

# Comparación del movimiento de alcance entre sujetos Sanos y Patológicos en Neurorehabilitación Funcional de Extremidad Superior

M.A. Villán\_Villán<sup>1,2</sup>, R. Pérez Rodríguez<sup>1,2</sup>, U. Costa Boned<sup>3</sup>, C. Gómez Pérez<sup>3</sup>, E. Opiiso Salleras<sup>3</sup>, J.M. Tormos Muñoz<sup>3</sup>, J. Medina Casanovas<sup>3</sup> E.J. Gómez Aguilera<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, ETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {mvillan, rperez, egomez}@gbt.tfo.upm.es

<sup>2</sup> Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Madrid, España

<sup>3</sup> Instituto Universitario de Neurorehabilitación Guttmann-UAB, Barcelona, España, {ucosta, cgomez, jmtormos, eopisso, jmedina}@guttmann.com

## Resumen

*El presente trabajo de investigación tiene como propósito principal realizar una comparación del movimiento de alcance entre sujetos aquejados de Daño Cerebral Adquirido y el correspondiente patrón de normalidad. La finalidad de esta comparación es detectar los déficits motores que permitan posteriormente emitir una valoración funcional del movimiento como parte de un método de evaluación objetiva de la función motora. La comparación del movimiento se basa en las medidas de parámetros espaciales y de similitud. En este trabajo se han utilizado modelos de movimiento de sujetos sanos en ejecuciones de Actividades de Vida Diaria (e.g. 'servir agua de una jarra'), como punto de referencia para encontrar diferencias relevantes con respecto a los datos de movimiento de cuatro pacientes bajo un proceso de Neurorehabilitación Funcional de Extremidad Superior.*

## 1. Introducción

El Daño Cerebral Adquirido (DCA) estará entre las 5 primeras causas de discapacidad, en el año 2020, según los datos previstos por la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1]. Este tipo de lesión, dadas sus consecuencias motoras, sensitivas, cognitivas, emocionales entre otras, cambian la vida de los pacientes y sus familias. Las causas del DCA pueden ser tanto traumáticas (accidentes de coche, caídas, etc.) como no traumáticas (tumores cerebrales, infecciones, etc.), siendo las más comunes el Traumatismo Craneoencefálico (TCE) y el accidente cerebrovascular (ACV) también conocido como Ictus [1].

En el campo de la medicina se han introducido progresivamente nuevas técnicas de rehabilitación en la atención de pacientes con DCA que han ayudado a mejorar su calidad de vida y supervivencia.

Uno de los objetivos de la Neurorehabilitación es dotar al paciente de la capacidad para ejecutar las actividades de la vida diaria (AVD) necesarias para desarrollar una vida independiente, siendo fundamentales aquellas relacionadas con la manipulación de objetos del entorno en las que la extremidad superior (ES) está directamente implicada [2].

Los avances en estudios del modelado de AVD que incluyen la ES permiten describir de manera detallada las actividades ejecutadas por un sujeto sano y establecer patrones de normalidad utilizados en la comparación con sujetos patológicos.

Uno de los principales prerequisites en la comparación del movimiento de ES, es entender los mecanismos fisiopatológicos de los pacientes con DCA. En estudios realizados por Cirstea et al. [3], han utilizado el Índice de la Longitud de la Trayectoria (ILT) con el fin de caracterizar el movimiento de pacientes, detectando compensaciones asociadas a patrones sinérgicos anormales y correlacionándolas con el nivel de funcionalidad. En estos estudios se ha concluido que la mayor dificultad en el movimiento de la ES en sujetos con DCA es la coordinación de la flexoextensión del codo con la aducción/abducción del hombro. Han sugerido que el decremento en la habilidad para regular dicha coordinación puede causar restricciones en el rango activo del movimiento, lo que permite explicar las diferencias entre los patrones motores patológicos y los sanos. Posteriormente, éste mismo autor, define el índice de coordinación temporal (TC) [4] como una técnica con la que se describe el análisis de la coordinación articular basado en patrones de retraso entre las rotaciones de dos articulaciones (hombro y codo).

Para cuantificar objetivamente la evolución de un sujeto sometido a una terapia de Neurorehabilitación Funcional, existen diferentes técnicas basadas en la comparación del movimiento entre grupos de pacientes con DCA y grupos control. Se han diseñado diferentes metodologías entre las que destacan las propuestas por Mazzoleni et al. [5], quienes al medir fuerza y torque en condiciones isométricas (tipo de potenciación muscular en la que hay contracción del músculo sin desplazamiento), durante la ejecución de AVDs, con el dispositivo de diagnóstico Alladin, identifican parámetros de pre-procesamiento. Soda et al. [6], han propuesto una metodología que permite determinar el tiempo de inicio del movimiento voluntario (*onset time*), con la que se ha logrado comprender los

mecanismos de recuperación después de un daño neurológico. Ju et al. [7], proponen una metodología para la evaluación de la espasticidad basada en la aplicación de patrones sinérgicos anormales.

