

Desarrollo de un modelo biomecánico de tren superior para su aplicación en el tratamiento de pacientes de accidente cerebro-vascular

Juana Mayo¹, Patricia Ferrand Ferri², M^a José Zarco Perinán², Joaquín Ojeda¹

¹Dpto. de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla, España. Email: juana@us.es

²Unidad de Lesionados Medulares, Hospital Universitario Virgen del Rocío, España. Email: mjzarcop@outlook.com

Resumen

Se presenta un modelo biomecánico de tren superior basado en protocolos empleados en la práctica clínica cuya sencillez resulta muy adecuada para su utilización con pacientes con movilidad reducida tras sufrir un accidente cerebro-vascular (ACV). Se han realizado capturas de movimiento en el Laboratorio de Análisis de Movimiento de la Unidad de Neuror rehabilitación del Hospital Virgen del Rocío para realizar un análisis cinemático inverso seguido de un análisis dinámico inverso con objeto de obtener los momentos articulares, tanto en pacientes como en sujetos sanos ejecutando una tarea de la vida cotidiana. Los resultados obtenidos proporcionan datos objetivos y cuantitativos que complementan a la información obtenida con la escala de valoración Fugl-Meyer empleada en pacientes de ACV.

Palabras clave: Dinámica de sistemas multicuerpo, accidente cerebrovascular, análisis de movimiento, modelo biomecánico, tren superior.

Abstract

An upper limb biomechanical model based on protocols used in clinical practice is presented whose simplicity is well suited for use with patients with reduced mobility after a stroke. Motion captures have been performed in the Motion Analysis Laboratory of the Neurorehabilitation Unit of the Hospital Virgen del Rocío to perform an inverse kinematic analysis followed by an inverse dynamic analysis to obtain the joint moments, both in patients and in healthy subjects performing a daily life task. The results obtained provide objective and quantitative data that complement the information obtained with the Fugl-Meyer assessment scale used in stroke patients.

Keywords: Multibody system dynamics, stroke, motion analysis, biomechanic model, upper limb.

1. Introducción

El accidente cerebrovascular (ACV), comúnmente conocido como ictus, comprende un conjunto de trastornos que alteran de forma transitoria o definitiva el funcionamiento de una o varias zonas del encéfalo. El ACV aparece como consecuencia de un trastorno circulatorio cerebral, bien sea de los vasos sanguíneos o de la cantidad o calidad de la sangre circulante que provoca que las células afectadas no reciban oxígeno y mueran [1]. Se estima que entre el 50% al 85% de los pacientes que han sufrido un ictus presentan un déficit en el miembro superior durante la fase aguda que

persiste en, aproximadamente, el 60% de los pacientes a los 6 meses tras el ACV. Estos déficits incluyen debilidad muscular, déficit sensitivo, pérdida de coordinación, de espasticidad, con una gran repercusión en la capacidad funcional de estos pacientes.

En el marco de la Neurorehabilitación existen distintos enfoques terapéuticos para mejorar la recuperación funcional del miembro superior. Sin embargo, en los estudios realizados los instrumentos de medidas utilizados, como la escala de Fugl-Meyer que es específica para ictus, no diferencian la recuperación espontánea de los mecanismos de compensación que el



Figura 1. Disposición del participante durante la captura de movimiento.

paciente realiza. Uno de los motivos principales es que los instrumentos de medida utilizados se basan en la valoración observacional del individuo, estando sujeto a distintos inconvenientes entre los que destacan el posible efecto techo, o la subjetividad del evaluador. Además, la falta de estandarización de los instrumentos en la valoración del miembro superior hace difícil la comparación de resultados [2]. La Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable (SRRR), estableció en una reunión de consenso la estandarización de los distintos instrumentos de medidas clínicas, unificadas en COSMIN statements, en base a la Clasificación del Funcionamiento y Discapacidad (CIF) promovida por la Organización Mundial de la Salud (OMS). Aun así, la SRRR consideró que las medidas clínicas estándar no permiten conocer la calidad del movimiento, son insensibles a la detección de los cambios que se producen, y principalmente no permiten diferenciar los cambios que se producen por la recuperación existente de los mecanismos de compensación que el paciente pone en funcionamiento tras la ACV.

