

Revista Andaluza de Medicina del Deporte

Rev Andal Med Deporte. 2009;2(3):102-107

www.elsevier.es/ramd



Estudio de caso

Análisis biomecánico de la articulación de la muñeca en el paleo en kayak: modelo dinámico

C. López López^a y J. Ribas Serna^b

^aCentro Andaluz de Medicina del Deporte. ^bDepartamento de Fisiología Médica y Biofísica. Facultad de Medicina. Universidad de Sevilla. Sevilla. España.

Historia del artículo:

Recibido el 29 de abril de 2009

Aceptado el 15 de julio de 2009

Palabras clave:

Paleo en kayak.

Flexión de muñeca.

Lesión.

Key words:

Kayaking.

Wrist flexion.

Injury.

RESUMEN

El objetivo de este estudio ha sido identificar las alteraciones en el movimiento de la articulación de la muñeca durante el paleo en kayak que pudieran producir lesiones estructurales locales o de la musculatura flexora del carpo. Se ha utilizado la técnica de fotogrametría vídeo tridimensional para obtener imágenes del paleo en kayak para el análisis cinemático del ángulo de flexión de la articulación de la muñeca y de la aceleración angular de la mano. Sobre esta base hemos propuesto un modelo dinámico capaz de discernir anomalías potencialmente lesivas para la mano durante el paleo en kayak. Las diferencias encontradas entre los movimientos realizados durante el paleo a babor y a estribor, muestran que la fuerza soportada por los tendones flexores en la fase acuática de un movimiento anómalo puede ser 3,4 veces superior a la de los tendones homólogos en la extremidad que realiza un movimiento patrón o de referencia. Esta flexión anómala de la articulación de la muñeca generó lesión tendinosa de repetición en el caso que se presenta. La técnica de medición del movimiento utilizada ha mostrado precisión diagnóstica suficiente para la detección de anomalías del movimiento capaces de provocar lesiones y por tanto puede ser usada preventivamente.

© 2009 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

ABSTRACT

A biomechanical analysis of the wrist joint in kayak paddling: a dynamic model

The aim of this study was to identify alterations in wrist joint movement during kayak paddling that may lead to local structural injuries or damage to the wrist flexor muscles. Kayak paddling scenes were filmed with a three-dimensional videography system and wrist flexion angle and hand angular acceleration were measured. Using this as a basis, a dynamical model was proposed that could distinguish potential mechanism of hand injury. Differences between starboard and port movements show that force supported by the flexor tendons during the aquatic phase in an abnormal movement can be 3.4 times greater than the force supported by the homologous tendons in the extremity that performs the reference movement. This abnormal flexion of the wrist joint produced overuse tendinopathy in our reported case. The movement measurement technique used has shown sufficient diagnostic precision to detect abnormal movements that may produce injury so that it can be used preventively.

© 2009 Revista Andaluza de Medicina del Deporte.

Correspondencia:

C. López López.

Centro Andaluz de Medicina del Deporte.

Glorieta Beatriz Manchón, s/n.

41092 Sevilla. España.

Correo electrónico:

covadonga.lopez@juntadeandalucia.es

Introducción

El piragüismo es un deporte acuático en el que cíclicamente se repiten movimientos y se aplican fuerzas, principalmente del tronco y extremidades superiores, en contra de la fuerza de resistencia ejercida por el agua sobre la embarcación (piragua). Un kayakista de alto nivel deportivo puede realizar, aproximadamente, unas 100.000-150.000 paladas por semana durante sus sesiones de entrenamiento, por lo tanto, un gesto incorrecto en una de las dos extremidades superiores puede repetirse entre 50.000-75.000 veces por semana y llevar al sujeto a una lesión por mal uso repetido. En efecto, un 25% de las lesiones que sufre un kayakista son por sobreuso, de las cuales un 44% son tendinitis^{1,2}. De los casos analizados en nuestro laboratorio de biomecánica, destacamos aquí un análisis realizado con anterioridad a la aparición de una lesión tendinosa en un kayakista de élite. En este sujeto se detectaron anomalías y asimetrías en los movimientos de una de las extremidades que fue en la que, tiempo después, apareció la lesión, tendinitis del flexor común de los dedos. El propósito de este trabajo es mostrar la capacidad de la técnica de fotogrametría vídeo tridimensional para la identificación de alteraciones cinemáticas en la mano potencialmente lesivas en el paleo en kayak.

