Automatización de la evaluación Fugl-Meyer en Neurorrehabilitación funcional de extremidad superior

M.A. Villán-Villán[1, 2], R. Pérez-Rodríguez[1, 2], C. Gómez[3], E. Opisso[3], J.M. Tormos[3], J. Medina[3], E.J. Gómez[1, 2]

1 Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {mvillan, rperez, egomez}@gbt.tfo.upm.es
2 Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Madrid, España
3 Instituto Universitario de Neurorrehabilitación Guttmann-UAB, Barcelona, España, {cgomez, eopisso, jmtormos, jmedina}@guttmann.com

Resumen

El presente trabajo propone la automatización de las pruebas de la evaluación Fugl-Meyer (FM) usada para valorar el movimiento de la extremidad superior (ES) de pacientes con Daño Cerebral Adquirido (DCA) en neurorrehabilitación funcional. El objetivo principal de este trabajo es investigar una medida objetiva, puntuando de forma automática cada prueba del FM con el fin de indicar el nivel de la función motora y reflejar el grado de similitud entre el movimiento de la ES de sujetos sanos y sujetos con DCA. Para la automatización de la evaluación, se propone un modelo biomecánico de la ES de 9 grados de libertad, se crean modelos cinemáticos sanos de referencia, se calculan las métricas y por último se realiza el cálculo de la puntuación por prueba de la evaluación FM entre 0 y 2. Se registran 7 sujetos con DCA y 14 sujetos sanos obteniendo una medida objetiva del control motor de la ES en la prueba sinergia combinada C de la evaluación FM. Los resultados obtenidos indican que la automatización de la evaluación FM puede ser una herramienta útil para la valoración del movimiento de sujetos con DCA como parte del método de evaluación de la ES en neurorrehabilitación funcional.

1. Introducción

El Daño Cerebral Adquirido (DCA) es uno de los problemas de salud más relevantes en los países desarrollados debido a las secuelas motoras, cognitivas, socioeconómicas, entre otras, que transforman la vida de los pacientes en los ámbitos laboral y familiar. Las causas del DCA pueden ser traumáticas (accidentes de coche, caídas, etc.) y no traumáticas (tumores cerebrales, infecciones, etc.), siendo las más comunes el Traumatismo Craneoencefálico (TCE) y el Accidente Cerebrovascular (ACV) o Ictus [1].

Los pacientes con alteraciones en el sistema motor, necesitan un tratamiento para reducir las limitaciones funcionales y mejorar su calidad de vida. En el área funcional o física, la neurorrehabilitación busca que los pacientes restauren, minimicen y/o compensen las alteraciones motoras [2]. Así mismo, busca que éstos recobren su independencia y la capacidad para realizar actividades relacionadas con la manipulación de objetos del entorno, en las que la extremidad superior (ES) está directamente implicada [2].

En la actualidad, la evaluación funcional/motora de la ES de pacientes con DCA se realiza con métodos subjetivos que dependen del criterio y experiencia del examinador así como de factores del entorno que pueden alterar los resultados. La evaluación Fugl-Meyer (FM) [4] es uno de los instrumentos de valoración más usados en la práctica clínica y en los estudios de investigación [5] y tiene por objetivo principal evaluar el control motor de la ES de sujetos con DCA. La evaluación FM consta de 10 pruebas donde los sujetos deben realizar un movimiento diferente en cada una. A cada prueba se le da una puntuación (*score*, en inglés) entre 0 y 2, donde: 0 = no puede realizar el movimiento, 1= habilidad parcial para realizar el movimiento o 2= habilidad cerca de la normalidad. A pesar de que la evaluación FM es una de las más reconocidas, los *scores* proveen poca información del estado del paciente para la planificación de los tratamientos de rehabilitación [5].

Las nuevas tecnologías permiten evaluar el movimiento de la ES de sujetos con DCA usando diferentes métodos, algunos de ellos se centran en el análisis cinemático [6],[7]. Este análisis proporciona datos cuantitativos y analíticos del movimiento de los pacientes, lo que permite conocer sus alteraciones funcionales. Los avances en estudios del modelado de actividades de la vida diaria (AVD) describen de manera detallada las actividades ejecutadas por un sujeto sano y establecen patrones de normalidad (PN) cinemáticos, utilizados en la comparación con sujetos con DCA [8].