Actualmente, se acepta que el análisis biomecánico es una herramienta que permite una evaluación precisa, objetiva, y fácilmente reproducible de los déficits existentes. En concreto, el análisis dinámico inverso permite estimar las fuerzas involucradas en el movimiento analizado. No obstante, existe poca información en la literatura en relación con este tipo de análisis aplicados a pacientes con ACV. Se considera que la combinación de los distintos parámetros cinemáticos y cinéticos puede proporcionar una imagen completa del comportamiento del miembro superior de los pacientes. El desafío es identificar las variables cinemáticas y cinéticas que mejor cuantifican el movimiento del miembro superior de una forma fiable y precisa, que discriminen entre el control motor existente, el déficit establecido, y que diferencien la severidad del déficit y el movimiento de compensación realizado [3]. La consecución de este objetivo permitiría mejorar el enfoque terapéutico e incluso el pronóstico de recuperación del paciente [4].

El objetivo de este trabajo ha sido el desarrollo de un modelo biomecánico de tren superior que permita obtener los momentos articulares en pacientes de ACV durante la realización de tareas de la vida diaria.

2. Metodología

2.1. Modelo biomecánico y protocolo de marcadores

Se ha implementado un modelo biomecánico de tren superior formado por 5 segmentos: brazos derecho e izquierdo, antebrazos derecho e izquierdo y tronco. La articulación del codo se ha modelado como un par universal en el que se ha restringido el movimiento de varo-valgo y en la que el centro de la articulación se ha definido en la zona distal del húmero. La pronación-supinación del antebrazo se ha modelado como una rotación alrededor del eje que conecta el centro del codo con la zona distal del cúbito. La articulación del hombro se ha modelado como un par esférico cuyo centro de rotación está definido en la cabeza del húmero. No se ha tenido en cuenta la contribución de la escápula al movimiento del hombro. Se ha asumido que los centros de las articulaciones son fijos en los sistemas locales de referencia de los sólidos correspondientes. La cinemática del tronco se ha calculado como el movimiento de sólido rígido de este segmento respecto al sistema de referencia inercial.

Para reconstruir la posición y orientación en el espacio de cada uno de los sólidos se ha utilizado una modificación del protocolo de marcadores propuesto por Rab [5]. Se ha utilizado un total de 16 marcadores ubicados en los arcos zigomáticos laterales, el nasión, los acromiones, la zona más proximal del esternón, los olécranon, la zona más distal del cúbito y el radio, tercera articulación metacarpofalángica de la mano y punta del dedo índice (ver Figura 1).

2.2. Problema dinámico inverso

Se ha resuelto el problema dinámico inverso mediante las ecuaciones de Newton-Euler utilizando como

entrada los datos cinemáticos obtenidos en un trabajo previo [6]. Se han planteado las ecuaciones de equilibrio sólido a sólido empezando por la mano hasta llegar al brazo. Los parámetros del modelo mecánico se han tomado de la literatura y escalado a cada participante [7].

2.3. Diseño del estudio

La tarea por analizar ha sido llevar la mano a la boca (HTM). Para ello, el participante ha estado sentado con las manos sobre una mesa tal y como se muestra en la Figura 1. Durante la captura de movimiento, el participante ha tratado de llevar cada mano a la boca de forma alternativa.

2.4. Procesado de datos

Se ha desarrollado un programa en Matlab para realizar la cinemática inversa. Las coordenadas de los marcadores se filtraron usando un filtro paso bajo de Butterworth de dos direcciones usando una frecuencia de corte de 10 Hz. La velocidad del marcador tanto del dedo derecho como del izquierdo se obtuvieron por diferenciación numérica.

Cada movimiento se dividió en tres fases principales: fase de ida (fase de transporte hacia el objetivo), fase de ajuste (fase del movimiento dedicada a localizar con precisión el objetivo) y fase de retorno (fase de transporte hacia la posición original de reposo). El comienzo de la fase de ida se definió como el instante en el que la componente vertical de la velocidad del marcador del dedo superaba un valor umbral establecido en 50 mm/s. El final de la fase de ida coincide con el comienzo de la fase de ajuste y se definió como el instante en el que la componente vertical de la velocidad del marcador del dedo caía por debajo de 50 mm/s. El final de la fase de ajuste, coincidente con el comienzo de la fase de retorno, se calculó como el instante en el que de nuevo la componente vertical de la velocidad del marcador del dedo superaba el umbral establecido. Finalmente, el fin de la fase de retorno se definió como el instante en el que dicha velocidad caía por debajo del umbral.