Métodos

Sujeto

Se presenta el caso clínico de un varón kayakista de alto nivel (edad: 24 años, altura: 185 cm, peso: 90 kg, porcentaje grasa: 11,27%, índice de masa corporal [IMC]: 26,3 kg · m⁻²), que entrena con regularidad desde los 10 años de edad. En el año 2005, en el que el deportista se encontraba asintomático, realizó unas 28 horas de entrenamiento a la semana. En el año 2006 padeció una tendinitis en el flexor común de los dedos de su mano izquierda, que se agravó hasta el punto de no poder cerrar la mano, lo que impedía por tanto la actividad deportiva.

Técnica de paleo en kayak

La técnica del paleo en kayak muestra tres instantes críticos: la posición de base, el ataque y la extracción³; la primera corresponde a una fase aérea en la que la pala no contacta con el agua; las otras dos corresponden a la fase acuática, donde se aplican las fuerzas musculares (fig. 1). La aplicación desigual de estas fuerzas a babor y estribor de la embarcación produce desequilibrios en el plano horizontal y vertical que tienden a

desviar el rumbo de la embarcación y a forzar la biomecánica de la articulación de la muñeca. Así, todas las variables se definieron a izquierda y derecha del deportista (babor y estribor de la embarcación).

Modelo biomecánico de la muñeca

El túnel carpiano es un canal delimitado por los huesos del carpo y el ligamento transverso de la muñeca, a través del cual discurren los tendones flexores del carpo y los dedos. Cualquier desviación de la muñeca de su posición neutral provoca un rozamiento de los tendones contra las paredes del túnel carpiano, que si se realiza de forma repetitiva y/o forzada puede provocar trastornos tales como bursitis y tendinitis⁴. Se puede considerar que un tendón que se desliza sobre una superficie curva es análogo a una correa alrededor de una polea⁵, tal y como muestra la figura 2A. La fuerza resultante que ejercen los huesos del carpo y el ligamento transverso sobre los tendones flexores (F_R) es proporcional a la fuerza ejercida por los mismos (F_T) y el seno del ángulo medio ($\theta/2$):

$$F_R = 2F_T \cos(\beta) = 2F_T \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (1)$$

La ecuación fundamental de la dinámica de rotación dice que la aceleración angular de un objeto ($\ddot{\alpha}$) es proporcional al momento de fuerza neto que actúa sobre él, siendo la constante de proporcionalidad, I, el momento de inercia⁶, esto es:

$$\vec{M} = I\ddot{\alpha} \quad (2)$$

El momento de una fuerza (\vec{M}) es la capacidad que esta posee para producir un movimiento de rotación en torno a un eje, y se define

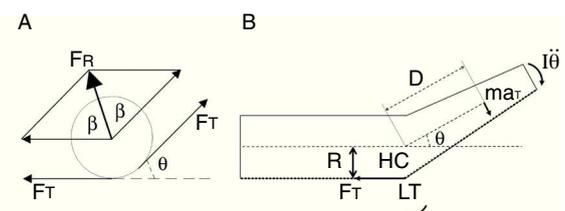


Fig. 2. A. Modelo polea. B. Diagrama de fuerzas de la articulación de la muñeca. F_R : fuerza resultante; F_T : fuerza de los tendones flexores; ma_T : fuerza inercial en el centro de masas de la mano; $I\ddot{\theta}$: momento angular de la mano; R : radio de curvatura de la articulación de la muñeca; D : distancia desde el centro de giro hasta el centro de masas de la mano; HC : huesos del carpo; LT : ligamento transverso.