En trabajos previos, los autores se enfocaron en el diseño de nuevas metodologías de rehabilitación funcional de la ES, con la finalidad de generar un cambio en el modelo actual, para mejorar la eficacia del tratamiento, de manera personalizada y basada en la evidencia [3][8],[9]. En uno de estos trabajos, se introdujo el concepto de perfil disfuncional (PD), usado como parte del diseño de la metodología de evaluación motora objetiva (OMA). El PD es definido como una matriz de datos que caracteriza las alteraciones físicas de cada paciente. A partir de la automatización de las 10 pruebas de la evaluación FM, se puede obtener la información necesaria para alimentar dicho PD. Por lo tanto, la metodología OMA puede proveer una medida objetiva del PD de manera que podría asignar un *score* individual, para cada prueba o para todas las pruebas (*score total)* de FM [9].

En este trabajo se propone la automatización de la prueba sinergia combinada C (sinergia CC) de la evaluación FM, con el fin de proveer una medida objetiva, *score* individual, para dicha prueba como parte de la metodología OMA, extensible al resto de pruebas de FM.

2. Material y Métodos

Para cumplir con los objetivos propuestos se han llevado a cabo las siguientes tareas: (1) Realización de la prueba sinergia CC, (2) modelado biomecánico, (3) creación de modelos cinemáticos de sujetos sanos, (4) cálculo de las métricas, cuyo fin es conocer la similitud que existe entre el modelo cinemático sano de referencia y los sujetos con DCA y (5) cálculo del *score* OMA para la prueba.

2.1. Material

La adquisición de datos de movimiento de sujetos sanos y pacientes con DCA se ha realizado con el sistema de seguimiento optoelectrónico BTS-SMART-D [10] en el laboratorio de análisis del movimiento del Institut Guttmann. Dicho sistema consta de 6 cámaras infrarrojas, con frecuencia de 140Hz y resolución de 1.4 Mpx. Para la captura de movimiento se ha utilizado un modelo bimanual de dieciséis puntos como el usado en [9]. Los modelos cinemáticos de sujetos sanos, las métricas y el *score* de la prueba FM se han realizado con la herramienta matemática MATLAB® r2013a.

2.2 Prueba sinergia CC y participantes

En este trabajo, los sujetos han realizado la prueba sinergia CC. La posición inicial para realizar dicha prueba ha sido: el sujeto se sienta en un taburete, de modo que las piernas siempre formen un ángulo de 90º; la ES reposa sobre las piernas tocando los muslos con la palma de la mano, la espalda recta y alineada con el eje vertical del laboratorio. Partiendo de esta posición inicial, cada sujeto debe alcanzar una flexión de codo de 90º, flexión y aducción de hombro de 0º, realizar el movimiento de pronación (palma de la mano hacia abajo) y supinación (palma de la mano hacia arriba) del antebrazo y volver a la posición inicial.
Han participado voluntariamente 14 sujetos sanos, 7 sujetos (S) con DCA y 2 terapeutas (T1 y T2) del Institut Guttmann, quienes han realizado la evaluación FM a los sujetos con DCA.

2.3 Modelo Biomecánico

El modelo biomecánico utilizado considera que la ES se compone de cuatro segmentos rígidos y articulados entre sí, que representan la clavícula, el húmero, el antebrazo y la mano, con nueve grados de libertad (DoF, del inglés *Degree of Freedom*): dos en la articulación esternocostoclavicular (elevación, retracción/antepulsión), tres en la articulación del hombro (flexoextensión, abducción/aducción y rotación interna/externa), dos en la articulación del codo (flexoextensión y pronación/supinación) y dos en la articulación de la muñeca (flexoextensión y desviación radiocubital). El diseño de este modelo se basa en la metodología de modelado de AVDs propuesta en [8].

