

INSTRUMENTACIÓN DE UNA MÁQUINA DE REMO PARA ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL CINEMÁTICO Y CINÉTICO.

Anderson Peña (1) (2), Adina Draghici (3), Sandra Shefelbine (3), Hugo Franco (2),
Diego Garzón (1), Angélica Ramírez (2)

1. Maestría en Ingeniería Biomédica, Universidad Nacional de Colombia; Colombia

2. Grupo COMMONS. Departamento de Ingeniería Mecánica y Sistemas, Universidad Central; Colombia

3. Departamento de Ingeniería Mecánica, Northeastern University; EE.UU.

Núcleo Temático: Biomecánica.

Resumen

La instrumentación de máquinas de remo tiene por objeto la evaluación del gesto deportivo en la prevención de lesiones en atletas profesionales, adultos mayores y personas con discapacidad motora. Dentro de los diferentes problemas abiertos desde el punto de vista de biomecánico, es de especial interés el efecto del gesto sobre las reacciones articulares debido al movimiento y la fuerza en el eje medio-lateral. Este trabajo presenta la instrumentación de una máquina de remo para adquirir datos de movimiento y fuerza en tres dimensiones, que a su vez soporten el análisis cinemático y cinético del gesto y, así, determinar la contribución de las interacciones sobre los planos transversal y coronal en el movimiento. La máquina instrumentada cuenta con un sistema optoelectrónico y dos celdas de carga, a través de las cuales se adquieren los datos de movimiento y fuerza de reacción en los brazos y en el pie derecho. La evaluación del sistema implementado consistió de una prueba piloto, calculándose los momentos producidos por las diferentes articulaciones involucradas. Las medidas obtenidas durante la prueba permitieron observar que el ángulo de rotación del tobillo es un 44% el ángulo de flexión y que la componente medio-lateral de la fuerza de reacción en el pie alcanza el 21% de la fuerza de reacción normal; de esto se concluye que la contribución debida a los movimientos en los planos diferentes al sagital no puede ser despreciada en los estudios de gesto deportivo en remo.

Introducción

El remo es un deporte de equipo de gran tradición en Europa Occidental y los EE.UU. Debido a que la prác-

tica de este deporte en dichos lugares es imposible durante el invierno, se han desarrollado simuladores para el entrenamiento y evaluación del desempeño en recintos cerrados. Los dispositivos de este tipo son usados por deportistas de alto rendimiento, para fortalecimiento físico, ejercicio de bajo impacto [Rumball, 2005] y en procesos rehabilitación de personas con discapacidad motora [Wheeler, 2002; Hettinga, 2008; Draghici, 2017], existiendo un riesgo de lesión durante una técnica mal ejecutada [Rumball, 2005].

Las máquinas de remo se componen de un manillar que, al ser halado por los brazos, hace girar un volante de inercia o *damper* (simulando la resistencia de la palada en el agua), una silla se desliza sobre un riel horizontal que está ligeramente inclinado y un apoyo fijo para pies, anclado a la estructura. El gesto deportivo comprende las fases de *pase* y *recuperación* [Figura 1] [Concept II]. Cada ciclo de remo implica la flexión y la extensión completa de las piernas y brazos, lo que implica el reclutamiento de grandes grupos musculares [Hase, 2004; Jones, 2010; Kornecki, 2008] y, por ello, el mejoramiento de la condición cardiovascular [Shepherd, 1998; Forbes, 2011] el desempeño muscular y la condición motora gruesa.

Con el fin de cuantificar el desempeño cinemático y cinético de los atletas, se han realizado diferentes aproximaciones a la implementación, tanto de botes de remo, como de máquinas de entrenamiento [Hofmijster, 2010]; algunas consideran el ejercicio de remo como un movimiento plano (plano sagital) y utilizan un sensor ubicado silla de la máquina para conocer la traslación antero-posterior de la cadera y así calcular el