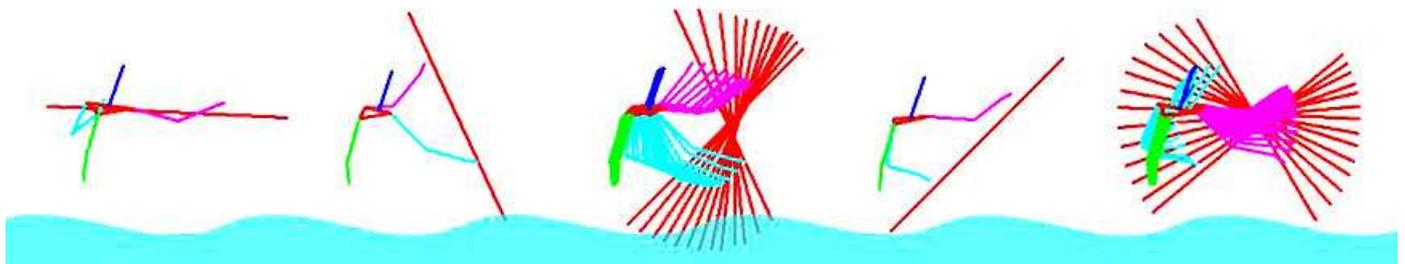


Fig. 1. Fases de la palada: base, ataque, tracción acuática, extracción y fase aérea.

matemáticamente como el producto vectorial del vector \vec{r} (de origen en el eje de giro y de extremo el punto de aplicación de la fuerza) y la fuerza \vec{F} .

$$\vec{M} = \vec{r} \wedge \vec{F} \quad (3)$$

Aplicando las ecuaciones 2 y 3 al diagrama de cuerpo libre de la figura 2B se obtiene:

$$\vec{R} \wedge \vec{F}_T = \vec{D} \wedge \vec{F}_{CM} + I\ddot{\alpha} \quad (4)$$

Resolviendo la ecuación 4, se obtiene que F_T es directamente proporcional a la aceleración angular ($\ddot{\theta}$), a través del cociente de parámetros inerciales (m, I –masa y momento de inercia de la mano–) y geométricos (R, D –radio de curvatura de la muñeca y distancia desde el radio de giro al centro de masas de la mano–).

$$F_T = \left(\frac{mD^2 + I}{R} \right) \ddot{\theta} \quad (5)$$

Finalmente, se puede concluir que la fuerza resultante depende del producto de la aceleración angular ($\ddot{\theta}$) y del seno del ángulo medio ($\theta/2$) a través de un cociente de parámetros inerciales y geométricos.

$$F_R = 2 \frac{mD^2 + I}{R} \ddot{\theta} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (6)$$

Considerando que dicho cociente es el mismo en ambas muñecas, se puede deducir que la razón entre la fuerza resultante soportada por los tendones de la muñeca izquierda en relación a la derecha es:

$$\frac{F_{RI}}{F_{RD}} = \frac{\ddot{\theta}_I \sin\left(\frac{\theta_I}{2}\right)}{\ddot{\theta}_D \sin\left(\frac{\theta_D}{2}\right)} \quad (7)$$

Procedimientos

Se empleó un sistema de fotogrametría vídeo tridimensional (Kinescan©/IBV, Valencia, España) en el que el módulo de captura de imágenes consta de 4 cámaras de vídeo (CCTV Color, SSC-DC58AP, SONY), que filman a 25 fotogramas por segundo (fps). Las cámaras se encuentran colocadas a 3 m de altura, en las esquinas de una sala de 42 m² de superficie, enfocando al centro del laboratorio. La iluminación del mismo es artificial, así se dispuso de 4 antorchas, colocadas cada una al lado de una cámara.

La detección de movimiento se realizó mediante marcadores reflectantes de 25,4 mm de diámetro (MKR-25.4, B&L Engineering, California, Estados Unidos), que adheridos a la piel del deportista fueron captados por las cámaras de vídeo. Conociendo la posición de los marcadores a lo largo del tiempo, se puede describir el movimiento del punto donde se ha colocado.

La definición del volumen de análisis se llevó a cabo a partir de una jaula cúbica, de 2 m cada dimensión, desmontable y transportable, llamada celda de calibración (PRODUC-0421-KIN_ACC Sist.Referencia 2x2x2, Kinescan©/IBV, Valencia, España). La teoría DLT (*direct linear transformation*)^{7,8} desarrolla una metodología que permite definir un sistema de referencia general (SRG) a partir de la detección de al menos 6 puntos de control. Así, se colocó la celda de calibración en el centro de la sala de forma que se visualizaban 6 puntos de la misma con cada una

de las cámaras. Tras digitalizar la celda de calibración quedó definido el volumen de análisis.