2.3. Modelos cinemáticos sanos de referencia

Los modelos cinemáticos han sido creados a partir de registros correspondientes a ejecuciones de las pruebas FM por parte de sujetos sanos. Estos modelos se utilizarán como referencia de comparación para los sujetos con DCA. La creación de los modelos cinemáticos se ha basado en la metodología descrita en [8].

Debido a que cada sujeto realiza el movimiento de cada prueba FM a una velocidad diferente, se ha realizado un procedimiento de normalización respecto al tiempo. Posteriormente se ha realizado una aproximación matemática, para cada uno de los DoF por prueba FM. Para cada DoF se han obtenido tres expresiones: la media de la evolución del parámetro angular asociado al DoF en cuestión, y otras dos que representan los límites superior e inferior. De esta manera, queda definido un intervalo en cada DoF de cada prueba FM, en el que el movimiento se considera correcto (dentro de la normalidad). A dicho intervalo se le ha llamado banda de normalidad (BN).

2.4. Métricas

El cálculo de las métricas ha permitido obtener los parámetros de movimiento (PM) utilizados para identificar la similitud que existe entre el modelo cinemático sano de referencia y los sujetos con DCA para cada DoF. Además, permite obtener un vector de características de la prueba que caracteriza las alteraciones físicas de cada sujeto con DCA. En los siguientes apartados se explica cómo son puntuados los PM para a partir de ellos calcular el *score* de la prueba sinergia CC. Las métricas utilizadas en este trabajo han sido: rango de movimiento (ROM), coeficiente de correlación (C) y error cuadrático medio (RMSE).

El ROM es la medida de la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo del ángulo, medido en grados en cada DoF. El coeficiente C mide la relación lineal entre dos variables e indica el nivel de similitud morfológica entre los DoF de los sujetos sanos y los sujetos con DCA. El RMSE (ec. 1) es una medida de las diferencias entre los valores previstos del modelo de movimiento cinemático sano de referencia (θ') y los valores realmente observados de los sujetos con DCA (θ).

$$RMSE = \sqrt{[E(\theta' - \theta)^2]} \quad (1)$$

2.5. Cálculo del *score*

En el cálculo de *score* se evalúa y puntúa el control motor de la ES del sujeto al realizar la prueba sinergia CC. Los criterios de puntuación utilizados por la evaluación FM son:

- Score "0": el hombro y el codo no pueden alcanzar las posiciones o el antebrazo no puede realizar pronación y supinación.
- Score "1": el hombro y el codo alcanzan sus posiciones y la pronación y supinación se realiza en un rango limitado.
- Score "2": Realizado de manera impecable.

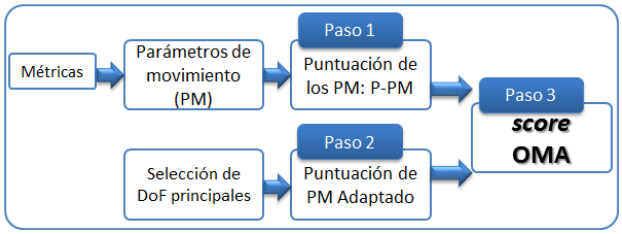

Figura 1. *Objetivación del score FM.*

La Figura 1 representa el diagrama de bloques correspondiente a la metodología de objetivación propuesta, la cual consta de tres pasos:

En el paso 1, se realiza la puntuación de los PM (P-PM) para cada una de las métricas definidas. En el cálculo de la P-PM del ROM, se ha tenido en cuenta la BN para cada DoF. Por lo tanto, si el valor del PM de un sujeto, se encuentra dentro de la BN, la puntuación será 2. Si el valor del PM esta fuera de la BN, la puntuación será menor que 2 e irá disminuyendo hasta 0 a medida que el valor PM del sujeto se aleje de la BN.

