



Normalización temporal no lineal en la biomecánica del tren superior

J. Mayo¹, D. García-Vallejo¹, E. Martín-Sosa², P. Ferrand³, M. J. Zarco³, J. Ojeda¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla,

juana@us.es, dgvallejo@us.es, joaquinorejeda@us.es

² Departamento de Ingeniería Minera, Mecánica, Energética y de la Construcción, Universidad de Huelva,

ezequiel.martin@dimme.uhu.es

³ Servicio de Rehabilitación, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla,

patricia.ferrand.sspa@juntadeandalucia.es, mariaj.zarco.sspa@juntadeandalucia.es

Para analizar la funcionalidad del miembro superior (MS) en pacientes tras sufrir un accidente cerebro-vascular (ACV) se han analizado cinemática y cinéticamente capturas de movimiento de tareas de la vida diaria como, por ejemplo, llevarse la mano a la boca. Cada movimiento se ha dividido 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).

La normalización temporal es necesaria para alinear las curvas de mediciones repetidas de un sujeto. De este modo se minimizan o eliminan las variaciones temporales antes del cálculo de la curva que representa el desempeño promedio del sujeto. El método de normalización temporal lineal que define el inicio de una tarea como 0 % y el final de la tarea como 100 % es el empleado habitualmente. Sin embargo, esto no es generalmente aplicable a las tareas del MS, ya que sus movimientos no son periódicos, por lo que se corre el riesgo de alinear los ensayos de manera inapropiada además de obtener un nivel inexacto de varianza entre ensayos.

La utilización de un procedimiento de normalización temporal no lineal basado en la técnica de registro de curvas de referencia reduce la varianza temporal intra-sujeto de las curvas de ángulos y momentos articulares. El registro de puntos de referencia es ampliamente aceptado como la técnica de registro de curvas más eficaz. Este procedimiento consta de dos pasos principales: (i) identificación de los puntos de referencia y (ii) construcción de la función de deformación. Su principal ventaja radica en no utilizar una curva media de conjunto no registrada como curva de plantilla. Además, todas las funciones de deformación se construyen en base a puntos de referencia que se identifican directamente a partir de las curvas individuales.

En este trabajo se propone la utilización de los tiempos de (i) inicio del movimiento, (ii) ocurrencia del máximo del módulo de la velocidad del marcador situado en el dedo y (iii) fin del movimiento, tanto para la fase de ida como para la de retorno, como los seis puntos de referencia básicos para realizar el registro de puntos de referencia no lineal para normalizar el dominio del tiempo. Para profundizar en el entendimiento del efecto de la normalización temporal no lineal, los resultados obtenidos para las varianzas de las trayectorias experimentales de algunos marcadores se han comparado con las varianzas que se obtienen usando una parametrización de las trayectorias basada, no en el tiempo, sino en la longitud de arco recorrido, es decir, en una parametrización independiente del tiempo. Así, se discuten los resultados obtenidos mediante ambos procedimientos.

Este enfoque permite la obtención de curvas medias más realistas de las fuerzas y movimientos del MS en pacientes tras un ACV, lo cual es fundamental para mejorar los programas de rehabilitación y evaluar la evolución funcional de los pacientes.

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% y el 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, espasticidad, con una gran repercusión en la capacidad funcional de estos pacientes.

En el marco de la Neurorrehabilitación 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 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 (*CO*nsensus-based *S*tandards for the selection of health *M*easurement *I*Nstruments), 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].

Dado que se espera que exista variabilidad intra-sujeto, es necesario realizar un proceso de normalización temporal antes de calcular una curva media que represente el rendimiento promedio de un sujeto. Con frecuencia se utiliza el método de normalización temporal lineal, que define el inicio de una tarea como 0% y el final de la tarea como 100%. Sin embargo, Rau et al. [5] advirtieron que si bien este método es aplicable en el análisis de la marcha donde el movimiento es cíclico, generalmente no es aplicable a tareas de MS. Thies et al. [6] demostraron que la normalización temporal lineal para tareas de MS introducía el riesgo de alinear los ensayos de manera inadecuada y propusieron el uso del método de deformación temporal dinámica para alinear los ensayos. Evidentemente, la normalización temporal de los datos cinemáticos de MS es un paso necesario para minimizar el efecto adverso de la variación temporal debido a la desalineación de los ensayos. Es un paso crucial que afecta directamente a la validez y precisión de la curva media conjunta resultante.

A pesar de que se han propuesto diversas técnicas de registro de curvas durante la última década, el registro por puntos de referencia sigue siendo ampliamente aceptado como el estándar de oro en el registro de curvas (Gervini & Gasser [7]; Ramsay & Silverman [8]). El método propuesto por Sadeghi et al. [9] está basado en el registro por puntos de referencia. El registro por puntos de referencia consta de dos pasos principales: (i) identificación de puntos de referencia y (ii) construcción de la función de deformación. La identificación de puntos de referencia es fundamental para el procedimiento de registro por puntos de referencia. Gasser y Kneip [10] proponen buscar eventos consistentes en todas las curvas bajo investigación, las cuales se denominan *puntos estructurales*. Estos pueden ser, pero no están limitados a, los extremos locales y los puntos de inflexión en las curvas.

El objetivo de este trabajo ha sido el desarrollo de un procedimiento que permita obtener las medias de los ángulos y momentos articulares del tren superior en pacientes de ACV durante la realización de tareas de la vida diaria.

2. Metodología

2.1. Diseño del estudio

La tarea a analizar ha sido llevar la mano a la boca. 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. Las medidas se han realizado en las instalaciones del Hospital Virgen del Rocío (HVR).



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

2.2. Modelo biomecánico y protocolo de marcadores

Se ha implementado un modelo biomecánico del 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 el 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 [11]. Se ha utilizado un total de 16 marcadores ubicados en los arcos zigomáticos laterales, el nasión, los acrómiones, 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 como se muestra en la Figura 2.

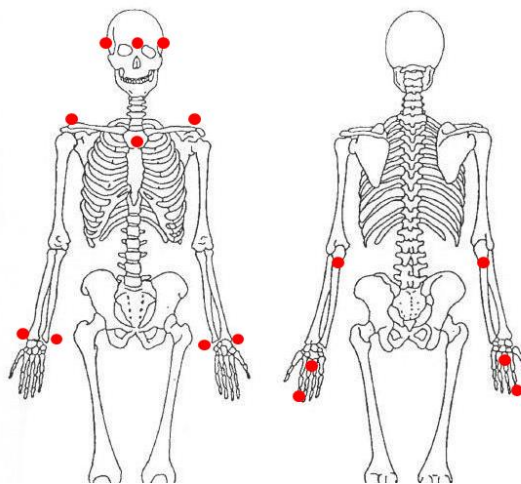


Figura 2: Ubicación de los marcadores.

2.3. Procesado de datos

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.

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 (IGP) se definió como el instante en el que el módulo de la velocidad del marcador del dedo superaba un valor umbral establecido en 50 mm/s [12]. El final de la fase de ida (FGP) coincide con el comienzo de la fase de ajuste y se definió como el instante en el que el módulo 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 (IRP), se calculó como el instante en el que de nuevo el módulo de la velocidad del marcador del dedo superaba el umbral establecido. Finalmente, el fin de la fase de retorno (FRP) se definió como el instante en el que dicho módulo caía por debajo del umbral. La velocidad del marcador tanto del dedo derecho como del izquierdo se obtuvieron por diferenciación numérica.

2.4. Análisis cinemático y cinético

Se ha desarrollado un programa en Matlab® para realizar la cinemática y dinámica inversa [13]. Se ha resuelto el problema dinámico inverso mediante las ecuaciones de Newton-Euler. 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 [14]. Para cada captura analizada se selecciona la parte del registro comprendida entre los instantes de comienzo (IGP) y fin de la actividad (FRP). Se obtienen los ángulos y momentos articulares en ese intervalo.

2.5. Normalización temporal para cálculo de las curvas promedio

El procedimiento habitual consiste en realizar una normalización temporal lineal haciendo coincidir los comienzos y finales de los registros. Estos se determinan a partir de las curvas del módulo de la velocidad del marcador del dedo. En la literatura [12] se usa un umbral de 0.05 m/s que marca el inicio y fin de las diferentes fases. Las curvas del módulo de la velocidad para un sujeto sano tienen la 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. Entre ambas aparece un periodo donde el módulo de la velocidad permanece por debajo del umbral y que se conoce como fase de aproximación o ajuste. La Figura 3(a) muestra estas curvas para dos capturas diferentes en un sujeto sano. Se observa como en la segunda captura (en magenta) se realizó el trayecto de ida más lentamente, siendo menor el máximo y ocupando un porcentaje mayor del tiempo total. El tiempo total es ligeramente superior para la segunda captura.