3. Resultados y discusión

Se muestran los resultados cinemáticos y dinámicos para cuatro sujetos con distinta valoración en la escala de Fugl-Meyer de miembro superior (FMA-UE). Esta escala entre 0 y 66 asigna tres grados de afectación. Se considera suave entre 58 y 66, moderado entre 32 y 57 y severo por debajo de 31. En la figura 2 se muestran los resultados para un sujeto sano. En la figura 3 se analiza un paciente con afectación suave (59 FMA-UE) del miembro izquierdo. En la figura 4 la valoración de la escala FMA-UE es de 42, por lo que se trata de una patología moderada también de miembro izquierdo. Por último, en la figura 5 se presenta una afectación severa (10 FMA-UE) del miembro derecho.

En la primera fila de las gráficas se representa el módulo de la velocidad del marcador del dedo. La gráfica de la izquierda, en verde, representa el dedo derecho. En la gráfica de la derecha, en rojo, se muestra la evolución del dedo izquierdo. Este código de colores se mantiene en el resto de las gráficas donde se superponen los resultados para miembro derecho en verde y miembro izquierdo en rojo. Para un sujeto sano esta curva tiene forma de doble montaña con dos máximos bien definidos, correspondiendo la primera a la fase de ida y la segunda a la fase de vuelta. A medida que se incrementa el grado de afectación del paciente se observa un aumento del número de máximos relativos junto con una disminución del valor de éstos. El número de máximos relativos es un indicador de la suavidad del movimiento. La suavidad del movimiento se cuantificó usando el número de unidades de movimiento (NMU) [4,8]. Una NMU se define como la diferencia entre un mínimo local y el siguiente valor máximo de la velocidad de la mano que exceda un valor de 20 mm/s, donde el tiempo entre dos picos consecutivos debe ser, al menos, 150 [9,10]. En un sujeto sano el valor de la métrica NMU es 2. Cuanto más se aleje la métrica de este valor menos suave será el movimiento y mayor, por tanto, la afectación del miembro.

3.1. Evolución temporal de los ángulos articulares

En la primera columna de las gráficas se muestran los ángulos articulares de la segunda a la octava fila.

Cuando se comparan los resultados del paciente con afectación leve con el sujeto sano, se observa claramente un incremento significativo en el rango de movimiento (RoM) de la flexión de hombro y de codo. El primero pasa de 53.33° a 64.6°. El segundo, más significativo, pasa de 21.1° a 56.2°. Este incremento se observa curiosamente en ambos miembros y no solo en el afectado. No obstante, sí se observa una diferencia en el comportamiento de la rotación de codo entre el brazo derecho y el brazo izquierdo del paciente con afectación leve. En el brazo afectado la rotación se realiza bruscamente casi al comienzo de la fase ida, manteniéndose prácticamente constante durante gran parte del movimiento.

No es posible realizar una comparativa directa con los resultados cinemáticos de los pacientes con afectación moderada y severa. En ambos casos, los pacientes son incapaces de tocar la boca con la mano del miembro afectado. En el caso de la afectación moderada se llega aproximadamente a la altura de la barbilla, mientras que en el caso de la afectación severa solo se alcanza la altura del pecho.