El modelo de la extremidad superior del kayakista se describió a partir de 8 marcadores (4 en el miembro derecho y 4 en el izquierdo), que se colocaron en el troquíter humeral, la interlínea articular húmero-radial, la apófisis estiloides cubital y la epífisis distal del quinto metacarpiano. Así se definieron tres segmentos corporales: brazo (desde el troquíter humeral hasta la interlínea articular húmero-radial), antebrazo (desde la interlínea articular húmero-radial hasta la apófisis estiloides cubital) y mano (desde la apófisis estiloides cubital hasta la epífisis distal del quinto metacarpiano).

La filmación de la escena duró 60 segundos y se realizó a ritmo de competición. En ese tiempo se registró un número de paladas suficiente para realizar el análisis. Previamente el deportista realizó un calentamiento en el ergómetro (Kayak ergometer, Dansprint Aps, Hvidovre, Dinamarca), a intensidad submáxima, para aclimatare al paleo en las condiciones del laboratorio. No se le dio ninguna recomendación relativa a la técnica deportiva.

La digitalización de las imágenes se realizó de forma automática, salvo el primer fotograma de cada cámara, que se digitalizó de forma manual. Consistió en adjudicar una clave de reconocimiento a cada uno de los marcadores en todos los fotogramas, a partir de la determinación de 4 parámetros: el nivel de umbralización, la excentricidad, el área mínima y máxima. Una vez obtenidas las imágenes digitalizadas se emplearon funciones *splines* de orden 5 como técnica de suavizado. El método de cálculo que se empleó fue el de Validación Cruzada Generalizada (*Generalized Cross-Validation* [GCV]). Con el fin de analizar la reproducibilidad del proceso de digitalización, se digitalizó 5 veces la escena y se exportaron las coordenadas tridimensionales a un fichero ASCII, añadiendo la información del número de fotograma y digitalización. Se realizó un ANOVA para cada coordenada de cada marcador con dos factores: número de fotograma y digitalización. Para cada combinación de número de fotograma, marcador y coordenada se obtuvo una media y desviación típica. El peso del error para cada coordenada del marcador se escogió como la máxima de las desviaciones típicas de entre todas las que se consiguieron según el número de fotograma, obteniéndose valores del orden de 10⁻³.

En la totalidad de las variables calculadas interesó no solo conocer cómo evolucionan a lo largo del tiempo, sino también sus valores exactos en los instantes de tiempo correspondientes a la fase acuática, en el ataque y en la extracción. Se desarrolló una herramienta informática que a partir de las variables obtenidas con Kinescan©/IBV permitió analizar dichas variables en los instantes de tiempo deseados. Tanto la programación del código como la interfaz gráfica se realizaron con Matlab 7.0⁹.

Las variables calculadas fueron el ángulo de flexión de la muñeca de estribor (AFD = θ_b) y de babor (AFI = θ_l) y la aceleración angular de la mano de estribor (AAD = $\ddot{\theta}_b$) y de babor (AAI = $\ddot{\theta}_l$). De forma indirecta, a partir de la ecuación 7 se calculó el cociente de fuerzas F_I/F_D .

Análisis estadístico

Se calcularon las variables ángulo de flexión y aceleración angular en 57 fases acuáticas de estribor (AFD y AAD) y las variables ángulo de flexión y aceleración angular en 57 fases acuáticas de babor (AFI y AAI); resultaron aproximadamente 12 datos en cada fase. Para AFD y AAD se obtuvieron, respectivamente, 57 valores en el ataque, 57 valores en la extracción y 57 valores promedio \pm desviación estándar de la fase acuática de estribor. Lo mismo para AFI y AAI en la fase acuática de babor. Se

usó la "t" de Student para realizar las comparaciones de media (estribor frente a babor). El nivel de significación aceptado fue de $p \leq 0,05$. Todas las pruebas del análisis estadístico se realizaron utilizando el paquete SPSS (v.12).

Resultados

La figura 3A muestra el valor del ángulo de flexión de muñeca promedio en cada una de las 114 fases acuáticas (57 de estribor y 57 de babor) registradas en el minuto de filmación. La figura 3B muestra el ángulo de flexión de la muñeca promedio total de los valores medios obtenidos en cada una de las fases acuáticas de estribor y babor.