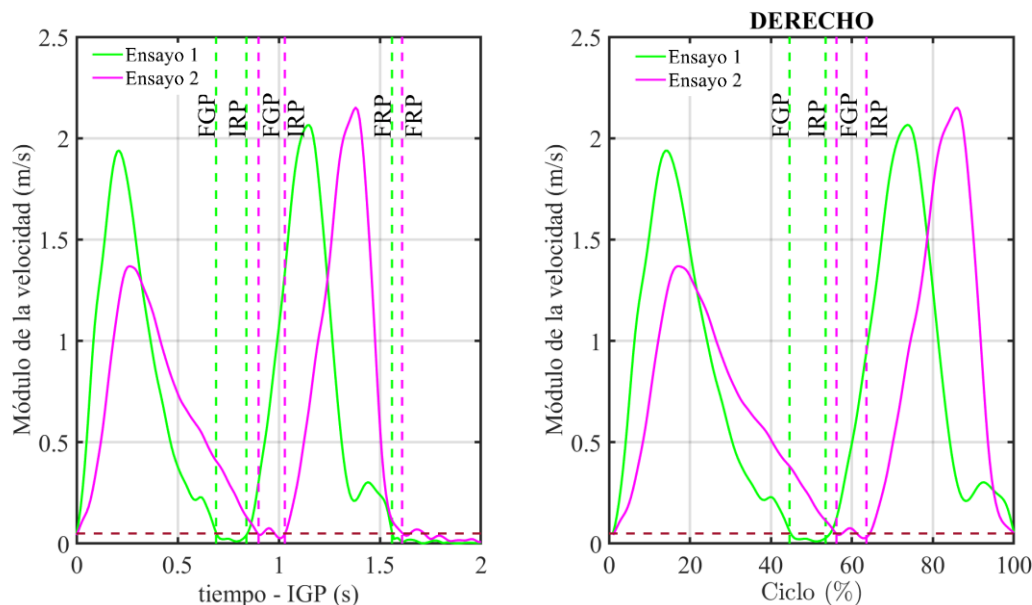


Figura 3: Módulo de la velocidad del marcador del dedo para dos capturas diferentes del mismo sujeto (a) vs el tiempo (haciendo coincidir el inicio de la fase de ida con el instante inicial) (b) vs % del ciclo (haciendo coincidir además el fin de la fase de retorno).

Para cada captura se ha analizado la parte del registro comprendida entre los instantes de comienzo (IGP) y fin de la actividad (FRP). Como cada registro consta de un número diferente de puntos, se normalizan todos los registros a 200 puntos, incluyendo los de ángulos y momentos articulares. Se representan haciendo coincidir los instantes de inicio y fin de cada registro como se muestra en la Figura 3(b). La alineación de los registros usando la normalización temporal lineal es claramente incorrecta, no alineándose las diferentes fases al tener duraciones diferentes en cada captura. Se puede observar lo mismo sobre los registros de ángulos y momentos articulares, pero se ha preferido mostrar la curva del módulo de la velocidad del dedo por ser la curva que se elige para seleccionar los puntos de referencia en la normalización temporal no lineal.

A partir de estos registros se obtienen las curvas promedio para el miembro derecho y miembro izquierdo para cada sujeto usando todas las capturas disponibles en cada caso. Más adelante se mostrarán las medias resultantes.

La incorrecta alineación temporal de los máximos de la velocidad comentada anteriormente es una consecuencia de que el sujeto realiza la tarea a velocidades diferentes. Esto hace que los máximos de la velocidad puedan ser diferentes e incluso que sucedan en instantes de tiempo diferentes. Dado que la velocidad de ejecución, la trayectoria recorrida por el marcador en el espacio y el tiempo transcurrido están relacionados, se ha intentado evitar este defecto de alineación mediante la utilización de una parametrización de los resultados que fuera independiente del tiempo. Así, se ha pensado usar la longitud de arco recorrida por el marcador para describir la velocidad. Esta longitud de arco puede calcularse incrementalmente a partir de las posiciones espaciales del marcador en cada instante como se muestra a continuación:

$$s_i = s_{i-1} + \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2 + (z_i - z_{i-1})^2} \quad s_0 = 0, i = 1, 2 \dots np$$

donde x_i , y_i y z_i son las coordenadas del marcador en el instante t_i , s_i es la longitud de arco recorrida hasta el instante t_i , y np es el número de puntos totales de la trayectoria del marcador. Así, en la Figura 4 se muestran las curvas de módulo de la velocidad de los marcadores del dedo izquierdo y del derecho en función de la longitud de arco normalizada respecto al valor final, s_N , para los mismos ensayos representados en la Figura 3. Concretamente, las curvas que se muestran en la Figura 4 derecha corresponden a las que se muestran en la Figura 3. Puede verse que los máximos se acercan significativamente, aunque no coinciden exactamente, y las curvas muestran una mayor similitud. Esto permite interpretar que en ambos ensayos las velocidades máximas se alcanzan en posiciones próximas de la longitud de arco del marcador. Es interesante mencionar que en la representación de la Figura 4 no ha sido necesario hacer coincidir los instantes de tiempo en los que se inicia cada fase. Esto se debe a que mientras el sujeto no mueve la mano, la longitud de arco no cambia, por lo que las curvas aparecen razonablemente bien alineadas por defecto.

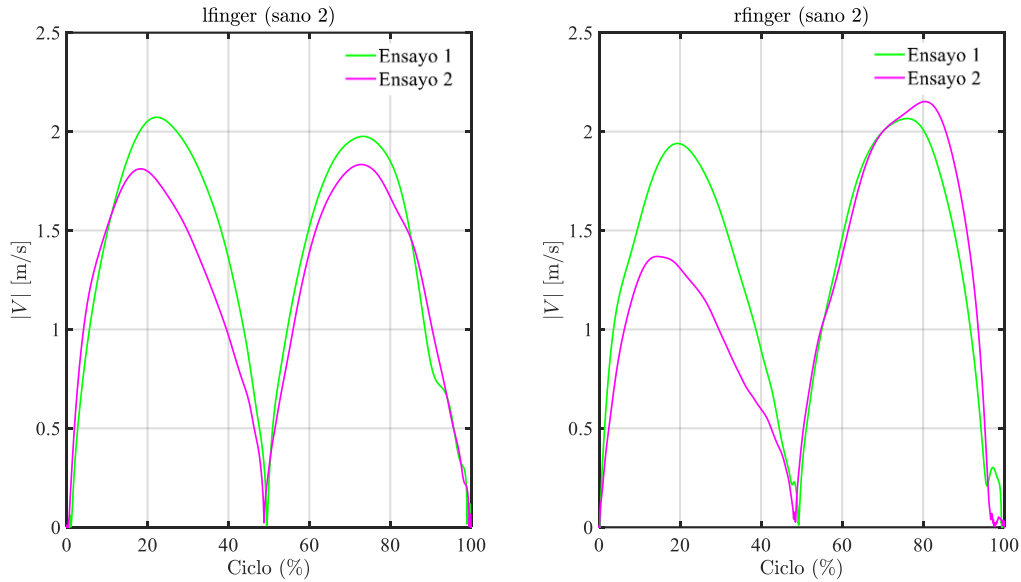


Figura 4: Módulo de la velocidad del marcador del dedo frente a la longitud de arco recorrida por dicho marcador para dos capturas diferentes del mismo sujeto (izquierda) dedo de la mano izquierda (derecha) dedo de la mano derecha.

En la Figura 5 se muestran las longitudes de arco normalizadas recorridas por los marcadores de los dedos de la mano izquierda y de la mano derecha, a la izquierda y a la derecha respectivamente, frente al tiempo. Puede verse que, debido a la diferente velocidad de ejecución de la tarea, las curvas de longitud de arco frente al tiempo son diferentes para cada ensayo. Por ejemplo, fijando la atención en el marcador de la mano derecha, en el ensayo número 1 el sujeto tarda más tiempo en levantar la mano de la mesa que en el número 2 y, cuando lo hace, inicia el movimiento con mayor velocidad.