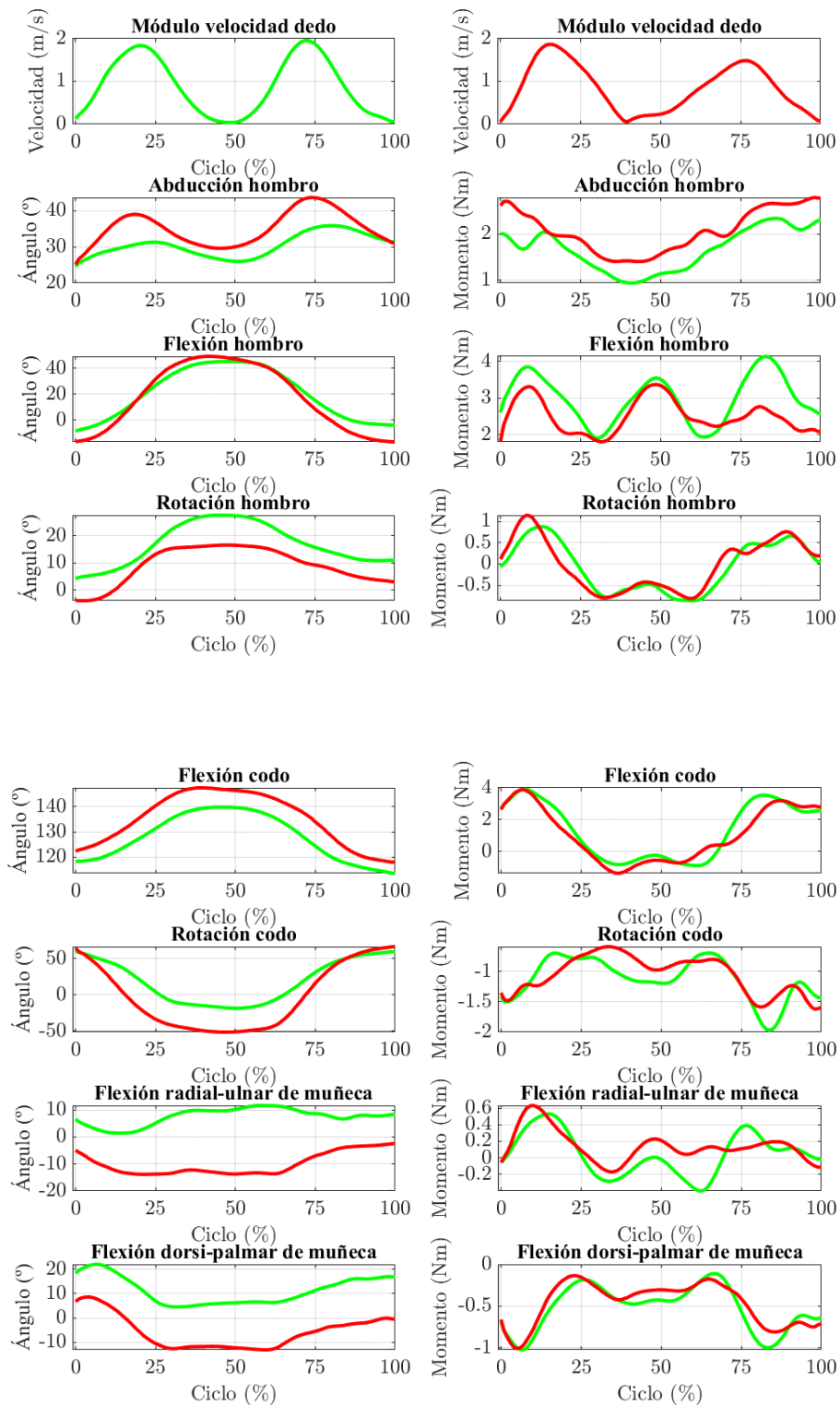


Figura 2. Resultados cinemáticos y dinámicos de un sujeto sano.

