11° Simposio CEA de Bioingeniería

CEA Comité Español de Automática

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

anys

CAR

CSIC

POLITÉCNICA

CYTED

ReSiste

Colección Congresos UPV
11º Simposio CEA de Bioingeniería

Los contenidos de esta publicación han sido evaluados por el Comité Científico que en ella se relaciona y según el procedimiento que se recoge en
http://ocs.editorial.upv.es/index.php/CEABioIng/CEABioIng/about/editorialPolicies

Editor científico

Dr. Juan Manuel Belda Lois (Universitat Politècnica de València)

Editado por

Editorial Universitat Politècnica de València, 2019
www.lalibreria.upv.es / Ref.: 6528_01_01_01

ISBN: 978-84-9048-793-8 (versión impresa)

DOI: http://dx.doi.org/10.4995/CEABioIng.2019.10558

11º Simposio CEA de Bioingeniería
se distribuye bajo una licencia Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional. Basada en una obra en http://ocs.editorial.upv.es/index.php/CEABioIng/CEABioIng

11º Simposio CEA de Bioingeniería

18 - 19 de julio de 2019

11º Simposio CEA de Bioingeniería

PRESENTACIÓN DEL SIMPOSIO

En nombre del Comité Organizador, es un privilegio darles la bienvenida al 11º Simposio CEA Bioingeniería 2019 que se celebra del 18 al 19 de julio en la Ciudad Politécnica de la Innovación de la Universitat Politècnica de València.

El propósito de este simposio, que cumple ahora su undécima edición, es el de proporcionar un espacio de encuentro entre investigadores, desarrolladores, personal clínico, alumnos, industriales, profesionales en general e incluso usuarios que realicen su actividad en el ámbito de la Bioingeniería, principalmente en España e Iberoamérica. Se trata de presentar, compartir y discutir nuevos avances en este campo con aportaciones tanto teóricas como experimentales y de validación e introducción en el mercado de soluciones que traten de cubrir en lo posible las necesidades especiales de personas con deficiencias físicas, sensoriales o cognitivas para ampliar así sus capacidades funcionales de relación, movilidad manipulación y acceso al conocimiento.

En esta edición del Simposio se han presentado trabajos en las áreas de Biomecánica, Interfaces Cerebro-Máquina, Tecnologías para la Rehabilitación y la Asistencia, Uso de Exoesqueletos en el ámbito laboral, Robótica e Imagen Médica y Transferencia de Bioingeniería a la Industria y el Mercado. Los trabajos se han organizado en tres sesiones temáticas moderadas por tres reputados miembros del Comité Científico del Simposio: Dr. José María Azorín Poveda, Dr. Eduardo Rocón de Lima y Dr. Juan Manuel Belda Lois.

Tenemos, además, el honor de contar con la participación de dos ponentes de reconocido prestigio: el Dr. Juan Álvaro Gallego Abella, investigador del Grupo Robotics & Cybernetics del Centre for Automation and Robotics (CAR-CSIC) de la Universidad Politécnica de Madrid, que impartirá una conferencia plenaria sobre interfaces intracorticales para entender y restaurar el movimiento y D. Israel Benavides, ingeniero Ergónomo de Programas de FORD Automotive que en su conferencia plenaria nos explicará el uso de exoesqueletos en las líneas de producción.

Deseamos que este Simposio CEA de Bioingeniería sea fructífero para todos los participantes y contribuya a su esfuerzo e ilusión por el avance de la Bioingeniería.

Álvaro F. Page del Pozo
Presidente del Comité Organizador del 11º Simposio CEA de Bioingeniería

11° Simposio CEA de Bioingeniería

COMITÉ ORGANIZADOR

Dr. Álvaro Felipe Page del Pozo
Universitat Politècnica de València

Dra. María Amparo Guerrero Alonso
Universitat Politècnica de València

COMITÉ CIENTÍFICO

Dr. José María Azorín Poveda
Universidad Miguel Hernández de Elche

Dr. Juan Manuel Belda Lois
Universitat Politècnica de València

Dr. Ángel Gil Agudo
Hospital Nacional de Parapléjicos de Toledo

Dr. Miguel A. Mañanas Villanueva
Universidad Politécnica de Cataluña

Dr. Rafael Raya López
Universidad San Pablo CEU

Dr. Eduardo Rocon De Lima
Grupo de Ingeniería Neural y Cognitiva, CAR-CSIC

Dra. Pilar Serra Añó
Universitat Politècnica de València

Dr. Joan Vidal Samsó
Instituto Guttman

11° Simposio CEA de Bioingeniería

ORGANIZADORES

COLABORADORES

11° Simposio CEA de Bioingeniería

ÍNDICE DE SESIONES CIENTÍFICAS

Jueves, 18 de julio

SESIÓN A. ÁREA: BIOMECÁNICA.