La tabla 1 muestra los valores del ángulo de flexión de la articulación de la muñeca (θ) y de la aceleración angular de la mano ($\ddot{\theta}$) obtenidos

Tabla 1
Resultados de las variables AF y AA en la fase acuática, en el ataque y la extracción

	Fase acuática	Ataque	Extracción
AFD ($^{\circ}$)	6,0 \pm 1,5	12,6 \pm 1,7	1,3 \pm 2,0
AFI ($^{\circ}$)	-19,8 \pm 1,6*	-16,7 \pm 2,4*	-21,9 \pm 1,5*
AAD (rad/s ²)	5,2 \pm 2,2	-12,0 \pm 2,5	29,8 \pm 6,6
AAI (rad/s ²)	5,4 \pm 1,2	5,6 \pm 2,8*	25,9 \pm 4,8*
F _i /F _d	-3,4	0,6	-14,1

AA: aceleración angular; AAD: aceleración angular de la mano derecha; AAI: aceleración angular de la mano izquierda; AF: ángulo de flexión; AFD: ángulo de flexión de la muñeca derecha; AFI: ángulo de flexión de la muñeca izquierda; F_i/F_d: cociente de fuerzas en el lateral izquierdo y derecho.

*Existe diferencia significativa ($p < 0,05$) entre babor y estribor.

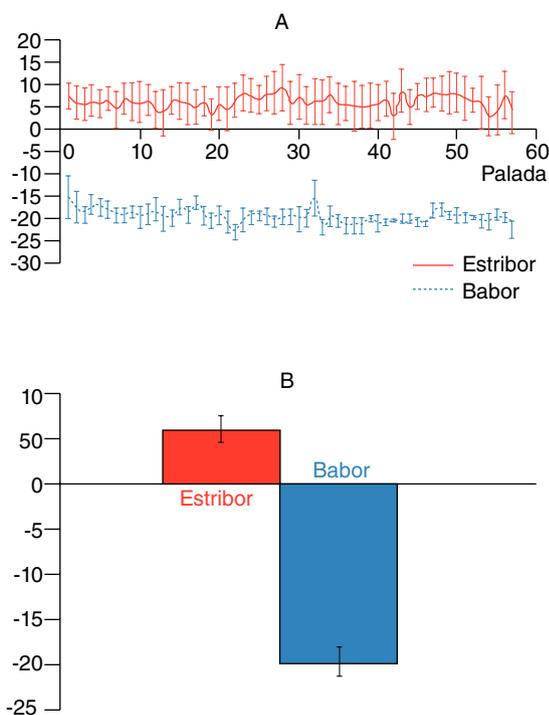


Fig. 3. A. Flexión de la muñeca en cada una de las fases acuáticas de estribor y babor. Los valores se presentan como media y desviación estándar. B. Flexión de la muñeca promedio total de los valores medios obtenidos en cada una de las fases acuáticas de estribor y babor. Los valores se presentan como media y desviación estándar.

durante la fase acuática, el instante de ataque y el de extracción en el lateral de estribor y babor. Dichos valores son los promedios totales de las 57 fases.

Se encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$) entre AFD y AFI, tanto en la fase acuática como en el ataque y la extracción. No se encontraron diferencias significativas entre AAD y AAI en la fase acuática, pero sí en el ataque y la extracción.

La figura 4 es una representación polar de la aceleración angular de la mano durante la fase acuática de estribor y babor, obtenida como promedios instantáneos de las 57 fases.

La figura 5A muestra una vista lateral de los segmentos antebrazo y mano derechos durante la fase acuática de estribor más similar al promedio. La figura 5B muestra una vista lateral de los segmentos antebrazo y mano izquierdos durante la fase acuática de babor más similar al promedio.

Discusión

El presente estudio aporta información que puede resultar útil para la prevención de lesiones de sobreuso de la musculatura flexora del carpo y los dedos de la mano en kayakistas.

El cálculo indirecto del cociente de fuerzas F_i/F_d desvela que los tendones flexores de la muñeca izquierda durante la fase acuática están sometidos a una fuerza que en promedio es 3,4 veces superior que la que soportan los tendones flexores de la muñeca contralateral. En el instante de extracción se agudiza hasta ser 14,1 veces superior. Esta fuerza realizada contra el hipomoclio sobre el que gira el tendón puede originar tendinosis o calcificación del tendón.