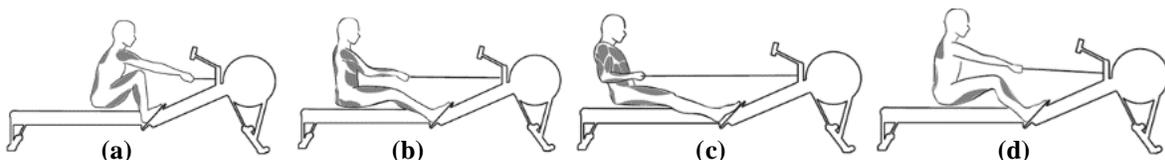


Figura 1. En el pase el remero inclina su cuerpo hacia adelante con las rodillas dobladas y los brazos extendidos hacia la rueda volante (a); efectúa todo el trabajo inicialmente con las piernas y la espalda (b), y al finalizar con los hombros y los brazos (c). En la recuperación se retoma la posición inicial primero extendiendo los brazos y doblando el torso hacia adelante con el fin de evitar roces entre las rodillas y las manos al mover el asiento hacia el frente (d).



movimiento de la rodilla en flexión-extensión [Hawkins, 1999]. El avance de los sistemas opto electrónicos hizo posible el análisis cinemático tanto de las articulaciones de la extremidad inferior [Hase, 2004; Kornecki, 2008], como el análisis cinemático tridimensional de las articulaciones lumbar, hombro, codo y muñeca [Buckeridge, 2012; Pudlo, 2005; Sforza, 2012; Skublewska, 2016].

Para el análisis cinético se usan sensores unidireccionales que determinan las fuerzas de reacción de miembros superiores al halar el dámper, [Hase, 2004; Kornecki, 2008; Černe, 2011; Buckeridge, 2012] y permiten medir la fuerza normal de apoyo de los pies [Černe, 2011]. En efecto, las plataformas de fuerza capturan la fuerza de reacción del pie en las tres direcciones [Hase, 2004; Pudlo, 2005]. Sin embargo, en la literatura del área no se ha reportado un análisis cinemático-cinético 3D de todas las articulaciones involucradas de manera simultánea, ni se tiene en cuenta el efecto de las fuerzas de reacción medio-lateral en la simetría y coordinación del movimiento.

Este trabajo presenta la instrumentación y evaluación de un sistema de captura y análisis de la cinemática y la cinética tridimensional de las articulaciones de la extremidad inferior, superior y tronco durante la práctica del ejercicio en un simulador de remo diseñado e implementado para la labor. Los datos obtenidos permiten evaluar la coordinación y potencia en el movimiento del practicante.

Materiales y Métodos

El desarrollo del sistema y su evaluación se aborda en cuatro pasos: i) la adecuación del sistema de captura para la obtención de datos cinemáticos. ii) la instrumentación de la máquina de remo con la que se obtiene las fuerzas de reacción durante el ejercicio, iii) la evaluación del sistema en un individuo y iv) el procesamiento de los datos para obtener ángulos y momentos.

Sistema de captura para análisis cinemático

El movimiento tridimensional se captura a través del sistema optoelectrónico SMART-E @ 50Hz (BTS Bioeng, Italia) de la Universidad Central. Se hace uso de 27 marcadores reflectivos, dispuestos sobre el paciente de acuerdo a una adaptación del modelo Davis [Davis, 1991], modificado al cambiar la posición del marcador intermedio de cada segmento, para evitar la oclusión de marcadores, asegurando la visibilidad de al menos tres de ellos no-colineales por cada uno de los segmentos considerados (pie, pierna, muslo, torso, brazo y antebrazo).

Instrumentación para el análisis cinético.

Para la instrumentación se seleccionó una máquina de remo Concept II, Modelo D-PM5 (Morrisville, USA) ampliamente utilizada en procesos de entrenamiento e investigación [Hase, 2004; Pudlo, 2005; Hofmijster, 2010; Buckeridge, 2012; Sforza, 2012; Skublewska, 2016]. A esta máquina se adaptaron dos celdas de carga, una para medir la fuerza de reacción en el apoyo en los pies y otra para medir la fuerza de reacción de los brazos [Figura 2].

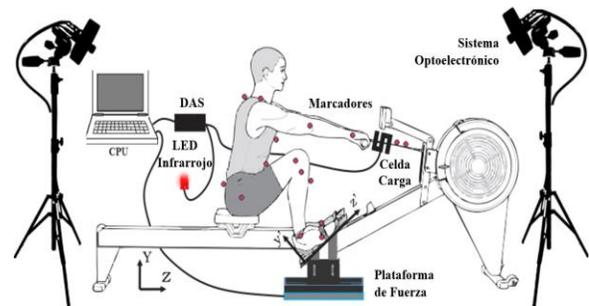


Figura 2 Esquema del sistema de instrumentación de la máquina de remo.