Patrones de desplazamiento del eje instantáneo de rotación del movimiento de elevación humeral. 0

Comparación de la normalización lineal de la escala de tiempos con el registro funcional continuo en movimientos cíclicos del cuello. 03

Validación de los marcadores arUco para el análisis de movimientos humanos. 15

Fundamentos biomecánicos en el diseño de inmovilizador para rehabilitación de fracturas múltiples. 25

Análisis biomecánico para confirmar el diagnóstico en neurorrehabilitación. 38

Cambios en la cinemática articular tras entrenamiento de la marcha con exoesqueleto robótico ambulatorio. 53

SESIÓN A. ÁREA: ROBÓTICA E IMAGEN MÉDICA.

Sistema no invasivo para la medida y visualización de desplazamientos de tejidos en neurocirugía 65

SESIÓN B. ÁREA: INTERFACES CEREBRO-MÁQUINA.

Control asíncrono de sistemas BCI basados en ERP mediante la detección de potenciales evocados visuales de estado estable provocados por los estímulos periféricos del paradigma *oddball.* 75

Estudio preliminar de la detección de cambios de velocidad de la marcha a partir de señales EEG. 86

Posible efecto de interacción entre el paradigma de presentación y el conjunto de estímulos en un teclado virtual controlado a través de una interfaz cerebro-ordenador basada en P300. 000

Estudio preliminar de la usabilidad de tres tamaños de teclados basados en interfaces cerebro-computador (BCI) por pacientes con ELA. 014

SESIÓN B. ÁREA: TECNOLOGÍAS PARA LA REHABILITACIÓN Y LA ASISTENCIA.

Evaluación de la interacción entre atención visual y memoria de trabajo: un estudio basado en técnicas de *eye-tracking.* 030

Consecuencias de la neuromodulación endógena en el fenómeno de la desincronización de los ritmos sensorimotores en la enfermedad de Parkinson. 043

Estrategia para el control háptico, basado en electromiografía, de un exoesqueleto de mano para neurorehabilitación. 053

La estimulación mecánica aferente no reduce sistemáticamente el temblor de pacientes con temblor esencial. 068

11° Simposio CEA de Bioingeniería

Viernes, 19 de julio

SESIÓN C. ÁREA: USO DE EXOESQUELETOS EN EL ÁMBITO LABORAL

Estimación de los esfuerzos generados en el hombro por parte de trabajadores de la industria del automóvil mediante modelos biomecánicos de medidas in situ. 080

Desarrollo de un modelo de exoesqueleto de hombro mediante *OpenSim*®. 1/ 4

SESIÓN C. ÁREA: TRANSFERENCIA A LA INDUSTRIA Y EL MERCADO.

Fiabilidad y precisión en Biomecánica. 111

BIOMECÁNICA

11° CEA
BIOING

11º Simposio CEA de Bioingeniería, Valencia, 18 y 19 de Julio de 2019
ISBN: 978-84-9048-793-8 DOI: http://dx.doi.org/10.4995/CEABioIng.2019.10015

Patrones de desplazamiento del eje instantáneo de rotación del movimiento de elevación humeral

Cáceres, Magda; Page, Álvaro
Instituto Universitario Mixto de Biomecánica. Universitat Politècnica de València, Valencia, España, magcaceresescaceres@gmail.com, afpage@ibv.upv.es.

Abstract

We present an experimental study for the description of the paths described by the thoracohumeral instantaneous helical axis (IHA) in cyclical movements. The movement was recorded by means of a motion analysis technique with videophotogrammetry that allows the measurement of the IHA with an error lower than 1 cm, in a very reproducible way. This makes it possible to represent the IHA as an axoid, whose mediolateral displacement is related to the angular velocities of the sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joints, and whose vertical position is associated with glenohumeral joint elevation. The study was carried out with 41 healthy subjects and 15 subjects with pathologies of the shoulder, analyzing the cyclic movement of elevation-lower of the humerus in the frontal and scapular planes. The location and shape of the axoids is sensitive to the effects of the load and the functional ability of the subjects. The results obtained show that the IHA can be useful in the biomechanical functional assessment of the shoulder, by offering information on the coordination of the different joints that constitute it.