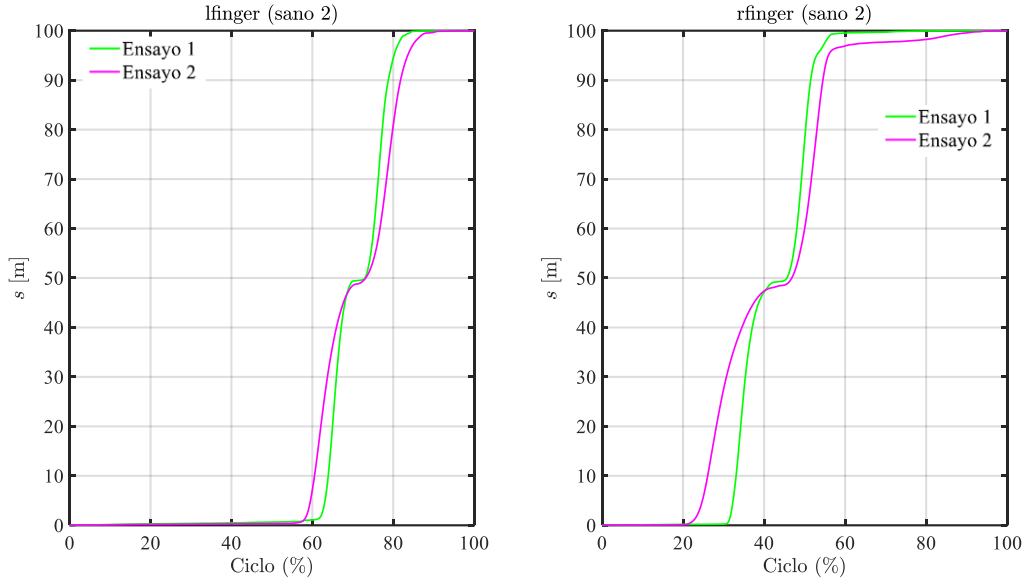


Figura 5: Longitud de arco recorrida por el marcador del dedo frente al tiempo para dos capturas diferentes del mismo sujeto (izquierda) dedo de la mano izquierda y (derecha) dedo de la mano derecha.

Aunque, como se ha mostrado, representar las velocidades frente a la longitud de arco tiene algunas ventajas y parece interesante profundizar en este planteamiento en el futuro, tiene otras desventajas como que la fase de ajuste se reduce a una zona muy estrecha de la curva. Esto es debido a que, mientras el dedo permanece cerca de la boca, la longitud de arco recorrida aumenta muy poco o incluso no aumenta. Por tanto, los datos capturados en esta posición aparecen concentrados en torno a un valor concreto de la longitud de arco. Por esta razón, finalmente se ha optado por otro planteamiento para reducir el defecto de alineación que se describe a continuación.

Para solventar el problema de la incorrecta alineación se propone la utilización de una normalización temporal no lineal [15]. A continuación, se desarrollan los distintos pasos a dar y se ilustran con los resultados procedentes de las dos capturas del sujeto sano ya mostradas en las figuras anteriores. En el apartado de resultados se discutirán los retos a los que nos enfrentamos cuando el procedimiento se aplica a pacientes de ACV con distinto grado de severidad.

Paso 1: Identificación de puntos de referencia

Se seleccionan los tiempos de (i) inicio de la fase de ida $t_1 = \text{IGP}$, (ii) velocidad tangencial máxima en la fase de ida t_2 , (iii) finalización de la fase de ida $t_3 = \text{FGP}$, (iv) inicio de la fase de retorno $t_4 = \text{IRP}$, (v) velocidad tangencial máxima en la fase de retorno t_5 , (vi) finalización de la fase de retorno $t_6 = \text{FRP}$.

Supongamos que se realizan N capturas para un sujeto. Se obtendrán N valores para cada uno de los seis puntos de referencia.

Paso 2: Cálculo de ubicaciones objetivo para puntos de referencia

Se calcula la media de cada punto de referencia.

$$T_j = \frac{\sum_{i=1}^N t_{ji}}{N}$$

Donde t_{ji} es el valor del punto de referencia j -ésimo en la captura i , T_j es la ubicación temporal media del punto de referencia j -ésimo y también es la ubicación objetivo para todos los N puntos de referencia j -ésimos. Es decir,

$$w_i: t_{ji} \rightarrow T_j$$

donde w_i es la función de deformación, a determinar, para la curva i -ésima.

Paso 3: Determinación de la función de deformación

La función de deformación para una captura está definida de manera única y completa por los puntos de referencia de la curva del módulo de la velocidad del dedo para esa captura. Dado que el tiempo es creciente, se necesita una función monótonamente creciente. Al representar el tiempo original t_{ji} en la abscisa y el tiempo objetivo correspondiente T_j en la ordenada para la curva i -ésima, la función de deformación temporal, w_i , se construye mediante una interpolación polinómica de Hermite.

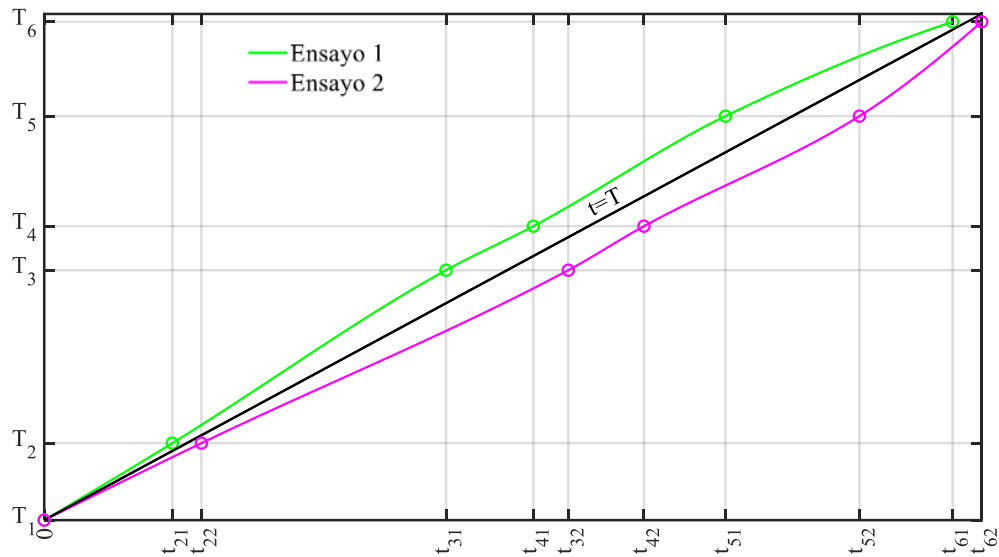


Figura 6: Determinación de funciones de deformación para cada curva (ensayo). La abscisa es el tiempo original y la ordenada es el tiempo objetivo. Los puntos rojos y azules son coordenadas temporales de los puntos de referencia identificados para los perfiles de velocidad rojo y azul respectivamente, es decir, $\{(0, 0), (t_{21}, T_2), (t_{31}, T_3), (t_{41}, T_4), (t_{51}, T_5), (t_{61}, T_6)\}$ y $\{(0, 0), (t_{22}, T_2), (t_{32}, T_3), (t_{42}, T_4), (t_{52}, T_5), (t_{62}, T_6)\}$ son los conjuntos de coordenadas temporales utilizados en la determinación de las respectivas funciones de deformación.

Paso 4: Registro de curvas (deformación temporal no lineal)

Al aplicar la función de deformación w_i para deformar temporalmente la curva i -ésima se obtiene un registro con el mismo número de puntos que el registro original. Para poder comparar las diferentes capturas estos registros se remuestran a 200 puntos. El resultado se muestra en la Figura 7. Se observa la coincidencia de las tres fases para los dos registros, así como el instante del ciclo donde se producen los máximos tanto en la fase de ida como en la fase de retorno.