La evidencia médica en Neurorehabilitación es escasa y los métodos de evaluación de la ES dependen fundamentalmente de la experiencia clínica. La evaluación funcional/motora de pacientes con DCA, se realiza en la actualidad a partir de métodos subjetivos que dependen de factores medioambientales del lugar de la valoración, el estado de ánimo del paciente, la experiencia y opinión del evaluador, entre otros; los cuales impiden obtener resultados objetivos de la evaluación de la función motora de un sujeto. Las técnicas de valoración más utilizadas son *Fugl Meyer* [8], *Motor Assessment Scal* y *Motricity Index* [9].

Por tal motivo, es de gran importancia desarrollar métodos de evaluación motora objetiva que permitan realizar una valoración acertada, precisa y confiable. Esto permitirá enfocar los esfuerzos en la definición de un procedimiento técnico estándar para la valoración de la recuperación funcional después de un DCA, con el fin de proporcionar datos cuantitativos para la interpretación de las condiciones de los pacientes.

Por tanto, el principal objetivo de ésta investigación es cuantificar y comparar los datos de movimiento (parámetros espaciales y parámetros de similitud) entre sujetos sanos y sujetos patológicos, que ejecutan un movimiento de alcance, para encontrar diferencias relevantes y detectar, de manera objetiva, déficits motores comunes de los pacientes con DCA.

## 2. Material y Métodos

Para cumplir con los objetivos propuestos en este trabajo se han realizado las siguientes tareas: cuantificación y comparación de (1) parámetros Espaciales e identificación de (2) parámetros de Similitud.

### 2.1. Material

La adquisición de los datos de movimiento para definir el patrón de los sujetos sanos, denominado patrón de normalidad, se ha realizado con el sistema BTS-SMART-D [10]. Este dispositivo es un sistema de seguimiento optoelectrónico que consta de 6 cámaras infrarrojas, con frecuencia de 140Hz y resolución de 1.4 Mp. Para la captura de movimiento se ha utilizado un modelo bimanual de dieciséis puntos como el usado en [11]. El patrón de normalidad se obtiene tras calcular la media y la desviación estándar de la evolución temporal de cada grado de libertad (DoF, del inglés Degree of Freedom) de 73 sujetos sanos.

Para los cálculos matemáticos de las posiciones, trayectorias, evolución temporal de los DoF y los parámetros de similitud, se ha empleado la herramienta matemática MATLAB® r2009b sobre un PC con

procesador Intel® Core™ Duo a 2.4 GHz con 4 GB de memoria RAM.

### 2.2 Modelo Biomecánico

El modelo biomecánico utilizado considera que la ES se compone de tres segmentos rígidos y articulados entre sí con seis DoF: tres en la articulación del hombro (flexoextensión, abducción/aducción y rotación interna/externa), dos en la articulación del codo (flexoextensión y pronación/supinación), uno en la articulación de la muñeca (flexoextensión) [12]. El movimiento del modelo de ES puede ser expresado como una serie de evoluciones de parámetros angulares de los diferentes DoF en el tiempo. Los parámetros biomecánicos son referidos con abreviaturas (abdH, fexH, rotH, fexC, pronoc y fexW).

### 2.3. Comparación de Parámetros

El estudio e identificación de las variaciones de los parámetros espaciales incluye el cálculo de la posición final del extremo efector (EE, segmento final de la ES), la trayectoria y el ILT. Debido a que cada sujeto ejecuta movimientos a una velocidad diferente, se hace necesario un procedimiento de normalización de los datos respecto del tiempo.

La posición de la ES en el espacio se obtiene a partir de su reconstrucción virtual, en la que es necesario resolver el problema cinemático directo con respecto a un sistema de coordenadas de referencia.

El ILT se define como la expresión numérica de la relación entre la distancia recorrida en el espacio (T) y la distancia representada por la longitud de la línea recta que une el punto inicial y punto final (D) del EE en el movimiento de alcance. Los movimientos punto a punto (trayectoria) de la ES sana son aproximadamente una línea recta [13]. Se refiere a la distancia perpendicular entre la curva del desplazamiento y el punto máximo de la curva de la trayectoria. Se calcula de la siguiente manera:

$$ILT = \frac{T}{D} \quad (1)$$

La trayectoria es caracterizada por el ILT; por lo tanto, el índice es 1 para una línea recta y  $\pi/2$  para una trayectoria que represente la longitud de una circunferencia. El ILT depende de si el valor obtenido es mayor o menor que  $\pi/2$ . Cuando el resultado es menor a  $\pi/2$ , la longitud de la trayectoria será menor a la longitud de una circunferencia. Cuando un resultado es mayor a  $\pi/2$  se obtiene una trayectoria de longitud mayor a la de una circunferencia.