Fuerza de Reacción de los pies

Para medir la fuerza de reacción tridimensional en el apoyo del pie derecho, se usa una plataforma KISTLER 9286A sobre la que se soporta una estructura ajustable en altura y ángulo, la cual transmite la fuerza desde el pie a la plataforma. Para contrarrestar la inercia del empuje ejercido por el pie, se aplica un contrapeso de 100 Kg de acuerdo a las reacciones máximas reportadas por [Černe, 2011].

La adquisición de movimiento sobre la plataforma se lleva a cabo mediante el sistema SMART-E, lo que permite conocer el punto de presión, la magnitud de la fuerza y los momentos generados. Los datos registrados por la plataforma tienen un sistema coordenado X-Y-Z y la superficie normal del apoyo del pie se encuentra en el sistema coordenado $x'-y'-z'$ rotado en un ángulo $\theta = 42^\circ$ sobre el eje X [Figura 2]. Para conocer los componentes de la fuerza en el sistema $x'-y'-z'$ se aplica una transformación de rotación homogénea a los valores de F_y , F_z .

Tensión en el manillar

Para obtener datos de la fuerza de reacción realizada por los brazos, se mide la tensión de la cadena ubicando una celda de carga entre ésta y el manillar. De acuerdo con el valor máximo registrado por [Černe, 2011] (816 N), la celda de carga utilizada es tipo 'S' LEXUS, con una capacidad máxima de 100 kgf. Una

consideración importante en el diseño del montaje es que las deformaciones sufridas durante el ejercicio sean despreciables para no afectar la medida del transductor. Se ubicaron dos marcadores en el manillar para que el sistema BTS pueda también rastrear su trayectoria [Figura 2]. La diferencia entre el pase y la recuperación se obtiene mediante la posición del marcador en el manillar.

Para la adquisición de datos se usó un sistema basado en una tarjeta Arduino UNO (DAS) y un Módulo HX711, como interfaz entre el Arduino y la celda de carga, implementando una conversión analógica/digital (interna) de 24 bits. A su vez, la tasa de muestreo se establece en 80 Hz. Este sistema envía los datos digitales a un programa desarrollado en Matlab®, el cual permite visualizar los datos obtenidos y exportarlos en tiempo real a un archivo de texto plano UTF-8. El sistema propuesto se calibró en una máquina de tensión (laboratorio de ensayos mecánicos, Universidad Nacional), con una celda de carga Shimatzu (*Tipo: SLBL-1kN*). La sincronización entre los dos sistemas de adquisición se implementó a través del sistema optoelectrónico, el cual reconoce una señal de un LED infrarrojo incorporado en el Arduino, el cual emite un pulso al superar el umbral de 5 Kg [Figura 2].

Evaluación experimental.

Una persona no entrenada (mujer, peso=50 kg, altura=1.68 m), con consentimiento informado, llevó a cabo una prueba, tipo análisis de caso, sobre la máquina de remo simulando un recorrido de 500 m con el máximo nivel de resistencia en el *dámper*. La participante estableció su propio ritmo, observándose su frecuencia cardiaca de manera continua para garantizar que sus pulsaciones se mantengan siempre en el rango correspondiente al ejercicio anaeróbico [Taylor, 2011].

Procesamiento de datos

Para estimar el movimiento corporal en tres dimensiones y la interacción con fuerzas externas se emplearon las herramientas Inverse Kinematics e Inverse Dynamics de OpenSim [Delp, 2007], respectivamente, siempre sobre el modelo biomecánico Full Body Model, seleccionado por su certificación para análisis clínico de la marcha [Rajagopal, 2016]. Debido a las características propias del ejercicio de remo, la posición de los marcadores, los límites de movimiento articulares y los grados de libertad en la rodilla y el tobillo son adaptados para garantizar la adquisición sin problemas de oclusión.