Keywords: *Biomechanics, joint kinematics, shoulder, instantaneous helical axis, functional assessment.*

Resumen

Se presenta un estudio experimental para la descripción de las trayectorias descritas por el eje instantáneo de rotación (EIR) toracohumeral para movimientos cíclicos de elevación-descenso. Se registra el movimiento mediante una técnica de análisis de movimientos con videofotogrametría que permite la medida del EIR del movimiento relativo húmero tórax con un error inferior a 1 cm y de forma muy reproducible. Esto permite representar el EIR como un axoide, cuyo desplazamiento mediolateral está relacionado con las velocidades de rotación de las articulaciones esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral, y cuya posición vertical se asocia a la elevación de la articulación glenohumeral. Se ha realizado un estudio con 41

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

sujetos sanos y 15 sujetos con patologías del hombro, analizando el movimiento cíclico de elevación-descenso del húmero en los planos frontal y escapular. La ubicación y forma de los axoides es sensible a los efectos de la carga y del estado funcional del sujeto. Los resultados obtenidos muestran que el EIR puede ser de utilidad en la valoración funcional biomecánica del hombro, al ofrecer información sobre la coordinación de las diferentes articulaciones que lo constituyen

Palabras clave: *Biomecánica, cinemática articular, hombro, eje instantáneo de rotación, evaluación funcional..*

1. Introducción

El estudio de la cinemática del hombro es de gran interés para analizar el efecto de diferentes patologías y establecer criterios objetivos de valoración funcional (López-Pascual et al., 2017). El hombro es una articulación compuesta por múltiples estructuras, que deben actuar en armonía para lograr la realización de movimientos de gran amplitud. Dada su complejidad, el estudio cinemático se suele reducir a la medida de ángulos que evalúan la función escapular (McClure et al., 2006) , clavicular (Ludewig et al., 2009), glenohumeral (Hill et al., 2008) o al ritmo escapulo-humeral (Braman et al, 2009). También se han realizado esfuerzos orientados a desarrollar modelos mecánicos más complejos, revisados por Yang (2010). Sin embargo, la utilidad de tales modelos en la práctica clínica es limitada, dados los problemas que presentan. Así, la medida del movimiento de la escápula o de la clavícula mediante medios no invasivos está afectada por importantes artefactos que limitan la validez de las medidas realizadas (McClure et al, 2001). Además, los modelos mecánicos implican considerar parámetros y características individuales difíciles de determinar, lo que condiciona la validez de dichos modelos (Hatze, 2000). Por el contrario, modelos simples, como los basados en la medida del movimiento húmero-torácico permite un estudio robusto del movimiento conjunto, que ofrece información sobre las alteraciones de los elementos de la cadena cinemática (López-Pascual et al., 2017).

Sin embargo, la mayoría de estudios publicados, revisados en López-Pascual (2015) y Cáceres (2019), se limitan al estudio de variables angulares, lo que supone una simplificación de la cinemática y presenta algunas limitaciones metodológicas. En efecto, la descripción de giros en tres dimensiones es un problema matemático complejo, cuyos resultados dependen del tipo de representación utilizada (López-Pascual et al, 2016). Por otra parte, la composición de giros es un problema no lineal por lo que la relación entre el giro humero-torácico y los giros de la clavícula o escápula no es directa ni evidente (De Rosario et al., 2012). Finalmente, al usar exclusivamente ángulos se está asumiendo implícitamente una

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

articulación con tres grados de libertad, ofreciendo una información muy incompleta de la cinemática del complejo articular del hombro.

Una solución de compromiso entre la complejidad de los modelos cinemáticos que consideran los diferentes elementos del complejo articular, y los modelos simplificados que describen la cinemática mediante ángulos, es la representación del Eje Instantáneo de Rotación (EIR). El EIR ha sido utilizado previamente para representar articulaciones complejas como el cuello (Woltring, 1994). Su posición y orientación depende de las velocidades angulares de cada una de las articulaciones que forman un complejo articular, por lo que se ha propuesto como una variable sensible a cambios en la coordinación motora (Page et al, 2011). Sin embargo, su medida experimental es compleja, debido a su sensibilidad a los errores experimentales y a la variabilidad humana (Page et al, 2006). Por ello, son escasos los trabajos en los que se realiza una medida precisa del EIR.

En este trabajo, se presenta un estudio experimental para la descripción de las trayectorias descritas por el eje instantáneo de rotación (EIR) toracohumeral para movimientos cíclicos de elevación-descenso. Se registra el movimiento mediante una técnica de análisis de movimientos con videofotogrametría que permite la medida del EIR del movimiento relativo húmero tórax de forma precisa y reproducible. Esto permite representar el EIR como un axoide, cuyo desplazamiento medio-lateral está relacionado con las velocidades de rotación de las articulaciones esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral, y cuya posición vertical se asocia a la elevaciónde la clavícula. El método se ha aplicado a una muestra de sujetos sanos y con diferentes patologías del hombro, con la finalidad de mostrar la utilidad del EIR en la identificación de alteraciones funcionales que afecten a la coordinación motora del complejo del hombro.