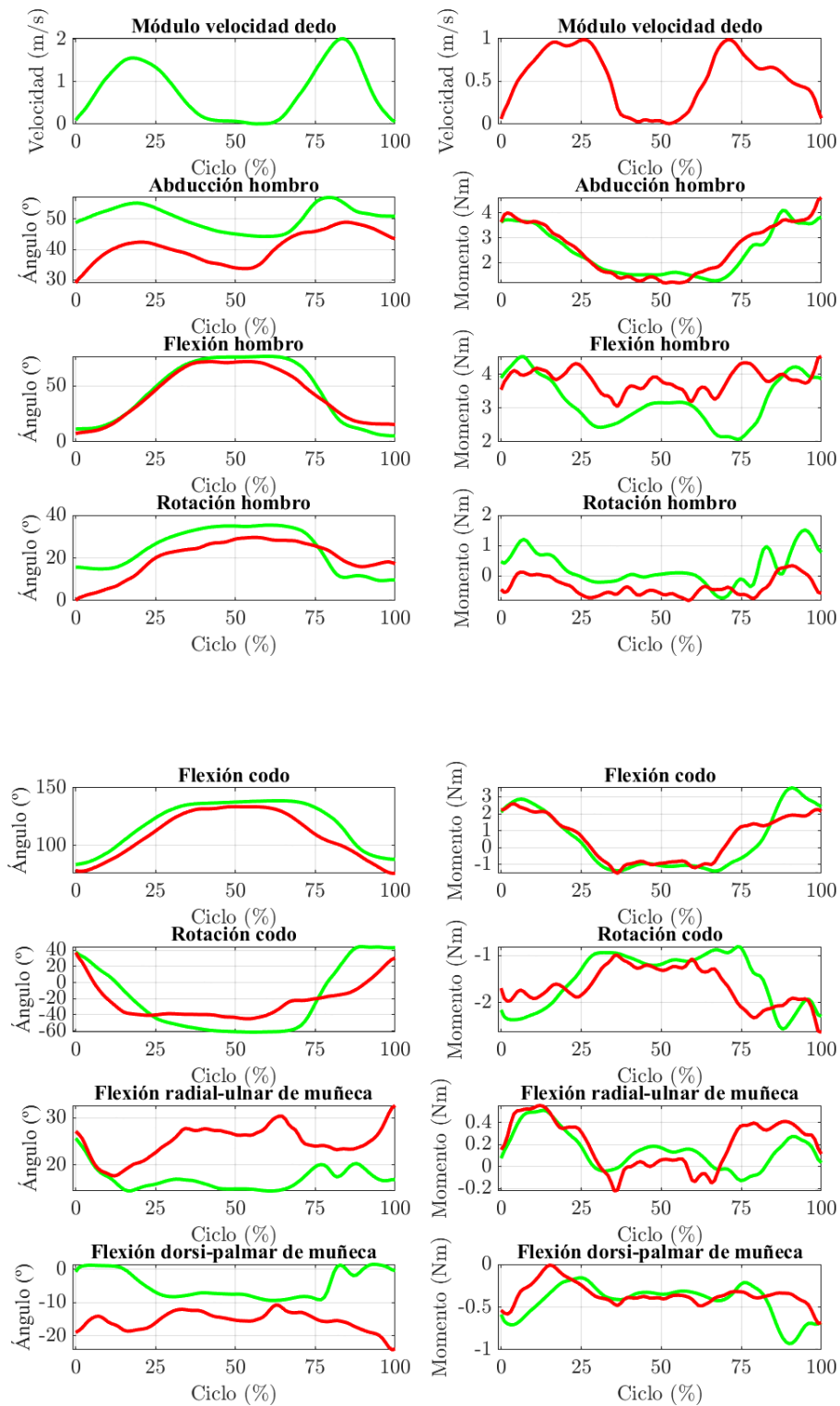


Figura 3. Resultados cinemáticos y dinámicos de un paciente con afectación suave.