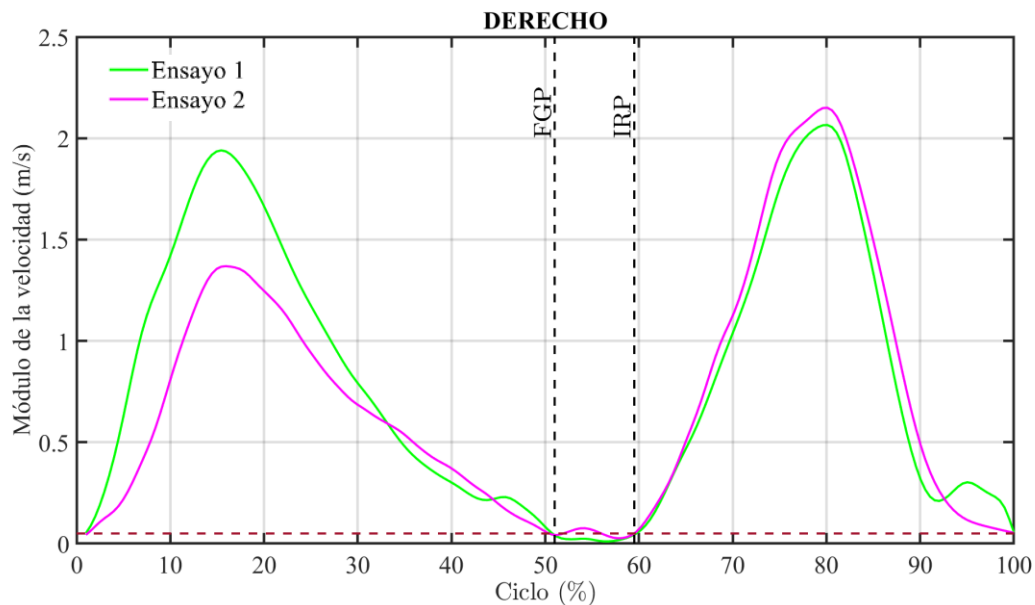


Figura 7: Curvas del módulo de la velocidad del marcador del dedo tras aplicar la función de deformación.

La función de deformación se aplica a las curvas de ángulos y momentos articulares reduciendo drásticamente la dispersión de los resultados. Se muestran a modo de ejemplo las curvas para la flexión de codo representadas en las Figuras 8 y 9.

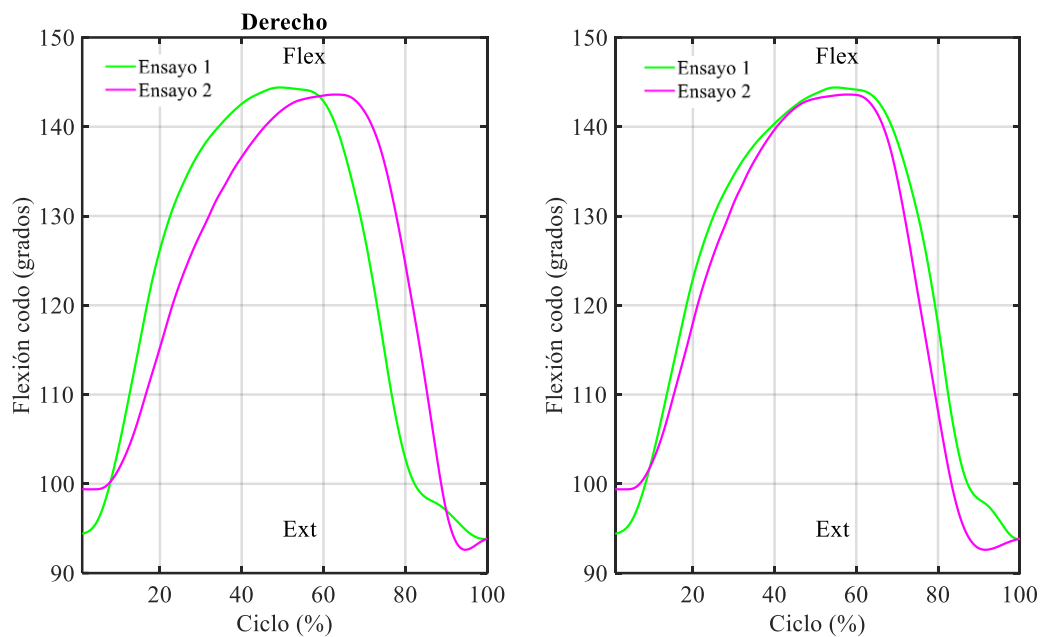


Figura 8: Ángulo de flexión de codo para dos capturas dinámicas (a) con normalización temporal lineal (b) con normalización temporal no lineal.

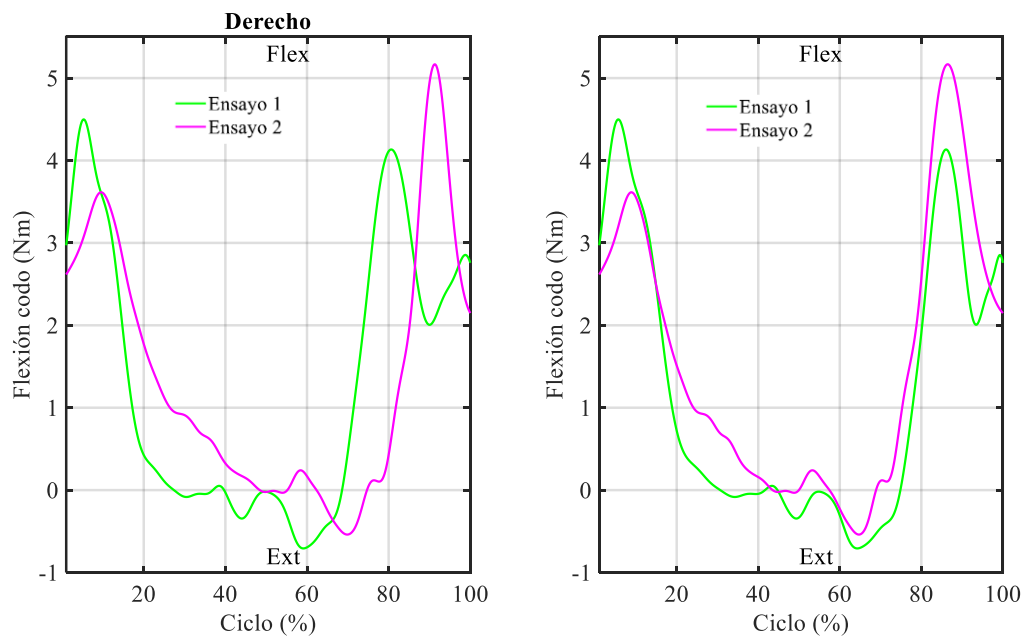


Figura 9: Momento de flexión de codo para dos capturas dinámicas (a) con normalización temporal lineal (b) con normalización temporal no lineal.

Paso 5: Construcción de las curvas media de los ángulos y momentos en las articulaciones

En las Figuras 10 y 11 se muestran las curvas medias con ambas normalizaciones, apreciándose grandes diferencias entre ellas, principalmente en la dinámica. Además, se observa en ambas figuras una disminución generalizada de la dispersión, salvo en algunas zonas concretas como al principio del ciclo.

Los resultados mostrados con solo dos registros no son significativos. El objetivo era simplemente ilustrar la metodología. En el apartado de resultados se mostrarán resultados utilizando todos los registros disponibles para cada sujeto.

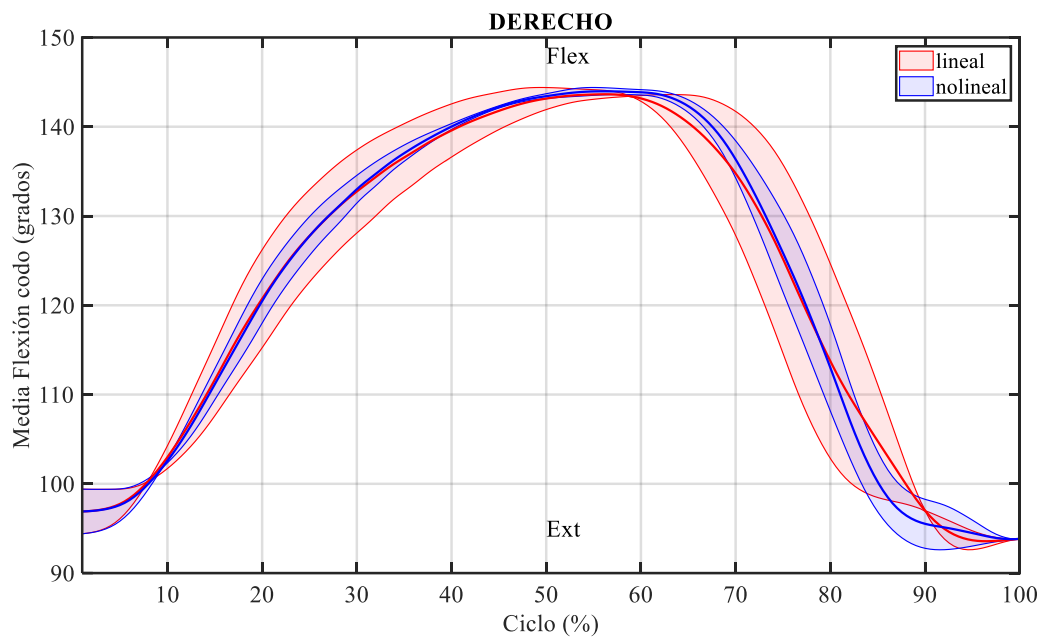


Figura 10: Curva media y desviación típica del ángulo de flexión de codo. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