2. Material y métodos.

2.1. Diseño experimental

En el estudio participaron dos grupos de voluntarios, uno de personas sanas (41 sujetos, 25 hombres, 16 mujeres), para definir patrones de normalidad, y otro de sujetos con alguna patología de hombro (11 hombres, 4 mujeres), con el objetivo de analizar si el sistema que se propone en este trabajo es capaz de detectar patrones anormales. Los sujetos que participaron en el experimento lo hicieron de forma voluntaria, para lo cual firmaron un consentimiento informado como documento de conformidad con la realización de las prueba. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Politècnica de València. En Cáceres (2019) se describen con detalle los criterios de inclusión y exclusión de cada grupo, así como los criterios para establecer el tamaño mínimo de la muestra.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

Los sujetos realizaron varias sesiones de medida para analizar el movimiento de elevación del brazo en los planos escapular y frontal. Para ello se sentaban en una silla especialmente diseñada para este fin, con un respaldo regulable en altura y un conjunto de cinchas para fijar la posición de la pelvis y tronco y hombro contralateral, dejando libre el movimiento del miembro objeto de estudio (Fig. 1). Se midieron ambos brazos en los dos grupos. El movimiento en cada plano (escapular o frontal) se guió mediante un panel que servía de referencia al sujeto). También se colocó un tope en una posición inicial para uniformizar el movimiento de partida. En cada sesión se repitieron las medidas con dos condiciones de carga: con carga (levantando un mazo de 1 kg de masa) y sin carga.

Fig.1. Sistema de medida..

El movimiento del brazo se registró mediante un conjunto de marcadores fijado en la parte anterior del brazo. Además de los marcadores técnicos del brazo, se colocaron marcadores anatómicos en los dos acromion y en el esternón, para la definición del sistema de referencia anatómico y para controlar pequeños movimientos del tronco.

En cada sesión de medida el sujeto debía realizar varios ciclos seguidos de elevación y descenso, desde la posición de referencia hasta la máxima elevación posible. Los movimientos se realizaron a la velocidad deseada por el sujeto.

El movimiento se registró mediante un sistema de videofotogrametría (Kinescan-IBV), a 200 fotogramas por segundo. El sistema proporciona la posición de los marcadores con un error inferior a 0.5 mm, lo que permite medir la posición del EIR con una precisión superior a 0.5 cm, y su orientación con errores inferiores a 1º (Page et al, 2006, Cáceres et al, 2016)

En Cáceres (2019) se describe con detalle el procedimiento de medida seguido. Además de las medidas cinemáticas, se pasó a los participantes un cuestionario que incluía la Escala Visual Analógica (EVA), para evaluar el nivel de dolor de los sujetos con patología.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

2.2. Modelo cinemático

A partir de las coordenadas de los marcadores técnicos y anatómicos proporcionadas por el sistema de videofotogrametría, se realizaron los cálculos cinemáticos usando el modelo y procedimientos descritos en Page et al (2009), que utilizan un método vectorial para el cálculo del movimiento de un sólido respecto a una posición de referencia. En esencia, el sistema de cálculo consta de los siguientes bloques:

- Definición del sistema de referencia anatómico ligado al tronco, de acuerdo con las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu et al, 2005).
- Análisis de desplazamientos finitos: para calcular el movimiento de segmento respecto a su posición de referencia (desplazamiento de un punto y tres giros). Los ángulos se han medido como vector de Rodrigues (Page et al, 2009) y luego transformados a la secuencia de Euler YXY.
- Análisis de velocidades: velocidad lineal y angular en cada instante de tiempo. Cálculo de la posición y orientación del eje instantáneo de rotación.
- Identificación de los ciclos de movimiento (elevación y descenso) y segmentación de la señal continua.
- Obtención del ciclo medio: desplazamientos finitos, velocidades y ejes promedio.

Para representar la posición del EIR de ha calculado el punto H, de corte del eje con el plano del movimiento que pasa por el acromion correspondiente en la posición de referencia. En cada sesión de medida, se obtuvo un único axoide correspondiente al movimiento promedio de los ciclos de dicha sesión. Como se ha comentado, dicho axoide está definido por la orientación del EIR y por el punto $\mathbf{H}(y_H, z_H)$, donde Y representa la dirección vertical y Z la medial-lateral. Para poder comparar axoides de sujetos o sesiones diferentes, las coordenadas de H se han representado en función del procentaje del ciclo de movimiento, H(p), siendo p una variable que toma el valor 0 para el punto de mínima elevación y 100 para el de máxima elevación.

Para interpretar la relación entre la forma de la curva **H**(p) y la coordinación entre las articulaciones del hombro, partiremos de la figura 2a, donde se muestra una medida. Se ha incluido una representación del esqueleto para dar una idea de la escala (la distancia entre los acromion es la misma en gráfico que en el sujeto representado), si bien en este trabajo no se realizaron radiografías

En cada instante, la posición del EIR viene dada por la posición de los ejes de giro de los tres movimientos del complejo del hombro: movimiento clavícula-esternón, escápula-clavícula y húmero-escápula, cuyos ejes deben estar en las correspondientes articulaciones. Según las leyes de composición de movimientos, el EIR del movimiento conjunto debe estar en el

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

centro de gravedad de los tres vectores (Figura 2b). El movimiento que más contribuye a la elevación humeral es el de la articulación glenohumeral; por tanto, es previsible que el EIR del movimiento conjunto esté más cerca de dicha articulación. Sin embargo, en la medida en la que aumente la velocidad de giro de la clavícula, el EIR deberá desplazarse hacia el esternón, en una cantidad que depende de la relación entre las velocidades angulares del húmero, de la clavícula y de la escápula.