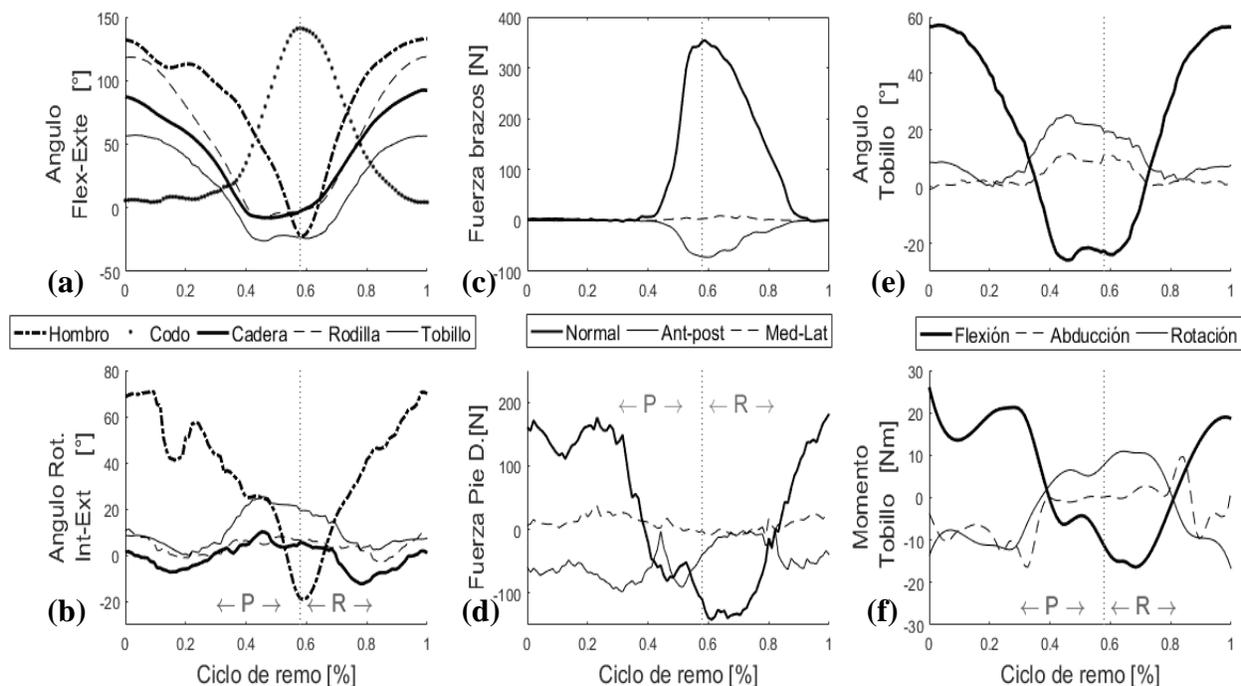


Figura 3. Movimiento de las articulaciones en flexo-extensión (a) y en rotación interior y exterior (b). Fuerzas del sistema de instrumentación de los brazos (c) y el pie derecho (d). Ángulos (e) y momentos (f) generados en la articulación del tobillo en direcciones de flexo-extensión, aducción-abducción y rotación.



Resultados

Se instrumentó una máquina de remo Concept II. Con este sistema, se simuló un recorrido de 500 m ejecutado por la participante del análisis de caso en 2:34 min con una velocidad promedio de 32 ciclos/min. Los datos presentados se normalizaron al 100% de un ciclo, escogiéndose un ciclo específico.

El 58% del ciclo corresponde a la fase de pase [Figura 3.a-b], observándose que el punto de inflexión en los ángulos de flexión y rotación de las extremidades inferiores suceden en el 40% del ciclo, mientras que el de las extremidades superiores se dan en el 58% del ciclo. Este último coincide con el cambio de la fase de pase a recuperación. Entre el 23 y el 25% del ciclo se dan las máximas fuerzas de reacción [Figura 3.c-d]. Al considerar una reacción simétrica en los pies derecho e izquierdo, se encuentra que la fuerza máxima de los brazos (350N) es igual a la fuerza de reacción en las extremidades inferiores. Las componentes anteroposterior y mediolateral de la fuerza de reacción en el pie alcanzan valores el 55% y 21%, respectivamente, de la componente normal máxima de la fuerza (175N).