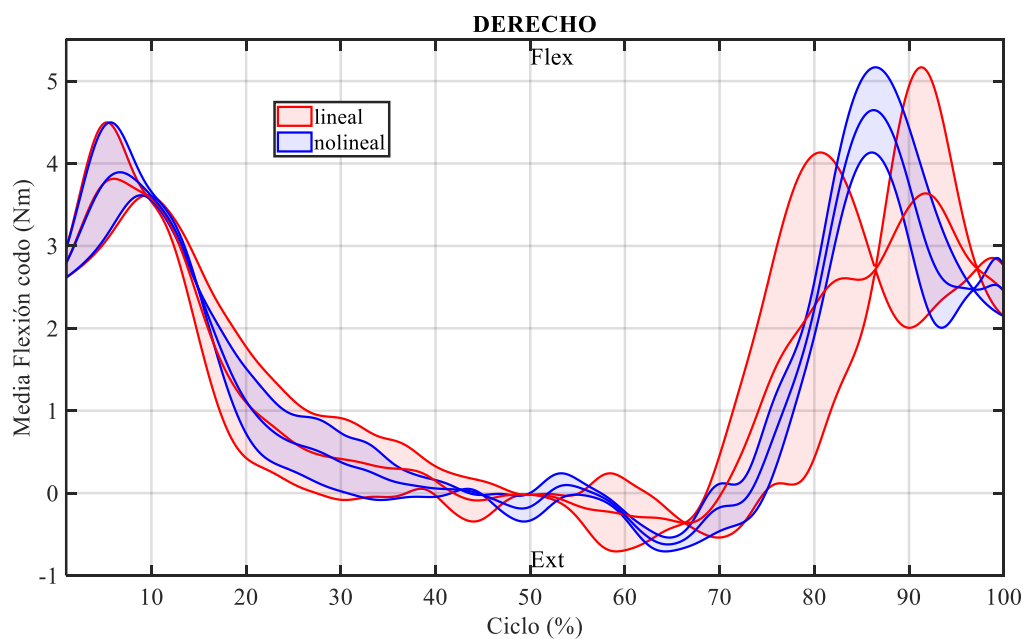


Figura 11: Curva media y desviación típica del momento de flexión de codo. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

3. Resultados y discusión

Se va a mostrar en primer lugar el funcionamiento del procedimiento descrito para un sujeto sano. Se pasará a continuación a analizar su comportamiento en sujetos patológicos. En estos casos las curvas de velocidad se apartan del patrón de doble montaña, haciendo más difícil la identificación de los puntos de referencia. Se muestran en primer lugar las curvas de velocidad y a continuación los resultados cinemáticos y dinámicos (solo para flexión de codo) para tres sujetos, uno sano y dos patológicos con distinta valoración en la escala de Fugl-Meyer de miembro superior (FMA-UE). Esta escala, definida 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. Se muestran los resultados para un sujeto con afectación suave (65 FMA-UE) y otro con afectación moderada (42 FMA-UE). Solo se muestra el lado afectado que para el primer paciente es el derecho, siendo el izquierdo para el segundo. En el sujeto sano se ha elegido el lado izquierdo.

La Figura 12 representa el módulo de la velocidad del marcador del dedo izquierdo para un sujeto sano al que se le realizaron seis capturas dinámicas. 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 observará 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. En un sujeto sano el valor de esta métrica es 2. Cuanto más se aleje la métrica de este valor, menos suave será el movimiento y mayor, por tanto, la afectación del miembro. En la Figura 12(b) se observa un magnífico alineamiento de los seis registros, con coincidencia tanto de los dos máximos como de los comienzos y finales de las tres fases.

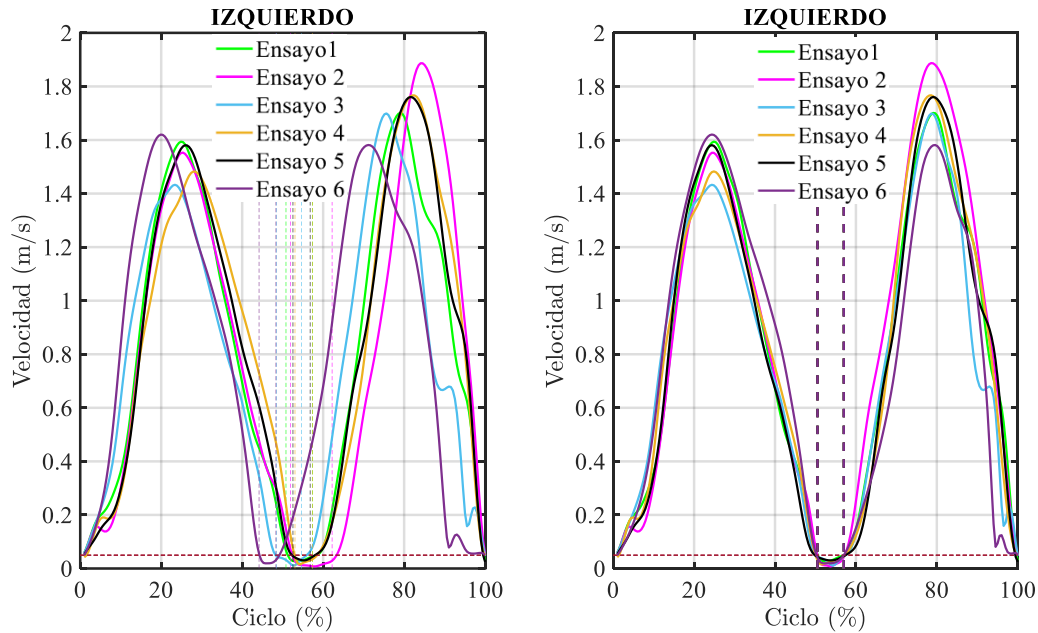


Figura 12: Módulo de la velocidad del marcador del dedo para un sujeto sano (a) con normalización temporal lineal y (b) con normalización temporal no lineal.

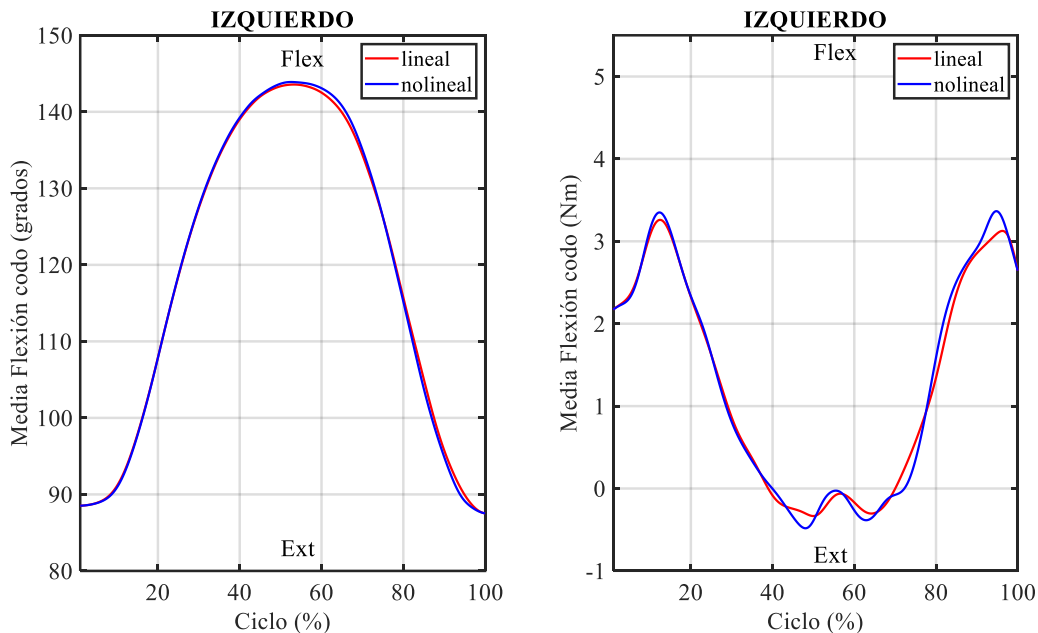


Figura 13: Curva media del (a) ángulo y (b) momento de flexión de codo para un sujeto sano. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