Para el cálculo de la P-PM del coeficiente C, se han definido 3 rangos. Los valores numéricos de los rangos se han obtenido al dividir en 3 el valor máximo que obtiene el modelo de referencia en el coeficiente C "1". Por lo tanto un sujeto se encontrará en:

- rango 1: cuando el valor del PM está entre 0,67 y 1, lo que indica que tiene alta similitud morfológica con respecto al modelo y que se encuentra dentro de la BN, asignándosele una puntuación de 2.
- rango 2: cuando el valor del PM está entre 0.34 y 0.66, indicando que tiene una similitud morfológica media respecto al modelo, asignándosele una puntuación entre 1.9 y 1.
- rango 3: cuando el valor del PM es menor que 0.33, lo que indica que tiene baja similitud morfológica con respecto al modelo. En este caso, la puntuación se calcula aplicando la Función C, la cual revisa el comportamiento del DoF en cuestión en la métrica RMSE. Es decir, si el valor RMSE del sujeto se encuentra dentro de la media de RMSE de los sujetos sanos, la puntuación irá disminuyendo desde 0.9 hasta 0 a medida que el valor RMSE del sujeto se aleje de la media de RMSE de los sujetos sanos.

En el cálculo de la P-PM del RMSE, se han definido 3 rangos. Los valores numéricos de los rangos se han obtenido a partir de la media del RMSE de los sujetos sanos. Estos rangos varían dependiendo del DoF que se analice. Por lo tanto un sujeto se encontrará en:

- rango 1: cuando el valor del PM es menor que la media del RMSE de los sanos, lo que indica que tiene baja diferencia con respecto al modelo y que se encuentra dentro de la BN, asignándosele una puntuación de 2.
- rango 2: cuando el valor del PM está entre la media del RMSE de los sanos y el doble de la media, lo que indica que tiene diferencia media con respecto al modelo asignándosele una puntuación entre 1.9 y 1.
- rango 3: cuando el valor del PM es mayor que el doble de la media del RMSE de los sanos, lo que indica que tiene alta diferencia con respecto al modelo asignándosele una puntuación entre 0.9 y 0.

Los rangos para calcular la P-PM del coeficiente C y RMSE definidos en este trabajo, son provisionales, pues se irán ajustando a medida que se analice una cantidad mayor de sujetos sanos, de sujetos con DCA y de que sean validados por un grupo de clínicos investigadores.

En el paso 2, se realiza el cálculo del PM Adaptado (PM-A) al movimiento de la prueba, para lo que se ha tenido en cuenta la BN para cada DoF. Debido a que en cada prueba FM, los sujetos han de realizar un movimiento diferente, se hace necesario crear un algoritmo que permita calcular el PM-A. Dicho algoritmo se centra en el análisis biomecánico de los DoF principales en la realización de la prueba, que en el caso de la prueba sinergia CC son: flexoextensión (fexH) y abducción del hombro (abdH), flexoextensión (fexC) y pronosupinación del codo (pronoC). El algoritmo analiza si el hombro permanece en flexión de 0º (fexH) y en aducción de 0º (abdH), y si el codo alcanza una flexión (fexC) de 90º en el porcentaje de ciclo del movimiento cuando el sujeto alcanza el valor mínimo de supinación (12º-25º)(pronoC).

En el paso 3, se realiza el promedio de los valores obtenidos en los pasos 1 y 2, para cada DoF principal, con lo que se obtiene el *score* OMA para la prueba FM. En cada paso se puntúa entre 0 y 2. Es importante aclarar que el método OMA, asignará un *score*=2, solo cuando el sujeto valorado haya obtenido un *score*=2 en las puntuaciones de los PM de ROM y de PM-A de cada uno de los DoF principales de la prueba sinergia CC.

3. Resultados y Discusión

La Tabla 1 muestra el *score* T1, *score* T2 y *score* OMA para la prueba sinergia CC. El valor entre paréntesis en la columna del *score* OMA, representa el valor aproximado. Al comparar los resultados de los *score* T1 y T2, se observa que 2 terapeutas pueden puntuar con el mismo *score* (S1, S3, S4) o diferente *score* (S2, S5, S6, S7) a un sujeto con DCA en una prueba FM. El hecho de que dos terapeutas asignen un *score* diferente a un mismo sujeto, medido en las mismas condiciones espacio temporales, refleja la subjetividad de la evaluación FM, pues la asignación del *score* depende del criterio y experiencia del terapeuta que puntúa la prueba.

