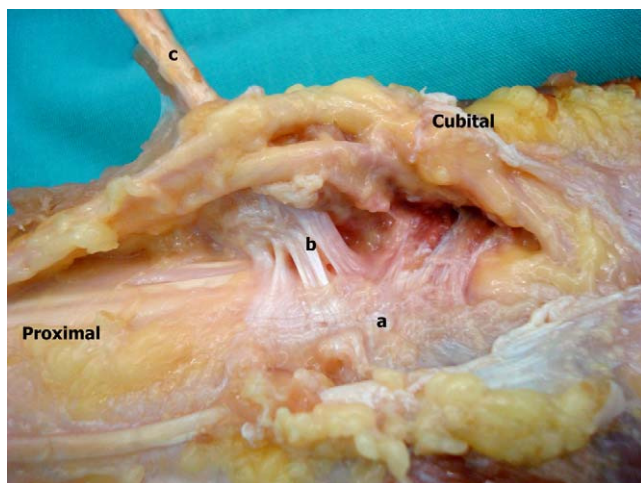
Guoa et al<sup>14</sup>, utilizaron un modelo tridimensional de elementos finitos de la muñeca y realizaron un análisis computarizado de la biomecánica del carpo después de seccionar el RF. En este estudio concluyen que dicha sección provoca un aumento global de la inclinación radial de los huesos carpianos y que se modifica la distribución de las cargas a nivel de las articulaciones carpianas.

Ishiko et al<sup>15</sup>, realizaron un estudio experimental en cadáver, con el objetivo de determinar la repercusión cinemática sobre el escafoides en los movimientos de desviación cubital y radial, cuando se secciona el ligamento carpiano transversal. Analizaron el comportamiento del escafoides en 6 antebrazos de cadáver antes y después de seccionar el ligamento carpiano transversal utilizando un sistema de monitorización con una cámara computarizada. Los datos obtenidos en ese estudio, mostraron cambios estadísticamente significativos en la posición del escafoides, cuando la muñeca se colocaba en una posición de desviación cubital a partir de 15° y una diferencia estadísticamente significativa en la extensión del escafoides con la muñeca en 5° de desviación radial y con 5° o más de desviación cubital. Una vez seccionado el RF, se objetivó una mayor extensión del escafoides a partir de los 15° de desviación cubital. Una vez cerrada la incisión cutánea se redujo el movimiento de extensión del escafoides, pero este movimiento siguió siendo mayor y con diferencias estadísticamente significativas a partir de los 20° de desviación cubital. En aquel estudio se concluyó que la sección del RF altera la cinemática del escafoides y que esta alteración puede tener consecuencias a largo plazo, y contribuir a algunas de las complicaciones relacionadas con la cirugía del síndrome del túnel carpiano.

Los huesos de la hilera proximal del carpo, bajo carga axial, tienden a rotar sincrónicamente<sup>7</sup>, a pesar de que existen diferencias significativas en la magnitud de rotación entre los tres huesos de la hilera proximal. Debido a la peculiar disposición de los ligamentos escafo grande palmar y el ligamento escafo trapecio trapecioide dorsoradial, el escafoides puede rotar más en flexión y pronación que el semilunar, mientras que el piramidal, es el hueso que está más firmemente conectado a la hilera distal. Si los ligamentos escafolunar dorsal y el ligamento lunopiramidal palmar están intactos, estas diferencias en rotación angular generarán un par de fuerza de torsión y coaptación intercarpiana progresiva entre el escafoides y el semilunar, y entre el semilunar y el piramidal, contribuyendo así a su estabilidad. En caso de lesión del ligamento escafolunar, el escafoides deja de estar constreñido por el resto de los huesos del carpo, y debido a su posición oblicua respecto al eje del radio, tiende al colapso en una posición anómala de pronación y flexión, mientras que el semilunar, bajo la influencia de la parte cubital del ligamento arcuato, es arrastrado a una extensión anormal. Esta situación anómala se conoce como DISI, siglas de la terminología inglesa que se corresponde a "*dorsal intercalated segment instability*". La flexión del escafoides está restringida a nivel proximal por el ligamento escafolunar, y a nivel distal por los ligamentos escafo grande y escafo trapecio trapecioide<sup>16</sup>. Por tanto, cuando se habla de inestabilidad del escafoides, se hace referencia al colapso del escafoides en flexión y en pronación.

Cuando analizamos los resultados obtenidos en el estudio experimental en cadáver que hemos realizado, observamos que al aplicar una carga axial isométrica, se produce un movimiento tridimensional a nivel de los huesos carpianos, similar a los descritos por Kobayashi et al<sup>7</sup>, en el que utilizando un modelo experimental de análisis cinemático con un método radiográfico biplanar, concluye que los huesos del carpo bajo carga, se produce un movimiento de flexión, inclinación radial y supinación. Esta congruencia en los resultados obtenidos en nuestro estudio comparados con los de Kobayashi et al, confirman la validez de nuestro modelo experimental, al obtener resultados similares con métodos de medida diferentes. En nuestro estudio se pone en evidencia que en la hilera proximal se produce un movimiento sincrónico de flexión. El escafoides supina y se inclina radialmente mientras que el piramidal prona se inclina cubitalmente. Este movimiento produce un aumento de la coaptación de las superficies articulares entre el escafoides y el semilunar, y entre el semilunar y el piramidal. Esta coaptación disminuye la tensión generada a nivel de los ligamentos interóseos, y por tanto, tendría un potencial efecto protector de estos ligamentos ante una posible lesión. En la hilera distal, el hueso grande se flexiona, supina e inclina radialmente. La magnitud de supinación de la hilera distal es 4 veces superior a la magnitud de la proximal. Esta diferencia provoca un aumento de la estabilidad a nivel de la articulación mediocarpiana por tensión de los ligamentos mediocarpianos palmares.