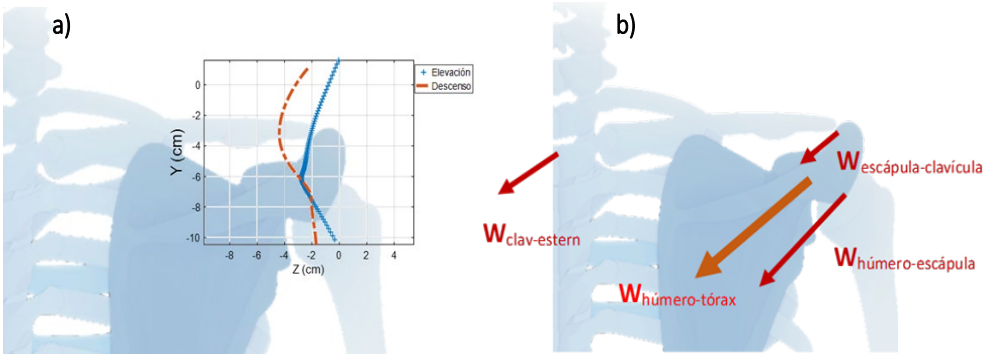

Fig.2. a) Trayectoria descrita por el punto H en un sujeto. b) Composición de movimientos que determina la posición del punto H.

En definitiva, la evolución del EIR en la dirección Z es una medida indirecta de la contribución relativa del movimiento de la clavícula a la elevación total. Cuando la contribución de dicho movimiento sea despreciable frente al glenohumeral, entonces el EIR estará cerca de dicha articulación, desplazándose medialmente cuando crezca su aportación relativa. Por otra parte, el desplazamiento vertical está asociado al desplazamiento de las articulaciones clavícula-escápula y glenohumeral, que dependen de la posición de la clavícula.

2.3. Tratamiento de datos

Cada registro proporciona una curva **H**(p) descrita por la intersección del EIR con el plano del movimiento. La distribución de curvas ha sido analizada usando técnicas de análisis de datos funcionales (FDA) (Ramsay y Silverman, 2005). Se han realizado los siguientes análisis:

1. Análisis descriptivo de la base de normalidad. Se han obtenido las medias y desviaciones típicas funcionales.
2. Análisis del efecto de la carga y el estado funcional sobre las curvas **H**(p). Se realizaron ANOVAs funcionales:

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

a. En el caso del efecto de la carga, se consideraron los factores lado, carga y plano como factores fijos y el factor sujeto como factor aleatorio.
b. En el estudio del efecto del estado funcional se realizaron dos ANOVAs. En el primero se compararon los EIR de los sujetos sanos con lo patológicos divididos en dos grupos, según el rango de elevación (menos de 135º o más de 135º). En el segundo estudio, sólo se usaron los registros de la base de patología, analizando las diferencias entre trayectorias del EIR a partir de las puntuaciones en la escala EVA de dolor (menos de 4 o igual o mayor a 4)

El análisis de inferencia se ha realizado sobre las curvas correspondientes al movimiento de elevación, ya que el de descenso presentaba una variabilidad muy grande.

3. Resultados

La figura 3, muestra las curvas medias de la trayectoria del EIR en la base de sujetos sanos para los movimientos de elevación y descenso. En total, se registraron 135 curvas en la base de sujetos sanos (con diferentes combinaciones de carga y plano de elevación).

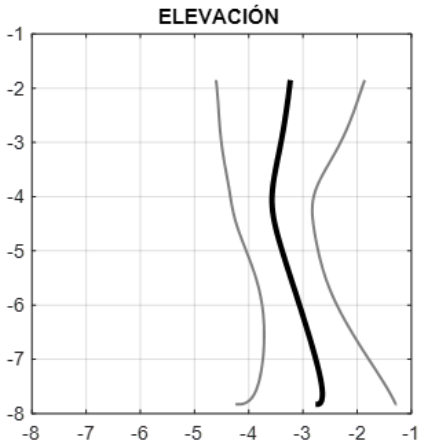

Fig.3 Trayectoria media Y(Z) del EIR en el movimiento de elevación (negro). Unidades en cm, punto de referencia, acromion. El movimiento empieza en la parte inferior.Las curvas laterales en gris corresponden a la media ±1 d.t. Representaciónm del brazo derecho, en vista posterior. Los desplazamientos a la derecha son laterales y a la izquierda, mediales.