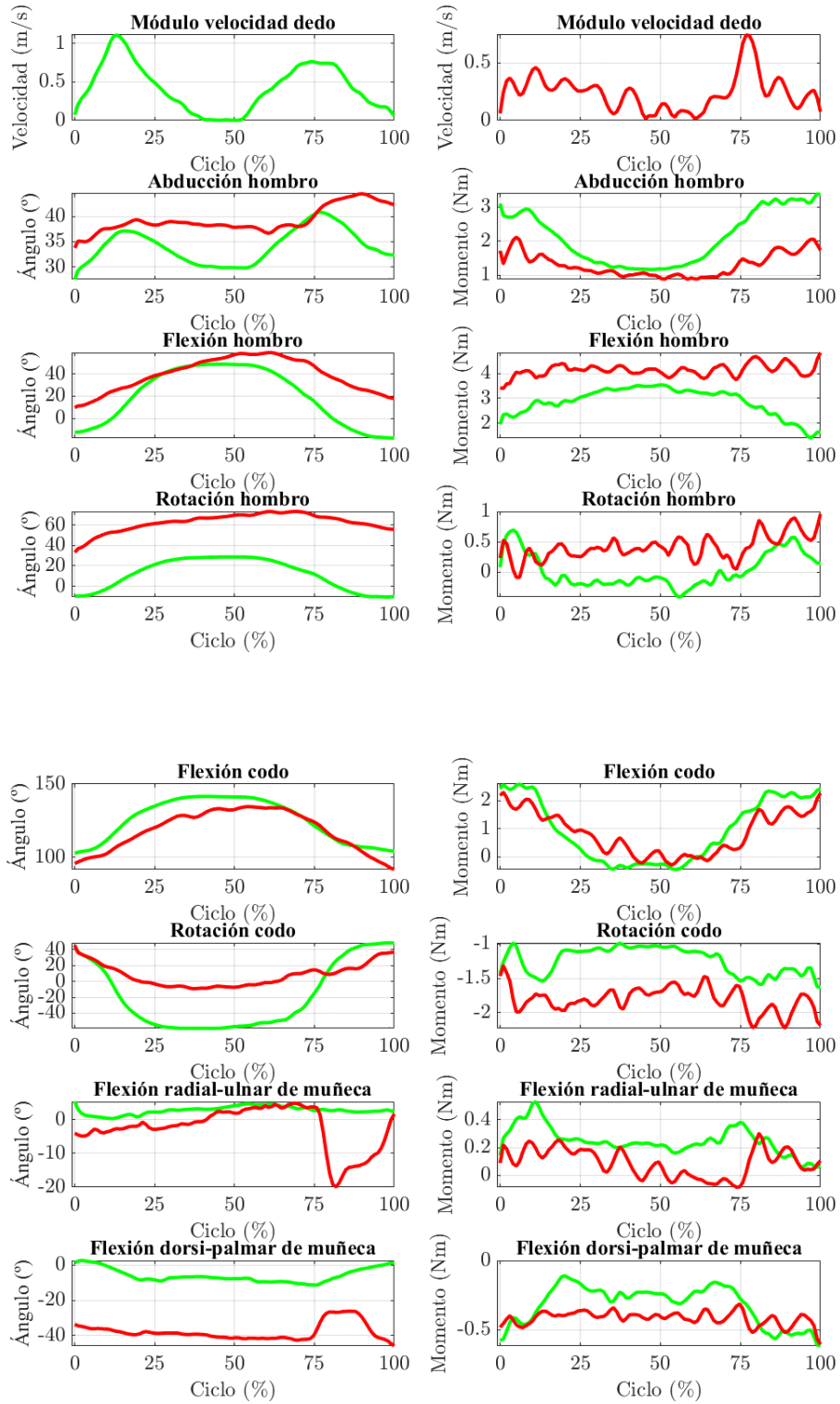


Figura 4. Resultados cinemáticos y dinámicos de un paciente con afectación moderada.