Sujeto DCA	Score T1	Score T2	Score OMA
S 1	1	1	1.134 (1)
S 2	1	2	1.533 (1)
S 3	0	0	1.634 (1)
S 4	2	2	1.390 (1)
S 5	1	2	1.354 (1)
S 6	1	2	1.193 (1)
S 7	1	2	1.216 (1)

Tabla 1. *Score T1, T2 y OMA de la prueba sinergia CC*

Al comparar los *score* de los terapeutas y el *score* OMA, se observa que el *score* OMA coincide con los *score* T1 y T2 sólo en S1, coincide con uno de los terapeutas en S2, S5, S6 y S7 y es diferente a los 2 terapeutas en S3 y S4. Con el fin de analizar las causas de los desajustes en los *scores* obtenidos por S3 y S4, se procede a analizar la P-PM de las métricas para los DoF principales en la realización de la prueba en cuestión. Para esto se seleccionan las P-PM en las que cada sujeto ha obtenido una puntuación menor que 2, es decir, donde se ha detectado una alteración en el control motor de la ES. A continuación se describen de manera cuantitativa los resultados objetivos de las P-PM y se discuten las razones del valor del *score*.

En el caso de S3, T1 y T2 han puntuado con *score*=0 y OMA con *score*=1.634. Este sujeto ha obtenido una P-PM del ROM=1.69 para el DoF pronoC, lo que representa el

84.5% de la BN. S3 tiene un rango limitado en el movimiento de supinación, pues se encuentra fuera de la BN. El PM del coeficiente C=0.173(P-PM=1) y el PM del RMSE=5.242 (P-PM =2), indican que el sujeto tiene baja similitud morfológica y poca diferencia con respecto a la media del RMSE de los sanos. En el PM-A, para la abdH obtiene una puntuación de 0.119, lo que indica que el valor de este DoF es muy cercano al doble del valor del ángulo de abdH del modelo, es decir, se encuentra dentro del rango permitido a ser valorado. Un sujeto fuera de este rango tendría una puntuación de 0.

S4 ha sido puntuado con un *score*=2 por T1 y T2 y OMA con un *score*=1.390. Dicho sujeto ha obtenido una P-PM del ROM =0 en el DoF fexC, pues no logra mantener el codo flexionado de manera constante dentro de la BN (cercano a 90º) sino que el movimiento fluctúa flexionando y extendiendo el codo entre 70 y 108º, a medida que realiza la pronosupinación del antebrazo. Esto indica el poco control motor en dicho DoF. La P-PM del coeficiente C=0.495 (P-PM =1.47) y el PM del RMSE=7.788 (P-PM =2), indican que el sujeto tiene similitud morfológica media, se encuentra en fase con respecto al modelo. En el PM-A, para fexH obtiene una puntuación del PM-A=0, que indica que la flexión del hombro es mayor que el doble del valor del ángulo fexH del modelo, es decir, está fuera de la BN. Para la abdH obtiene una puntuación del PM-A =1.463, lo que indica que está fuera de la BN. Es posible que los terapeutas den al S4 un *score* de 2 debido a que el sujeto logra posicionar el codo en 90º, el hombro a 0º y el movimiento de pronosupinación en rangos apropiados, pero no pueden ver en detalle el control de la ES, al no tener la suficiente información sobre evolución biomecánica de cada DoF. El ojo humano no puede detectar variaciones de pequeña escala del movimiento que pueden ser relevantes a la hora de puntuarlo. Dichas variaciones se pueden identificar fácilmente al comparar el movimiento de S4 con el movimiento del modelo de referencia.

Todos los sujetos con DCA logran alcanzar las posiciones del hombro, el codo y realizan la pronación y supinación. Por lo que el *score* 0 queda superado. S3, logra las posiciones del codo y hombro, pero realiza la pronosupinación en un rango limitado. S4, logra realizar la pronosupinación en la BN, logra las posiciones del codo y el hombro pero se le dificulta mantener el control del movimiento en los DoF de fexC, abdH y fexH, pues dichos DoF fluctúan en consonancia al realizar la pronosupinación del antebrazo. Todos los sujetos fueron puntuados con un *score* que se aproxima a 1.