Como puede observarse, las trayectorias siguen un patrón como el descrito en el modelo cinemático de la Fig.2. El movimiento de elevación arranca unos 8 cm por debajo del acromion, en una posición correspondiente a la articulación glenohumeral, y se va desplazando hacia arriba, a medida que se eleva dicha articulación por efecto de la elevación

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

de la clavícula y la escápula. El rango de desplazamiento vertical del EIR es amplio, del orden de 6 cm de media. A medida que se eleva, el EIR se desplaza medialmente; según el modelo cinemático, esto se debe a una mayor activación de la articulación esterno-clavicular. A partir de cierto punto (unos 120º de elevación) el EIR vuelve a desplazarse lateralmente, debido a que disminuye la velocidad de la clavícula respecto a la de la articulación glenohumeral. La dispersión es bastante grande entre sujetos.

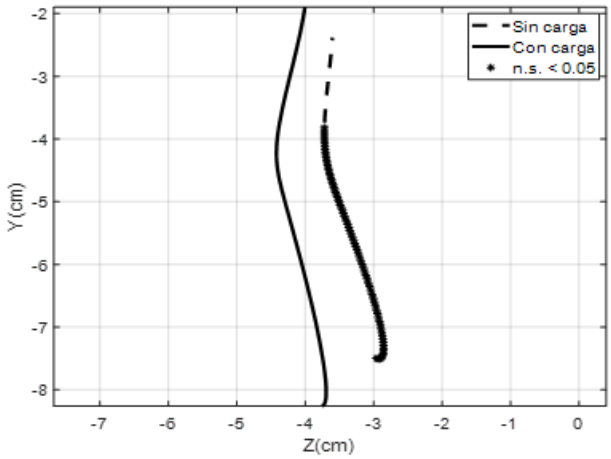

Fig. 4. Medias marginales estimadas de las trayectorias sin carga y con carga. Movimiento de elevación, base de sujetos sanos.

La figura 4, muestra el efecto de la carga. Como puede observarse, el movimiento con carga está desplazado medialmente y tiene un rango de desplazamiento vertical más grande que el movimiento sin carga. Las diferencias son significativas en casi todo el rango del movimiento.

Finalmente, las figuras 5 y 6 representan el efecto del estado funcional, caracterizado por el máximo ángulo de elevación (Fig.5) o la puntuación en la escala EVA de dolor (Fig. 6).

En la figura 5, se comparan las medias marginales de la trayectoria del EIR en el grupo de sanos con dos categorías de patrones patológicos (105 registros en total): Patológico1, con un nivel de afectación leve o moderado (ángulo máximo de elevación igual o superior a 135º) y Patológico2, con afectación más severa (ángulo máximo de elevación inferior a 135º). Como puede observarse, las diferencias entre el grupo sano y el Patológico1 son pequeñas. Las trayectorias casi coinciden en la parte central, mientras que el rango de elevación es más grande en el caso de los patológicos. Esto es debido a que arrancan con una mayor velocidad y elevan más la clavícula. En cambio, en el caso del grupo Patológico2 aparecen diferencias claras. La trayectoria del EIR se desplaza medialmente (más aportación relativa del movimiento de la clavícula a la elevación total) y el rango es inferior, ya que el hombro se

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

eleva menos. Las diferencias entre el grupo patologico2 y los otros es significativa en casi todo el rango de movimiento.

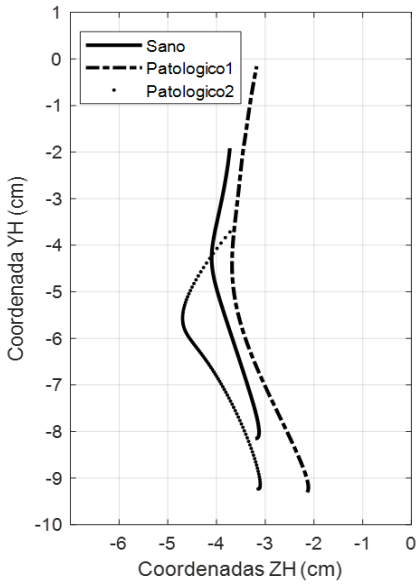

Fig. 5. Medias marginales de las trayectorias del EIR en función del nivel de afectación. Solo movimientos de elevación.