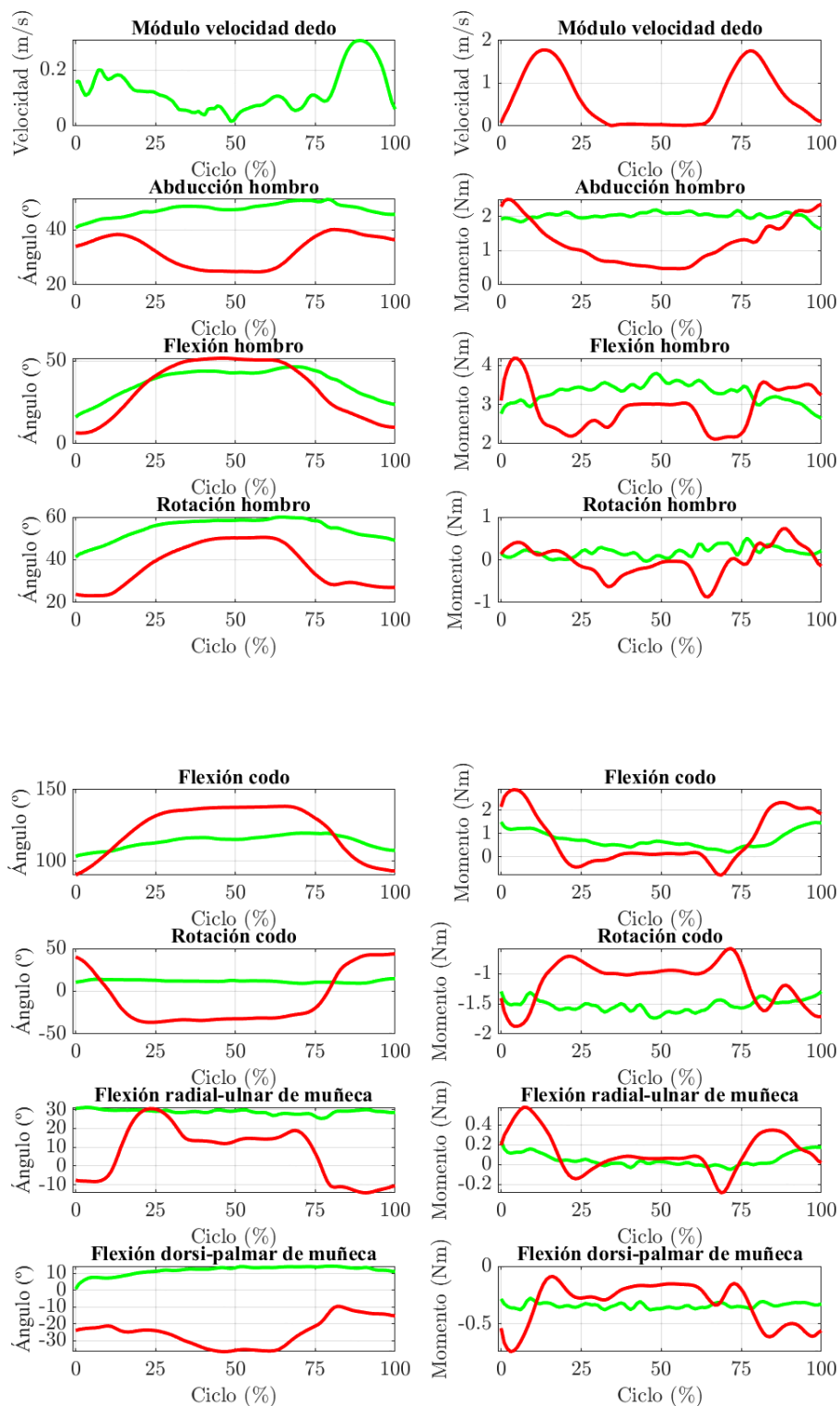


Figura 5. Resultados cinemáticos y dinámicos de un paciente con afectación severa.

En las curvas de abducción de hombro de las figuras 4 y 5 se observa un comportamiento muy diferente entre ambos brazos. El brazo menos afectado muestra una curva con forma de doble montaña, similar a la de las figuras 2 y 3. Al acercarse la mano a la boca el brazo se pega al cuerpo y vuelve a despegarse al volver a la mesa. En los pacientes con afectación moderada y severa el movimiento de subida se realiza manteniendo el brazo separado del cuerpo y el antebrazo prácticamente horizontal, por lo que la curva de abducción de hombro se aplanan desapareciendo el valle intermedio.

3.2. Evolución temporal de los momentos articulares

En la segunda columna de las gráficas se muestran los momentos articulares.

Los momentos articulares tienen que ser capaces de equilibrar el momento de los pesos de los distintos segmentos que componen el tren superior. Pero los momentos articulares también tienen que ser capaces de equilibrar los momentos asociados a las inercias. En la figura 2 se observa para un sujeto sano que las curvas de momento son prácticamente simétricas respecto a un eje vertical central. Al ser el camino de vuelta similar al de ida, también lo son los brazos de momento además de las fuerzas. Este comportamiento se observa en general en todos los casos.

Las aceleraciones que aparecen en el movimiento HTM no son pequeñas. Esto hace que la contribución a los momentos articulares de las inercias sea similar a la contribución del peso. Si, por ejemplo, analizamos el momento de flexión del hombro de la figura 2 correspondiente a un sujeto sano, se observa en la curva la existencia de tres máximos que no pueden explicarse teniendo solo en cuenta el peso. El momento debido a los pesos aumentaría de forma monótona desde que la mano deja la mesa hasta que toca la boca. Sin embargo, en ese mismo trayecto se produce primero una aceleración seguida de una frenada. Este cambio de signo en la aceleración es el responsable del valle entre los dos primeros máximos. Un razonamiento similar se puede hacer para el segundo valle.

La disminución en la suavidad del movimiento al incrementarse el grado de afectación del miembro es poco visible en posición, pero se amplifica con sus derivadas. Así, se observaba en el módulo de la velocidad y se observa también en los momentos articulares que dependen de las aceleraciones de las figuras 3, 4 y 5.

En las figuras 4 y 5, para los pacientes con FMA-UE moderada y severa, al comparar los momentos articulares para los miembros derecho e izquierdo se

observa en general que las curvas se hacen más planas y rizadas para el miembro afectado.

4. Conclusiones

Se han obtenido las curvas de momentos articulares para pacientes de ACV con distinto grado de afectación y se han comparado con las de un sujeto sano. Los resultados cinéticos complementan los resultados cinemáticos y permitirán una mejor valoración del paciente, ayudarán a determinar su tratamiento y cuantificarán su progreso. Las conclusiones que se apuntan a continuación deberán ser validadas mediante un análisis estadístico sobre una muestra representativa.

Para un paciente, el miembro afectado realiza la tarea HTM significativamente más despacio que el miembro no afectado, con un mayor NMU. Para distintos pacientes, el miembro afectado se mueve más despacio y con un mayor NMU cuanto menor sea el valor de la escala FMA-UE.

Se ha verificado la gran influencia de las aceleraciones en los resultados cinéticos. Para distintos pacientes, las curvas de los momentos articulares del miembro afectado presentan un mayor rizado cuanto menor sea el valor de la escala FMA-UE.