Las componentes del ángulo del tobillo en eversión-inversión y rotación llegan a valores del 19% y 44% respectivamente [Figura 3.e-f], del valor de máximo de flexión (57°). Los porcentajes de las componentes se ven reflejados en el cálculo de los momentos, haciendo que los valores en abducción y rotación alcancen un 30% y un 48%, respectivamente, de la componente de flexión máxima (23 Nm).

Discusión y Conclusiones

El sistema desarrollado, que instrumenta una máquina de remo Concept II, permite medir los movimientos y fuerzas de reacción del remero. Los resultados completos del análisis de caso se encuentran en <http://hpclab.ucentral.edu.co/index.php/movement-analysis-laboratory/>, observándose, a manera de validación, que los rangos y patrones del movimiento articular en un ciclo son equivalentes a los reportados por [Halliday, 2001; Buckeridge, 2012; Jin-Sun, 2016], así como los valores de fuerza son similares a los presentados por [Hase, 2004; Pudlo, 2005; Černe, 2011]. El gesto deportivo, dominado por el plano sagital, demuestra una coordinación en la cual las extremidades superiores se extienden mientras las extremidades inferiores se flexionan, mostrando un comportamiento anti simétricas [Figura 3.a]. Es de resaltar que los ángulos de rotación del tobillo son cercanos a la mitad de

los ángulos de flexión, lo que configura un aporte representativo en el movimiento general. Por último, las componentes de la fuerza del pie, anteroposterior y mediolateral, son de orden de magnitud comparable con la componente normal, lo que sugiere que deben ser consideradas para la caracterización, análisis y predicción de lesiones por estas cargas.

Este trabajo es la base para líneas futuras en que se realizan análisis de electromiografía de superficie SEMG y modelos computacionales de dinámica inversa para analizar la acción muscular en el movimiento. Adicionalmente, esta instrumentación abre la posibilidad de evaluación de eficiencia en deportistas de alto rendimiento en Colombia practicantes de remo y el desarrollo de programas de rehabilitación **FES-assisted Rowing Machine**, empleados en otros países a personas con daño en la medula espinal.

Agradecimientos

Los autores agradecen a German Castañeda por sus contribuciones técnicas y al personal del laboratorio de AM&E. Esta investigación hace parte del proyecto 20306009006 del Clúster de tecnologías convergentes de la Universidad Central.

Referencias

- Buckeridge *et al*, Med Sci, 44 (11), 2147-2153, 2012.
- Černe *et al*, Measurement 44:1819-1827, 2011.
- Černe *et al*, Human Mov Science 32:691-707, 2013.
- Concept II, Indoor Rower Product Manual
- Davis *et al*, Human Mov Science, 10:575-587, 1991.
- Draghici *et al*, J Biomech 53:120-126, 2017.
- Delp *et al*, Biomed Eng 54(11), 1940-1950, 2007.
- Rajagopal *et al*, Biomed Eng 63, 2068-2079, 2016.
- Forbes *et al*, Sports Medicine, 19:217-230, 2011.
- Halliday *et al*, 18th Congress ISocBiomech, 52, 2001.
- Hase *et al*, J Biomech, 20:317-323, 2004.
- Hawkins *et al*, J Biomech, 33:241-245, 1999.
- Hettinga *et al*, Neuromod 10(3):291-297, 2007.
- Hofmijster, Faculty of Human Movement 153, 2010.
- Jin-Sun *et al*, Korea JSportBiomech, 26:21-30, 2016.
- Jones *et al*, ISEA, 2(2):2555-2561, 2010.
- Kornecki *et al*, Biol. Sport, 27:187-194, 2008.
- Pudlo *et al*, Sport Engineering, 8:39-46, 2005.
- Rumball *et al*, Sports Medicine, 35:537-555, 2005.
- Wheeler *et al*, Phys Med Rehab, 83:1093-1099, 2002.
- Sforza *et al*, Open Sports Med J, 6(1), 22-28, 2012.
- Shephard *et al*, J of Sport Sciences 16:603-620, 1998.
- Skublewska, Advances in Sci 10(29):132-140, 2016.
- Taylor *et al*, PM&R 3(9):817-824, 2011.