Teniendo en cuenta que en una filmación de 60 segundos a ritmo de competición se han registrado 114 paladas, y haciendo una estimación grosera en la que suponemos una media de 28 horas semanales de entrenamiento en agua con una frecuencia de paleo de 60-90 paladas por minuto, obtenemos que el deportista realiza unas 100.800-151.200 paladas a la semana, la mitad con cada mano. Los resultados obtenidos muestran una alta repetibilidad en las variables angulares medidas, por lo que entendemos que se trata de un gesto asimilado y no de un movimiento ocasional. Por tanto, el deportista ha reproducido un promedio de 50.400-75.600 veces a la semana una técnica de paleo que suponía a su muñeca izquierda una tensión muy superior a la contralateral.

Se podría dudar de que la ejecución del movimiento se haya visto condicionada por el uso de kayakergómetro. Existen numerosos trabajos que lo consideran una herramienta válida para realizar una prueba de valoración fisiológica¹⁰⁻¹⁴. Sin embargo, tan sólo hemos encontrado un trabajo¹⁵ que valore si existen distintas respuestas fisiológicas en un kayakista durante el paleo en ergómetro y en el agua, no encontrándose diferencias significativas en el consumo de oxígeno máximo y existiendo una gran correlación entre la distancia recorrida en el agua y la potencia desarrollada en el ergómetro. Así, los autores concluyen que el ergómetro simula las demandas fisiológicas a corto plazo de un entrenamiento de intensidad.

Por otro lado, únicamente se han encontrado dos estudios que comparen los parámetros cinemáticos de la técnica del paleo en un ergómetro y en agua^{16,17}, llegando ambos a conclusiones dispares en cuanto al movimiento de la mano se refiere. Mientras que Caubet (1999) deduce que existe mayor desplazamiento vertical y horizontal de la mano en el agua, Begon et al (2003) concluyen que no existe diferencia significativa. En ninguno de los dos trabajos se reflejan resultados en relación a la flexión de la articulación de la muñeca.

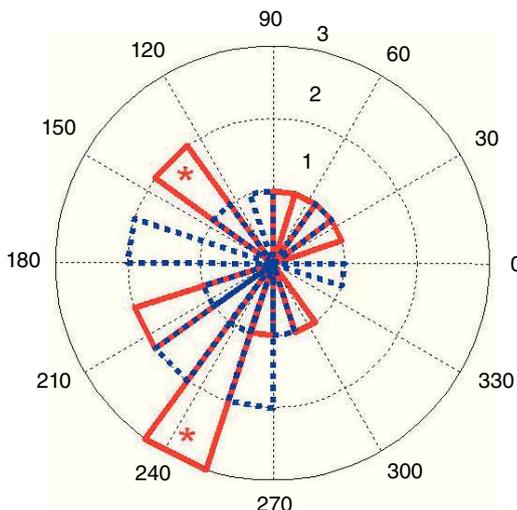


Fig. 4. Representación polar de la aceleración angular de la mano derecha –línea continua– e izquierda –línea discontinua–. *Obsérvese que en 240 la mano derecha sobrepasa significativamente a la mano izquierda. Similarmente, en 135 vemos otra diferencia significativa.

El uso de ergómetros está ampliamente extendido entre la población de kayakistas, pues hacen posible el entrenamiento cuando las condiciones ambientales no acompañan, y además permiten al deportista observarse al mismo tiempo que palea, en aras de mejorar su técnica. Teniendo en cuenta que el deportista en estudio tiene experiencia en el entrenamiento en ergómetro, consideramos que de haber diferencias entre su paleo en ergómetro y en el agua estas serán mínimas.

La asimetría en el ángulo de flexión de la muñeca queda reflejada en la figura 3A. Las barras de error verticales hacen referencia a la variación del ángulo de flexión de muñeca a lo largo de cada fase acuática, siendo mayores por el lateral de estribor. Esto se traduce en que mientras la muñeca derecha realiza la tracción de la pala con cierta flexión, la muñeca izquierda permanece con una flexión superior en promedio de 13,8° y sin apenas variación, tal y como se aprecia en la figura 5. La represen-

tación polar de la figura 4 refleja las diferencias encontradas en las variables AAD y AAI, aunque el valor promedio sea parecido. Al ser la filmación previa a la lesión, se descarta que las semejanzas encontradas puedan deberse a la ejecución del movimiento con dolor.