Este estudio presenta algunas limitaciones. Como sugieren otros autores [11] es complicada la definición de las fases (ida, aproximación, vuelta) en la tarea HTM, especialmente para pacientes con baja movilidad. Por este motivo se ha decidido no presentar los resultados por fases, aunque existen estudios previos [12] que sugieren potenciales comportamientos cinemáticos diferentes entre la fase de ida y la fase de vuelta. Por otro lado, solo se han presentado resultados de una captura por cada sujeto, en lugar de valores medios. Como se observa en las figuras, para cada captura se aísla el intervalo de tiempo que dura la tarea y se normaliza a 100 puntos. Como en cada captura la velocidad de ida y de vuelta, así como el tiempo de aproximación varían significativamente, el cálculo de la media podría afectar a puntos que no correspondieran a la misma posición, falseando el valor de esta. Esto es especialmente preocupante en dinámica donde existen grandes oscilaciones asociadas a las inercias. Este problema puede abordarse globalmente mediante una interpolación en tiempo no lineal [13] o localmente mediante la separación de las capturas en sus tres fases. Estas limitaciones no afectan al objetivo principal del trabajo que pretende cubrir la carencia de resultados cinéticos del tren superior mediante el desarrollo de un programa para la obtención de los momentos articulares en pacientes de ACV durante la realización de la tarea de llevarse la mano a la boca. El

análisis es fácilmente ampliable a otras tareas de la vida diaria.

5. Agradecimientos

Los autores agradecen a la Consejería de Transformación Económica, Industria, Conocimiento y Universidades (Junta de Andalucía) por financiar el proyecto ProyExcel_00746, dentro del cual se ha realizado este estudio.

6. Referencias

[1] R. Plumacher *et al.* “Enfermedades cerebrovasculares en pacientes con anemia falciforme”. *Investigaciones Clínicas*, vol. 45, pp. 43-51, 2004.

[2] C. Villepinte *et al.* “Responsiveness of kinematic and clinical measures of upper-limb motor function after stroke: A systematic review and meta-analysis”. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 64, pp. 101366, 2021.

[3] K. Collins *et al.* “Getting a kinematic handle on reach-to-grasp: a meta-analysis”. *Physiotherapy*, vol. 104, pp. 153-166, 2018.

[4] A. Schwarz *et al.* “Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke”. *Stroke*, vol. 50, n° 3, pp. 717-727, 2019.

[5] G. Rab *et al.* “A method for determination of upper extremity kinematics”. *Gait Posture*, vol. 15, pp. 113-119, 2002.

[6] J. Ojeda, J. Mayo *et al.* “Influencia del procedimiento de reconstrucción en las métricas cinemáticas para valoración de pacientes de accidente cerebrovascular”. *Anales de Ingeniería Mecánica*, vol. 23, pp. 110, 2023.

[7] M. Ackermann. “Dynamics and Energetic of walking with prostheses”. *Tesis doctoral*. Universidad de Stuttgart, Alemania, 2007.

[8] M.L. Schiefelbein *et al.* “Upper-limb movement smoothness after stroke and its relationship with measures of body function/ structure and activity – A cross-sectional study”. *J. Neurol. Sci.*, vol. 401, pp. 75-78, 2019.

[9] M. Alt Murphy *et al.* “Responsiveness of upper extremity kinematic measures and clinical improvement during the first three months after

stroke”. *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 27, n° 9, pp. 9, 2013.

[10] G.M. Johansson *et al.* “The added value of kinematic evaluation of the timed finger-to-nose test in persons post-stroke”. *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 14, n° 1, pp. 1, 2017.

[11] X. Huang *et al.* “Kinematic analysis in post-stroke patients with moderate to severe upper limb paresis and non-disabled controls”. *Clinical Biomechanics*, vol. 113, pp. 106206, 2024.

[12] I.A. Mesquita *et al.* “Methodological considerations for kinematic analysis of upper limbs in healthy and poststroke adults. Part I: A systematic review of sampling and motor tasks”. *Top. Stroke Rehabil.*, vol. 26, n° 2, pp. 2, 2019.

[13] K.H. Leo. “Establishing normative hand transport tangential velocity of a reach-to-grasp task : towards an objective assessment for UE stroke rehabilitation”. Tesis doctoral. Nanyang Technological University, Singapur, 2014.