La Figura 13 muestra las curvas promedio con ambas normalizaciones temporales. En la Figura 13(a) se muestra la media del ángulo de flexión de codo. Se trata de una curva simétrica respecto a un eje vertical a mitad de ciclo. Los ángulos de flexión son muy similares en la fase de ida y de retorno. El sujeto comienza con los brazos sobre la mesa formando un ángulo cercano a 90° y llega a la boca incrementando la flexión en aproximadamente 55°. El momento de flexión de codo mostrado en la Figura 13(b) es también aproximadamente simétrico. En la curva

cinemática no se aprecian diferencias en la media calculada con ambas normalizaciones temporales. Sin embargo, sí se aprecian diferencias significativas en la curva dinámica. Al no estar alineados los picos con la normalización temporal lineal, el efecto en la media es un suavizado de la curva como se observa en la Figura 13(b). La Figura 14 muestra de nuevo las curvas promedio acompañadas de sus bandas de desviación típica. Se observa, tanto para la cinemática como para la dinámica, una menor dispersión de los resultados con la normalización temporal no lineal. Se comprueba la necesidad de una normalización diferente a la lineal para obtener resultados fiables. La dispersión es menor en la segunda parte del ciclo. Esto puede indicar que es necesaria una mejor selección de los puntos de referencia en la primera mitad del ciclo.

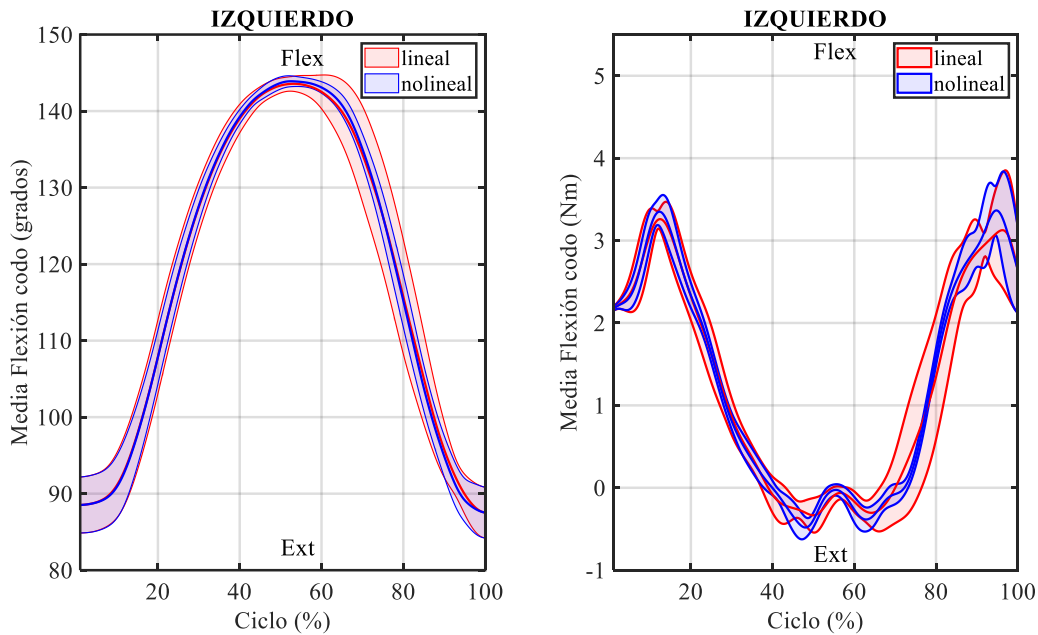


Figura 14: Curva media y desviación típica del (a) ángulo y (b) momento de flexión de codo para un sujeto sano. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

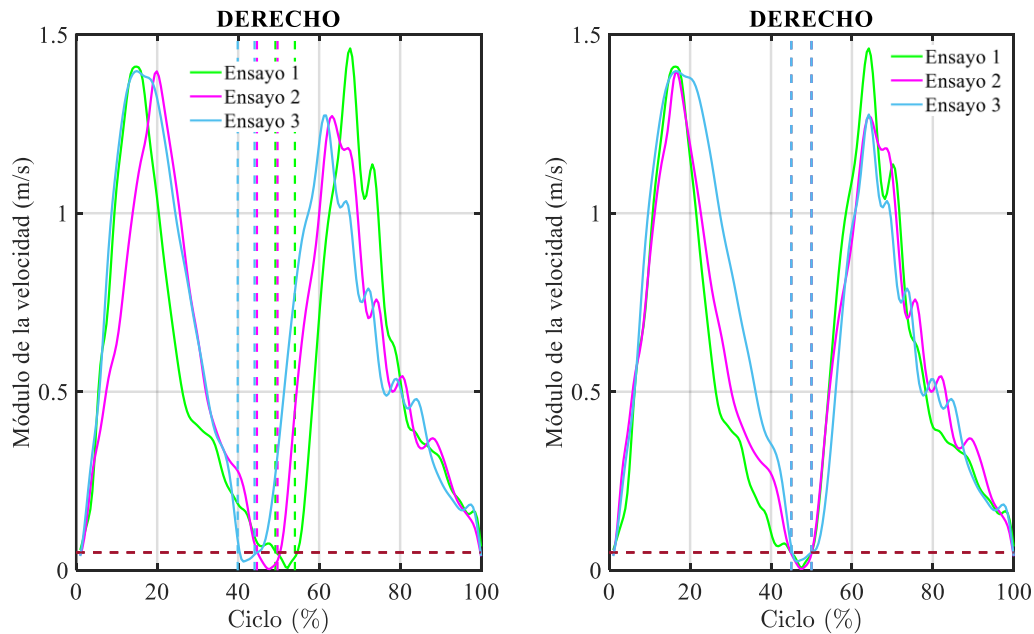


Figura 15: Módulo de la velocidad del marcador del dedo para un sujeto con patología suave (a) con normalización temporal lineal y (b) con normalización temporal no lineal.

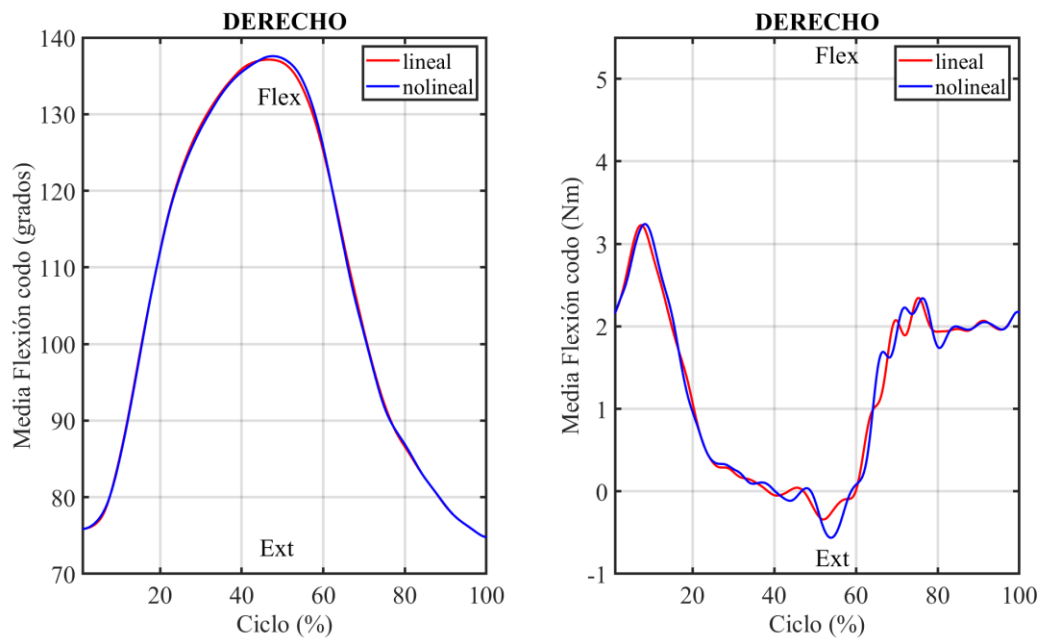


Figura 16: Curva media del (a) ángulo y (b) momento de flexión de codo para un sujeto con patología suave. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