En los kayakistas la presencia y magnitud de asimetrías lado a lado están inversamente correlacionadas con el nivel del deportista. En un estudio previo¹⁸, la comparación de un grupo de élite con otros dos grupos de nivel intermedio y de iniciación demostró la presencia de patrones más simétricos en los primeros. Por otro lado, hay evidencias de que existe relación entre la asimetría en la cinética de la palada (concretamente en los valores de la fuerza máxima y en el impulso generados a un lado y a otro) y la incidencia de lesión¹⁹. Por tanto, según esto, dado que el deportista en estudio es de alto nivel, debería haberse encontrado en él un movimiento simétrico. Como no ha sido así, pensamos entonces que en aquel momento el deportista ya presentaba la patología, aunque se encontrara asintomático, puesto que en los sujetos con patología y sin sintomatología se dan asimetrías al realizar tareas de gran exigencia motora²⁰.

Cabe plantearnos ahora el porqué de esa diferente biomecánica articular, si existe algún factor externo que haya podido condicionar tal patrón de movimiento lesivo, como pudiera ser el diseño de la pala. Hasta los años ochenta, la hoja de la pala era plana, pues se consideraba que la propulsión de la embarcación se producía sólo por las fuerzas aplicadas en dirección anteroposterior. A partir de esa fecha aparece la pala *wing*, cuya hoja no es plana, sino curva, lo que supone una ventaja mecánica que se puede explicar a partir del efecto Bernoulli, según el cual en el caso de que un fluido siga un cuerpo horizontal un aumento de la velocidad del flujo implica que la presión estática decrecerá. Como la sección de la hoja tiene forma de ala, el flujo es más rápido por la superficie exterior, produciéndose una diferencia de presión que permite aplicar una mayor fuerza propulsiva^{21,22}.

Además, las dos hojas de la pala están giradas entre sí para disminuir la resistencia al avance de la hoja que se encuentra en el aire. Sin embargo, esto implica una flexión adicional de la muñeca derecha cuando se encuentra en el aire para conseguir que la pala entre en el agua con un ángulo de ataque adecuado. Dado que nuestro deportista en estudio presenta la lesión en su mano izquierda, se descarta que la torsión entre las hojas de la pala haya sido un factor condicionante.

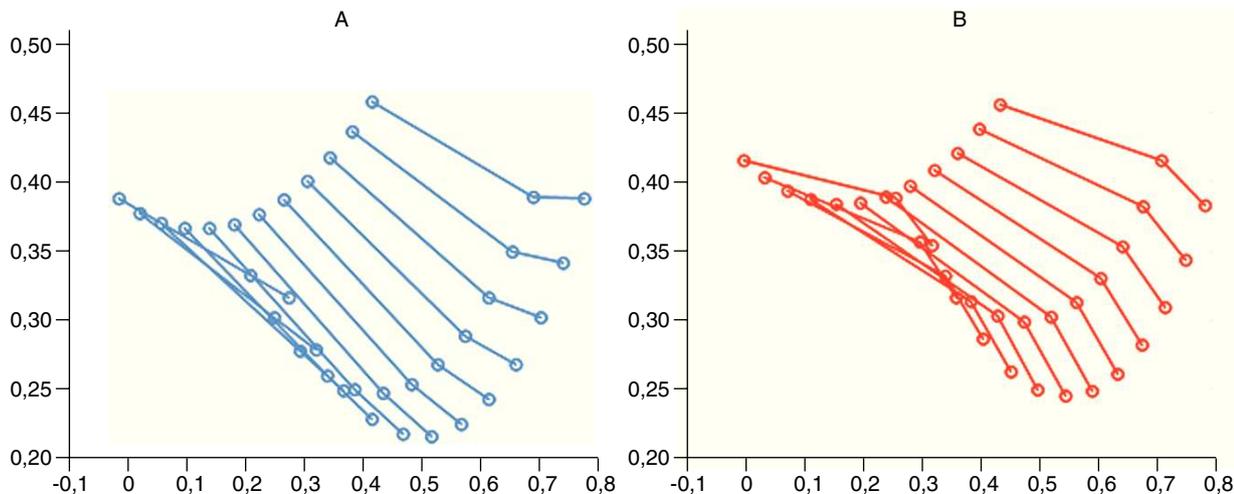


Fig. 5. A. Vista lateral de los segmentos antebrazo y mano derechos durante la fase acuática de estribor más similar al promedio. B. Vista lateral de los segmentos antebrazo y mano izquierdos durante la fase acuática de estribor más similar al promedio.