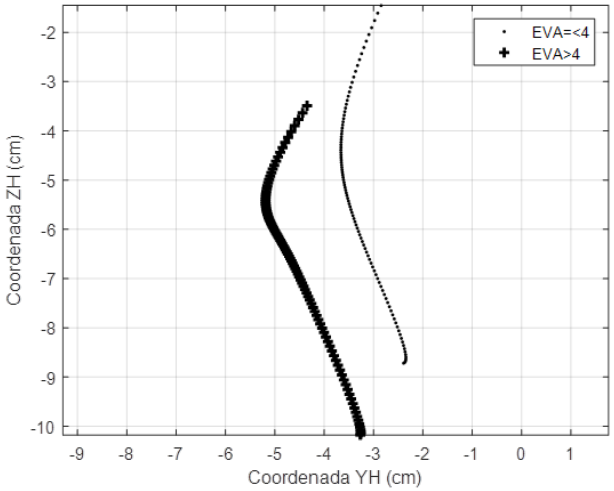

Fig. 6. Efecto de la puntuación EVA en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología. Medias marginales. Solo movimientos de elevación.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

En la figura 6, se muestran las medias marginales de los registros patológicos, según la puntuación en la escala EVA. El patrón de comportamiento asociado a más dolor es similar al obtenido para menor rango de movimiento. Así, el EIR de los sujetos con más puntuación en la escala está desplazado medialmente y alcanza una altura máxima inferior.

4. Discusión

El análisis de la cinemática articular del hombro es uno de los criterios usados en la valoración funcional de esta articulación. Sin embargo, la mayoría de trabajos se basan en el estudio del ritmo escapulo-humeralo en el estudio del movimiento de la escápula, en ambos casos a partir de la medida de ángulos. Como se comenta en la Introducción, este planteamiento presenta, en nuestra opinión, dos problemas. Por una parte, implican la medición del movimiento de la escápula, que está afectado por importantes artefactos (McClure et al., 2001). Por otra, la medida de ángulos es una representación incompleta del movimiento articular , ya que no tiene en cuenta los desplazamientos lineales.

En este trabajo se plantea el uso del EIR como elemento sensible a los cambios en la coordinación entre las tres articulaciones del hombro y se presenta un estudio experimental donde se analizan las trayectorias del EIR y se comparan los movimientos en sujetos sanos y con patología.

La medición de la posición del EIR es difícil, debido a su sensibilidad a los errores experimentales (Page et al., 2006). Sin embargo, con una técnica de medida adecuada es posible medirlo de forma fiable, con errores inferiores a 0.5 cm (Cáceres, 2016). Por lo que sabemos es el primer trabajo en el que se han medido los axoides del EIR del movimiento toraco-humeral y se han definidos patrones de normalidad y patología.

La trayectoria del EIR permite analizar la contribución en cada instante de las diferentes articulaciones del hombro, en términos de velocidades. Así, el desplazamiento vertical se asocia a una mayor o menor elevación de la clavícula, mientras que el desplazamiento medio-lateral depende de las contribuciones de las velocidades angulares en cada articulación al movimiento global. El hecho de trabajar con velocidades y no con ángulos es relevante desde un punto de vista mecánico. En efecto, la descripción de giros depende de la notación utilizada, su composición es compleja, no lineal y difícil de interpretar (De Rosario et al., 2012). Además, los ángulos dependen de la posición de referencia y cambian de forma no lineal cuando se modifica. Por el contrario, las velocidades lineales y angulares, que son las que determinan la posición del EIR, son vectores que representan el estado de movimiento instantáneo. Se componen como una simple suma y su interpretación es bastante sencilla.

Los resultados obtenidos en este trabajo muestran el efecto de la carga sobre la trayectoria del EIR. Su desplazamiento medial se asocia a un mayor contribución de los movimientos de

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

la clavícula y del omóplato cuando hay carga. Este hallazgo podría ser explicado por una mayor coactivación muscular del trapecio y el serrato anterior (Ekstrom et al., 2003), e incluso del supraespinoso si se acompaña de rotación externa, en detrimento del deltoides (Reinold et al., 2007).

Las diferencias encontradas entre sujetos sanos y con patología demuestran el potencial del uso del EIR como elemento de valoración funcional. Así, el efecto de una mayor limitación funcional, en términos de menor elevación humeral, va asociado a un desplazamiento medial del eje y a un menor rango de desplazamiento vertical. Estos resultados, pueden ser interpretados por el aumento de la elevación clavicular, producto de una excesiva activación muscular del trapecio superior, descrito en pacientes con patologías de hombro (Cools et al., 2003; Spall et al., 2016). Estas diferencias aparecen también cuando se usa el nivel de dolor como factor.

Hay que señalar que la variabilidad entre sujetos de la trayectoria del EIR es muy grande, especialmente en el grupo de patológicos. Por este motivo, los resultados obtenidos en el trabajo corresponden a diferencias entre patrones promedio. Como en el caso de otras muchas variables biomecánicas, la dispersión entre sujetos hace difícil su uso para identificar patrones sanos o patológicos individuales, especialmente en el caso de sujetos con afectación leve. Sin embargo, es posible que resulten de gran utilidad para evaluar la evolución de un paciente, dado que en este caso dicha variabilidad está controlada. Para comprobar esta hipótesis es necesario realizar estudios longitudinales donde se estudie la evolución en el tiempo.