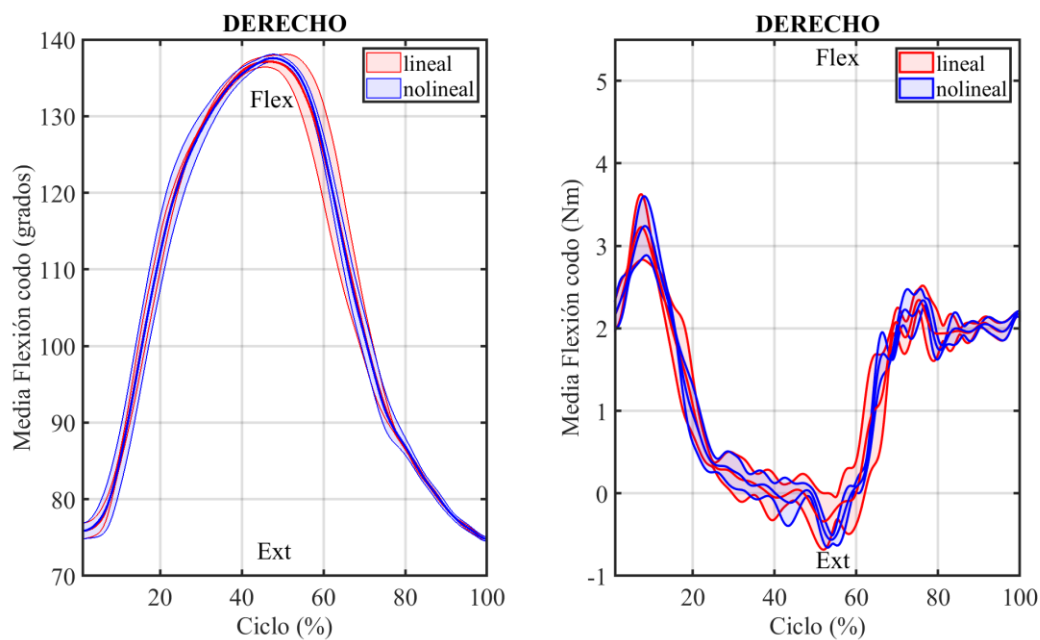


Figura 17: Curva media y desviación típica del (a) ángulo y (b) momento de flexión de codo para un sujeto con patología suave. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

Las Figuras 15, 16 y 17 muestran los resultados de tres capturas dinámicas para un paciente con patología suave. Se mantiene la morfología de doble montaña para la curva del módulo de la velocidad del dedo, aunque se observa un comportamiento menos suave. En la Figura 15 se observa la aparición de máximos y mínimos relativos especialmente en la fase de retorno. El movimiento es más lento como se observa en los valores de los máximos de la Figura 15, inferiores, especialmente en la fase de retorno a los del sujeto sano. Los rangos del ángulo y del momento de flexión son similares a los del sujeto sano. Sin embargo, como se observa en la Figura 16, ambas curvas pierden su simetría. El tramo correspondiente a la fase de ida es muy similar al del sujeto sano, pero la fase de vuelta es diferente. Al tratarse de una patología suave, el comportamiento, aunque con diferencias, está próximo al del sujeto sano, pudiéndose extraer conclusiones similares. Las diferencias en las medias en la curva cinemática son pequeñas, no siendo así en la curva dinámica. La dispersión de los resultados es menor con la normalización temporal no lineal, en particular en la segunda mitad del ciclo.

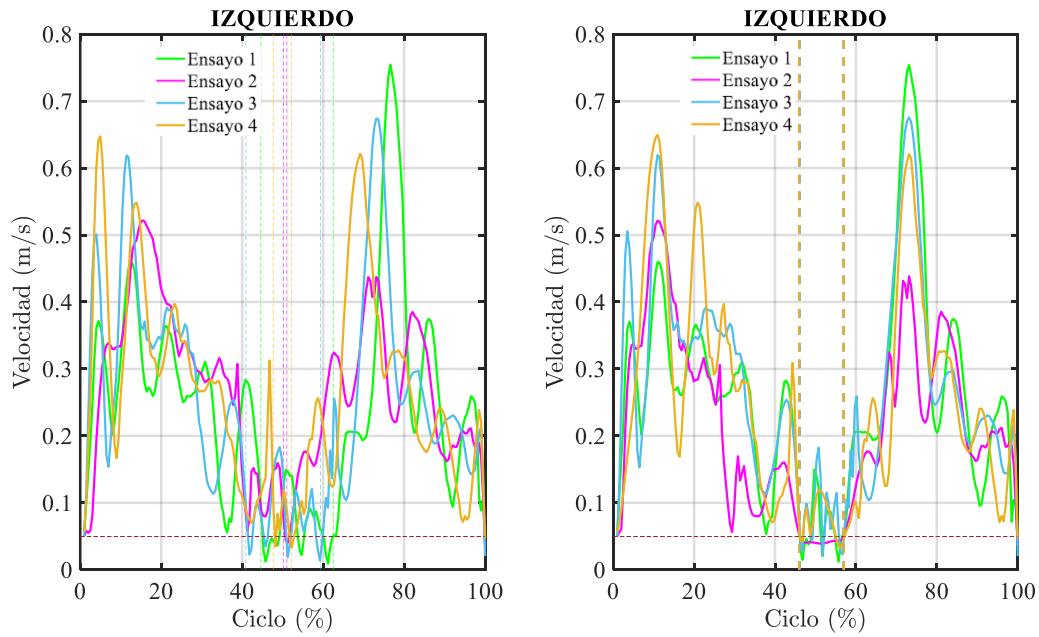


Figura 18: Módulo de la velocidad del marcador del dedo para un sujeto con patología moderada (a) con normalización temporal lineal y (b) con normalización temporal no lineal.

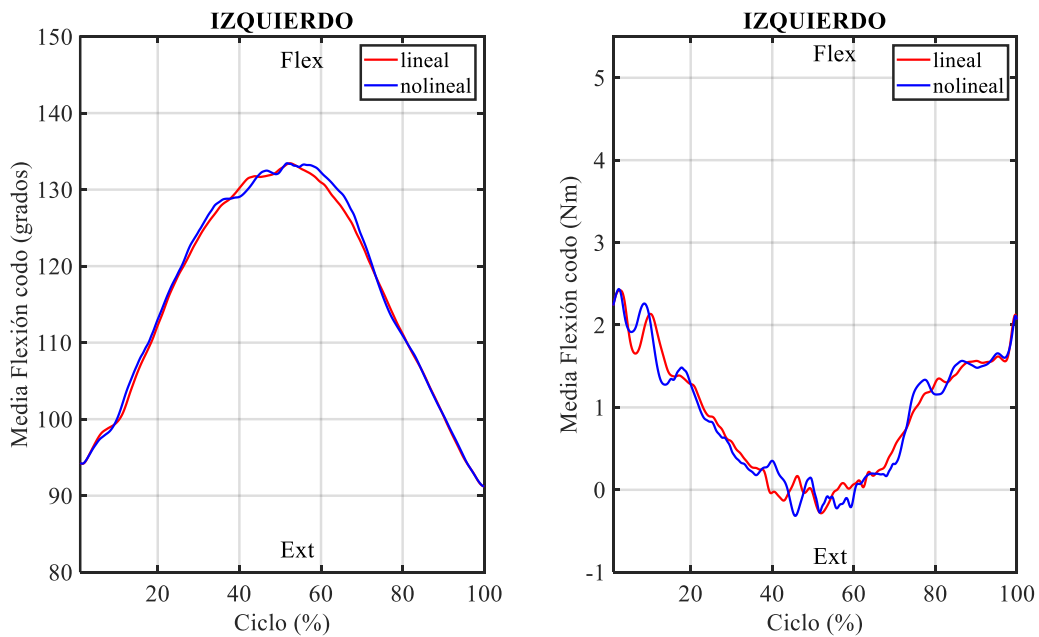


Figura 19: Curva media del (a) ángulo y (b) momento de flexión de codo para un sujeto con patología moderada. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