En conclusión, los resultados del presente trabajo demuestran que las variables ángulo de flexión de la muñeca y aceleración angular de la mano son determinantes en la valoración de la fuerza que soportan los tendones que atraviesan el túnel carpiano. Las diferencias relevantes entre la cinemática de las extremidades superiores medidas con fotogrametría vídeo tridimensional permiten predecir la aparición de lesiones, como se ha demostrado en el caso del sujeto estudiado.

Bibliografía

1. Fiore DC, Houston JD. Injuries in whitewater kayaking. *Br J Sports Med.* 2001;35(4):235-41.
2. Schoen RG, Stano MJ. Year 2000 whitewater injury survey. *Wilderness Environ Med.* 2002;13(2):119-24.
3. Sánchez JL, Magaz S. La Técnica. En: Piragüismo (I). Madrid: Comité Olímpico Español; 1993. p. 102-386.
4. Armstrong TJ, Chaffin DB. An investigation of the relationship between displacements of the finger and wrist joints and the extrinsic finger flexor tendons. *J Biomech.* 1978;11(3):119-28.
5. Armstrong TJ, Chaffin DB. Some biomechanical aspects of the carpal tunnel. *J Biomech.* 1979;12(7):567-70.
6. González CF. Mecánica del Sólido Rígido. Barcelona: Ariel; 2003.
7. Abdel-Aziz YI, Karara HM. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. En: Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry. Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry; 1971. p.1-18.
8. Hatze H. High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach. *J Biomech.* 1988;21(7):533-8.
9. The MathWorks, Inc [sede Web]. Matlab Contents. Disponible en: <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/techdoc/matlab.shtml>
10. Bishop D, Bonetti D, Dawson B. The effect of three different warm-up intensities on kayak ergometer performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(6):1026-32.
11. Bishop D, Bonetti D, Dawson B. The influence of pacing strategy on VO_2 and supramaximal kayak performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(6):1041-7.
12. Fry RW, Morton AR. Physiological and kinanthropometric attributes of elite flatwater kayakers. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23(11):1297-301.
13. Van Someren KA, Oliver JE. The efficacy of ergometer determined heart rates for flatwater kayak training. *Int J Sports Med.* 2002;23(1):28-32.
14. Bunc V, Heller J. Ventilatory threshold and work efficiency during exercise on cycle and paddling ergometers in young female kayakers. *Eur J Appl Physiol.* 1994;68(1):25-9.
15. Van Someren KA, Phillipis GRW, Palmer GS. Comparison of physiological responses to open water kayaking and kayak ergometry. *Int J Sports Med.* 2000;21(3):200-4.
16. Caubet J. Estudio comparativo de los parámetros cinemáticos de la técnica de paleo, en un ergómetro de piragüismo y en agua. Apuntes. Medicina de l'esport. 1999;131:5-10.
17. Begon M, Mancini F, Durand F, Lacouture P. Comparison of kayak stroke kinematics on ergometer and in situ. En: Proceedings of the 18th Congress of the French Society of Biomechanics. France: Archives of Physiology and Biochemistry; 2003. p. 18.
18. Sacchi M, Rodano R, Squadrone R, Veicsteinas A, Merati G, Marzegan A. Evaluation of kinematic left-right asymmetries in elite, intermediate and novice kayakers. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34 5 Suppl 1:s172.
19. Lovell G, Lauder M. Bilateral strength comparisons among injured and non-injured competitive flatwater kayakers. *J Sport Rehabil.* 2001;10(1):3-10.
20. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? *Knee.* 2007;14(3):231-8.
21. Kendal SJ, Sanders RH. The technique of elite flatwater kayak paddlers using the wing paddle. *J Appl Biomech.* 1992;8(3):233-50.
22. Sanders RH, Kendal SJ. Quantifying lift and drag forces in flatwater kayaking. En: Rodano R, Ferrigno G, Santambrogio GC, editors. Proceedings of the Xth International Symposium on Biomechanics in Sports. Milano: Edi-Erme; 1992. p. 267-72.