5. Conclusiones

La trayectoria del EIR del hombro está relacionada con la coordinación entre las articulaciones que lo constituyen. Su desplazamiento vertical se asocia a la elevación de la clavícula y el medio lateral a la contribución relativa, en cada instante, de las velocidades angulares de cada articulación.

El efecto de la carga supone una mayor contribución del movimiento clavicular. Este efecto es similar al de una limitación funcional o al dolor, donde también se aprecia el desplazamiento medial del EIR.

Estos resultados muestran el potencial del EIR como descriptor de la coordinación en articulaciones complejas.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

6. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Gobierno de España y cofinanciado por Fondos Feder de la UE gracias al proyecto PDI2017-84201-R (IMBIO3R).

7. Referencias

BRAMAN, J. P., ENGEL, S. C., LAPRADE, R. F., & LUDEWIG, P. M. (2009). « In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 8, issue 6, p. 960-967.

CACERES, M., SERRA, P., LOPEZ, J., PAGE, A. (2016). « Reliability of the Shoulder Instantaneous Helical Axis measurement during the scaption movemen »t. *Gait and Posture*, vol 49, pp. 268.

CÁCERES, M.L. (2019). *Aplicación de la cinemática articular a la valoración funcional del hombro*. Tesis Doctoral. Valencia : Universitat Politècnica de València.

COOLS, A. M., WITVROUW, E. E., DECLERCQ, G.A., et al. (2003). « Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms ». *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 542-549)

DE ROSARIO, H., PAGE, A., MATA, V., BESA , A.J., MORENO, R. (2012). « Propagation of artifact errors on kinematic variables. Effect on Euler angles ». *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 293.

HATZE, H. (2002). « The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, issue 1, p. 109–115.

LOPEZ PASCUAL, J. (2015). *Caracterización cinemática de la elevación humeral en el plano escapular. Definición de patrones de normalidad y análisis del gesto patológico*. Tesis Doctoral. Valencia : Universitat Politécnica de Valéncia.

LOPEZ-PASCUAL, J., PAGE, Á., SERRA-AÑO, P. (2017). « Dynamic thoracohumeral kinematics are dependent upon the etiology of the shoulder injury ». *PloS one*, vol. 12, issue 8, e0183954.

LUDEWIG, P. M., PHADKE, V., BRAMAN, J. P., HASSETT, D. R., CIEMINSKI, C. J., Y LAPRADE, R. F. (2009). « Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation ». *The Journal of Bone y Joint Surgery*, vol. 91, issue 2, p. 378–389.

PAGE, A., DE ROSARIO, H., MATA, V., HOYOS, J. V., PORCAR, R. (2006). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. Medical and Biological Engineering and Computing, 44(12), 1113–1119.

PAGE, Á., DE ROSARIO, H., MATA, V., Y ATIENZA, C. (2009). « Experimental analysis of rigid body motion. A vector method to determine finite and infinitesimal displacements from point coordinates ». *Journal of Mechanical Design*, vol. 131, issue 3, pp. 031005.

PAGE, Á., DE ROSARIO, H., GALVEZ, J. A., Y MATA, V. (2011). « Representation of planar motion of complex joints by means of rolling pairs. Application to neck motion ». *Journal of biomechanics*, vol. 44, issue 4, pp. 747–750.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

McCLURE, P. W., MICHENER, L. A., Y SENNETT, B. (2001). « Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study ». *Journal of biomechanical engineering*, vil. 123, issue 2, p. 184-190.

McCLURE, P.W., MICHENER, L. A., KARDUNA, A. R. (2006). « Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome ». *Physical Therapy*, vol. 86, issue 8, p. 1075–1090.

RAMSAY, J. O., Y SILVERMAN, B. W. (2005.). *Functional data analysis*. Springer, New York.

REINOLD, M. M., MACRINA, L. C., WILK, K.E., et al.. (2007). « Electromyographic analysis of the supraspinatus and deltoid muscles during 3 common rehabilitation exercises ». *Journal of athletic training*, vol. 42, issue 4, pp.464.

SPALL, P., RIBEIRO, D. C., Y SOLE, G. (2016). « Electromyographic activity of shoulder girdle muscles in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears: a systematic review and meta-analysis ». *PMyR*, vol. 8, issue 9, pp.894–906.

WOLTRING, H. J., LONG, K., OSTERBAUER, P. J., FUHR, A. W. (1994). « Instantaneous helical axis estimation from 3-D video data in neck kinematics for whiplash diagnostics ». *Journal of biomechanics*, vol. 27, issue 12, pp. 14151427–14251432.

WU, G., VAN DER HELM, F. C., VEEGER, H. E. J., et al. (2005). « ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of biomechanics », vol. 38, issue 5, pp. 981–992.

YANG, J., FENG, X., KIM, J. H., Y RAJULU, S. (2010). « Review of biomechanical models for human shoulder complex ». *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, vol. 1, issue 3, p. 271–293.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0

Para seguir leyendo haga click aquí