Entre las ventajas del método propuesto se encuentran: la posibilidad de crear modelos de referencia, con los cuales se puede determinar la BN para cada DoF. El método permite obtener medidas cuantitativas y fiables no disponibles por los terapeutas a la hora de valorar la función motora, es decir se puede conocer en detalle la evolución biomecánica de cada DoF. Las puntuaciones de las métricas permiten obtener un vector que caracteriza las alteraciones de la ES de los sujetos de cada. Es posible dar un *score* por prueba de la evaluación FM entre 0 y 2. El hecho de automatizar las pruebas de la evaluación FM e integrarla en la metodología OMA, podría permitir obtener una valoración objetiva, es decir un *score* total del control motor de la ES para cada sujeto con DCA.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En esta investigación se propuso la automatización de la evaluación FM con el fin de proveer una medida objetiva del control motor de la ES. Usando un modelo biomecánico de 9 DoF, se han creado modelos cinemáticos sanos de referencia con 14 sujetos, se han calculado las métricas (vector de características de las alteraciones funcionales) que, a su vez, forman parte del PD. Se ha dado la valoración objetiva de 7 sujetos con DCA puntuados con un *score* entre 0 y 2 para la prueba sinergia CC. Los trabajos futuros se enfocarán en la validación más amplia de la metodología propuesta, con un mayor número de sujetos sanos, para realizar patrones cinemáticos de referencia estadísticamente consistentes, y sujetos con DCA, con el fin de proponer una metodología definitiva para la objetivación/automatización de la valoración FM.

Agradecimientos

Agradecemos al equipo clínico y del departamento de rehabilitación funcional del Hospital de Neurorrehabilitación Institut Guttmann por su inestimable colaboración, en especial a los terapeutas Ignasi Soriano y Carlos Molleja. Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el proyecto Sensingtoys y por la Fundación Mapfre.

Referencias

[1] The Lancet Neurology. Traumatic brain injury: time to end the silence. The Lancet Neurology, vol. 9 (4), 2010, pp. 331. (ISSN: 1474-4465).

[2] World Health organization, http://www.who.int/es (Consultada: Septiembre 2014)

[3] Pérez R, Marcano A, Costa U, et al. Inverse kinematics of a 6 DoF human upper limb using ANFIS and ANN for anticipatory actuation in ADL-based physical Neurorehabilitation. *Expert Syst. Appl*, vol 39(10), 2012, pp 9612–9622 (ISSN: 0957-4174).

[4] FuglMeyer R, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S, The post stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance, *Scand J Rehabil Med*, vol. 7(1), 1975, pp 13-31. . (ISSN: 0036-5505).

[5] Velozo CA, Woodbury ML. Translating measurement findings into rehabilitation practice: An example using Fugl-Meyer Assessment-Upper Extremity with patients following stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol 48(10), 2011, pp 1211-1222.

[6] Van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CAM, Veeger DHEJ, Harlaar J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture*, vol. 27, 2008, pp. 120–127 (ISSN: 0966-6362).

[7] Van Dijck G, Van Vaerenbergh J, Van Hulle MM. Posterior probability profiles for the automated assessment of the recovery of patients with stroke from activity of daily living tasks. *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 46, 2009, pp. 233—249. (ISSN: 0933-3657).

[8] Pérez R, Costa Ú, Solana J, Cáceres C, Medina J, Tormos JM, Gómez EJ. Modelado de Actividades de la Vida Diaria para Neurorrehabilitación Funcional de miembro superior. *Actas del XXVII CASEIB*, Cádiz, 2009.

[9] Villán-Villán MA, Pérez R, Gómez C, Opisso E, Tormos JM, Medina J, Gómez EJ. Dysfunctional Profile for Patients in Physical Neurorehabilitation of Upper Limb. *Actas del XIII Conferencia Mediterránea de Ingeniería Médica, Biológica y Computación*, Sevilla, España, 2013. (ISSN: 1680-0737).

[10] Página web del BTS Bioingeneering. http://www.bts.it (Consultada: Septiembre 2014)