La Figura 18 muestra cuatro capturas de un paciente con patología moderada. Se observa un movimiento mucho más lento y menos suave. El gran número de oscilaciones que aparecen dificultan la obtención de los diferentes puntos de referencia, tanto de los asociados a las fases como a los máximos de la curva de velocidad. De hecho, es cuestionable que el punto de referencia sea el máximo, ya que en el registro de color amarillo el segundo pico de menor tamaño que el primero podría ser mejor candidato. También es cuestionable la fase de aproximación del registro color magenta, que parece demasiado estrecha. Es posible que para pacientes con patologías moderadas y severas no pueda usarse el criterio del umbral de velocidad para detectar las diferentes fases. Estos errores en la selección de los puntos de referencia son los responsables de que la dispersión mostrada en la Figura 20(a) sea mayor en la primera mitad del ciclo para la normalización temporal no lineal. Aunque los resultados de la normalización temporal no lineal no sean buenos en este caso, la enorme diferencia en las medias mostradas en la Figura 19(b) demuestran la necesidad de mejorar el procedimiento para alinear correctamente los diferentes registros de un mismo paciente.

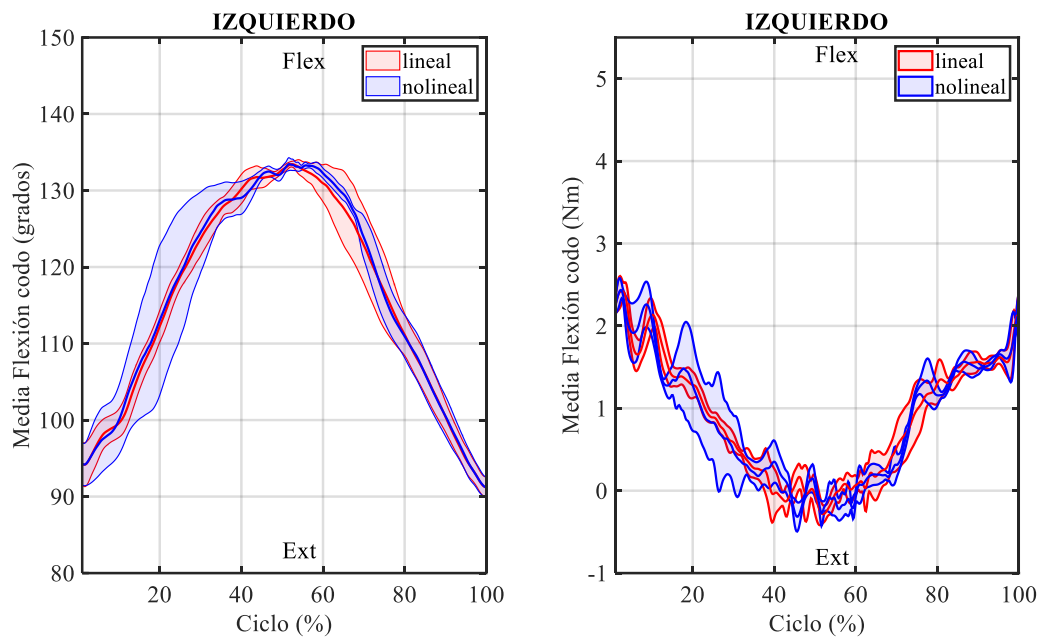


Figura 20: Curva media y desviación típica del (a) ángulo y (b) momento de flexión de codo para un sujeto con patología moderada. En rojo con normalización temporal lineal y en azul con normalización temporal no lineal.

4. Conclusiones

En el diagnóstico y tratamiento de pacientes que han sufrido un ACV se suelen analizar tareas de MS que no son cíclicas, como llevarse la mano a la boca. La utilización del método de normalización temporal lineal, que define el inicio de una tarea como 0% y el final de la tarea como 100% arroja valores erróneos en el cálculo de una curva media que represente el rendimiento promedio de un sujeto. En este trabajo se propone una normalización temporal no lineal que permita una correcta alineación de los registros con objeto de promediar puntos que se encuentren en la misma situación. Se han utilizado los tiempos de (i) inicio del movimiento, (ii) ocurrencia del máximo del módulo de la velocidad del marcador situado en el dedo y (iii) fin del movimiento, tanto para la fase de ida como para la de retorno, como los seis puntos de referencia básicos para realizar el registro de puntos de referencia no lineal para normalizar el dominio del tiempo.

Los resultados obtenidos para sujetos sanos o con patologías suaves son prometedores. La mejoría en el cálculo de la media si solo se está analizando la cinemática no justifica el incremento de complejidad del procedimiento. Sin embargo, si se está analizando la dinámica, las medias calculadas con la normalización temporal lineal y no lineal son muy diferentes, pudiéndose obtener una media errónea si no se alinean correctamente los registros.

Las grandes oscilaciones en los registros de los pacientes con patologías moderadas dificultan la obtención de los puntos de referencia. Esto hace que los resultados obtenidos con el procedimiento propuesto en este trabajo no sean buenos.

Es necesaria una revisión del procedimiento para una mejor definición de los puntos de referencia que (1) disminuya la dispersión en los sujetos sanos y con patología suave y (2) facilite su obtención en pacientes con patologías moderadas y severas.

5. Agradecimientos

Los autores agradecen a la Consejería de Transformación Económica, Industria, Conocimiento y Universidades (Junta de Andalucía) por financiar el proyecto ProyExcel_00747, dentro del cual se ha realizado este estudio.

6. Referencias

- [1] Plumacher-R Z., Ferrer-Ocando O.,Arteaga-Vizcaíno M., Weir-Medina J., Ferrer O., “Cerebrovascular disease in sickle cell anemia patients”, *Investigaciones Clínicas* 45, 43-51 (2004)
- [2] Villepinte C., Verma A., Dimeglio C., de Boissezon X., Gasq D., “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* 64, 101366 (2021)

- [3] Collins K., Kennedy N., Clark A., Pomeroy V., “Getting a kinematic handle on reach-to-grasp: a meta-analysis”, *Physiotherapy* **104**, 153-166 (2018)
- [4] Schwarz A., Kanzler C., Lambercy O., Luft A., Veerbeek J., “Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke”, *Stroke* **50**, 3, 717-727 (2019)
- [5] Rau G., Disselhorst-Klug C., Schmidt R., “Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm”, *Journal of Biomechanics* **33**, 1207-1216 (2000)
- [6] Thies S.B., Tresadern P.A., Kenny L.P., Smith J., Howard D., Goulermas J.Y., Smith C., Rigby J., “Movement variability in stroke patients and controls performing two upper limb functional tasks: a new assessment methodology”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **6**, 2-13 (2009)
- [7] Gervini D., Gasser T., “Self-modelling warping functions”, *Journal of the Royal Statistical Society, Series B* **66**, 4, 959-971 (2004)
- [8] Ramsay J.O., Silverman B.W., *Functional Data Analysis*, 2^a ed., Springer, New York (2006)
- [9] Sadeghi H., Allard P., Shafie K., Mathieu P.A., Sadeghi S., Prince F., Ramsay J., “Reduction of gait data variability using curve registration”, *Gait & Posture* **12**, 257-264 (2000)
- [10] Gasser T., Kneip A., “Searching for structure in curve samples”, *Journal of the American Statistical Association* **90**, 432, 1179-1188 (1995)
- [11] Rab G., Petuskey K., Bagley A., “A method for determination of upper extremity kinematics”, *Gait & Posture* **15**, 113-119 (2002)
- [12] Topka H., Konczak J., Schneider K., Boose A., Dichgans J., “Multijoint arm movements in cerebellar ataxia: Abnormal control of movement dynamics”, *Experimental Brain Research* **119**, 493-503 (1998)
- [13] Mayo J. *et al.*, “Desarrollo de un modelo biomecánico de tren superior para su aplicación en el tratamiento de pacientes de accidente cerebrovascular”, *Actas del XVI Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, Concepción, Chile (2024)
- [14] Ackermann M., “Dynamics and Energetic of Walking with Prostheses”, Tesis Doctoral, Universidad de Stuttgart, Alemania (2007)
- [15] Leo K.H., “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, Singapore (2014)