Cuando se secciona el RF, se producen diferencias estadísticamente significativas a nivel del escafoides. Bajo carga axial isométrica, la magnitud de flexión del escafoides disminuye alrededor de un 27%. Además, el grado de inclinación radial del escafoides también aumenta de forma significativa. Este aumento en la inclinación radial de los huesos del



**Figura 2** Preparación anatómica en la que se observa el retináculo flexor de la muñeca, las conexiones con el hueso piramidal y la unión entre las aponeurosis de la musculatura tenar e hipotenar. <sup>a</sup>Retináculo flexor, <sup>b</sup>Conexión del retináculo flexor con el hueso piramidal, <sup>c</sup>Flexor carpi ulnaris.

carpo confirman los hallazgos de Guoa et al<sup>14</sup>. La razón de estos cambios en el comportamiento biomecánico de estos huesos probablemente está relacionada con la disrupción de la conexión del RF con el pisiforme y el ganchoso, y escafoides y trapecio (fig. 2). Una vez seccionado, la distribución de las cargas que pasan a través del carpo se modifican de forma que, en referencia a las inclinaciones, predominan los músculos que provocan una inclinación radial, es decir, el FCR, el APL y el ECRL. La disminución de la flexión del escafoides podría estar relacionada con el efecto restrictivo que tiene el RF sobre la extensión del escafoides.

En este estudio se pone en evidencia que la sección del ligamento anular anterior del carpo provoca una alteración del comportamiento biomecánico del escafoides de forma que cuando este se secciona, se produce una menor flexión del escafoides y un movimiento de desviación radial tanto de la hilera proximal como de la distal. A pesar de este cambio en la cinemática, si el escafoides se desestabilizara, presentaría mayores grados de flexión y pronación bajo carga axial, un efecto que no se ha observado en este trabajo.

En resumen, la sección del RF modifica el comportamiento cinético del escafoides bajo carga axial, pero no por ello se crea mayor inestabilidad. Queda por demostrar hasta qué punto esta alteración puede explicar la aparición de cierto tipo de disfunciones que aparecen el postoperatorio de la cirugía del síndrome del túnel carpiano.

## Nivel de evidencia

Nivel de evidencia III.

## Financiación

Beca de la Fundación SECOT para proyectos de investigación 2008.

Beca de la *Societat Catalana de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia* para la realización tesis doctorales 2008.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Bibliografía

- Brooks JJ, Schiller JR, Allen SD, Akelman E. Biomechanical and Anatomical Consequences of Carpal Tunnel Release. *Clin Biomech.* 2003;18:685–93.
- García-Elías M, An KN, Cooney III WP, Linscheid RL, Chao EYS. Stability of the transverse carpal arch: An experimental study. *J Hand Surg Am.* 1989;14:277–82.
- García-Elías M, Sánchez-Freije JM, Salo JM, Lluch AL. Dynamic changes of the transverse carpal arch during flexion-extension of the wrist: Effects of sectioning the transverse carpal ligament. *J Hand Surg Am.* 1992;17:1017–9.
- García-Elías M, An KN, Cooney III WP, Linscheid RL, Chao EYS. Transverse Stability of the Carpus. An Analytical Study. *J Orthop Res.* 1989;7:738–43.
- An KN, Horii E, Ryu J. Muscle function. En: An KN, Berger RH, Cooney W, editors. *Biomechanics of the Wrist Joint*. New York: Springer; 1991. p. 157–69.
- Brand PW. Relative tension and potential excursion of muscles in forearm and hand. *J Hand Surg Am.* 1981;6:209–19.
- Kobayashi M, Berger RA, Nagy L, Linscheid RL, Uchiyama S, Ritt MJ, et al. Normal kinematics of carpal bones: a three-dimensional analysis of carpal bone motion relative to the radius. *J Biomech.* 1997;30:787–93.
- Lin R, Lin E, Engel J, Bubis JJ. Histo-mechanical aspects of carpal tunnel syndrome. *Hand.* 1983;15:305–9.
- Bickel KD. Carpal tunnel Syndrome. *J Hand Surg Am.* 2010;35:147–52.
- Cobb TK, Dalley BK, Posteraro RH, Lewis RC. Anatomy of the flexor retinaculum. *J Hand Surg Am.* 1993;18:91–9.
- Citron ND, Bendall SP. Local symptoms after open carpal tunnel release: A randomized prospective trial of two incisions. *J Hand Surg Br.* 1997;22:317–21.
- Boya H, Ozcan O, Oztekin HH. Long-term complications of open carpal tunnel release. *Muscle & nerve.* 2008;38:1443–6.
- Dias J, Bhowal B, Wildin CJ, Thompson JR. Carpal Tunnel decompression. Is lengthening of the flexor retinaculum better than simple division? *J Hand Surg Br.* 2004;29:271–6.
- Guoa X, Fan Y, Li Z-M. Effects of dividing the transverse carpal ligament on the mechanical behaviour of the carpal bones under axial compressive load: A finite element study. *Med Eng Phys.* 2008;31:188–94.
- Ishiko T, Puttlitz CM, Lotz JC, Diao E. Scaphoid kinematics behaviour after division of the transverse carpal ligament. *J Hand Surg Am.* 2003;28:267–71.
- García-Elías M, Geissler WB. Carpal instability. En: Green DP, Hotchkiss RN, Pederson WC, Wolfe SW, editors. *Green's operative hand surgery*. Philadelphia: Elsevier Churchill Livingstone; 2005. p. 535–604.