Es importante tener en cuenta que cuando el valor de ILT se acerca a uno, el movimiento del paciente más se parece al patrón de normalidad [3]. Cuanto más se aleje el ILT de uno, la trayectoria tomará diferentes formas (onda, circular, entre otras) y por lo tanto el paciente se aleja de la normalidad. Existe la posibilidad de que aunque se obtenga un valor alto de ILT para un paciente, éste se acerque a la normalidad y el ILT no sea lo suficientemente específico para apoyar éste resultado. Los pacientes con ataxia son un ejemplo de esto, ya que

debido a su descoordinación en el movimiento pueden tener un valor de ILT que se aleje de uno y tener una trayectoria similar a la del patrón de normalidad.

El cálculo de la evolución de los parámetros angulares de los DoF en el tiempo, para medir la similitud, incluye el coeficiente de correlación (C) y el error cuadrático medio (RMSE). 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 patológicos. Un resultado negativo indica que un incremento en una variable se asocia con un decremento en la otra, mientras que un resultado positivo indica el incremento en las dos variables simultáneamente. El RMSE es una medida de las diferencias entre los valores previstos del modelo de movimiento patrón ( $\theta'$ ) y los valores realmente observados de los sujetos patológicos ( $\theta$ ).

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

Desde el punto de vista clínico, cuando los DoF de un sujeto patológico tienen un alto coeficiente C y un bajo RMSE, significa que existe alta similitud morfológica y poco desfase entre  $\theta'$  y  $\theta$ , lo que implica que el movimiento de la ES para este DoF de este sujeto tiene alta similitud con respecto a los sujetos sanos.

### 3. Procedimiento experimental

Con el fin de realizar las pruebas, se ha utilizado el modelado de la AVD 'servir agua de la jarra' usado en [12], que consta de seis fases de las cuales solo se analiza la primera transición (de alcance) que consiste en que el sujeto, que se encuentra en reposo, dirija su ES para alcanzar una jarra. Los principales DoF en este movimiento son la flexoextensión del hombro y del codo.

El procedimiento experimental se ha realizado con cuatro sujetos patológicos que ejecutan la AVD, que han utilizado una jarra de vidrio (con una capacidad de 1,5 l) con 150ml de agua colocada a la derecha (y un poco por detrás) del vaso (con una capacidad de 170ml). Dos pegatinas indican la posición correcta para la jarra y el vaso [13]. Esta AVD ha sido diseñada por profesionales del Instituto Guttmann [15].

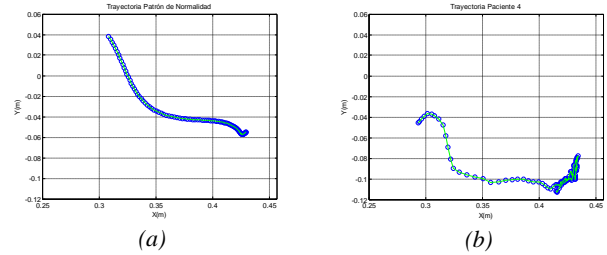
### 4. Resultados y Discusión

La *Tabla 1* muestra la posición final del EE, expresada como la distancia al origen, así como el ILT obtenido. Se ha calculado para los sujetos sanos la media y la desviación estándar. Al comparar los resultados de los pacientes se determina que la posición final del EE de los sujetos patológicos se encuentra entre los límites establecidos por el rango de los sujetos sanos, por lo que se establece que todos los pacientes han conseguido el objetivo de alcance en la AVD propuesta.

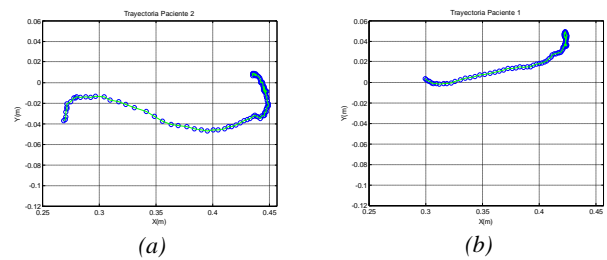
Las *Figuras 1* y *2* representan las trayectorias del EE de diferentes sujetos sanos y patológicos. En la *Figura 1* se observan las trayectorias (a) de un sujeto sano, que se caracteriza por ser una curva continua, y (b) la del

paciente P4 caracterizada por tener fluctuaciones o pequeños movimientos, generando incrementos en la longitud de la trayectoria.

En la *Figura 2* se observan las trayectorias del (a) paciente P2 que describe una circunferencia e interseca con la línea recta en un punto, y (b) el paciente P1 cuya trayectoria no se interseca con la línea recta.



**Figura 1.** (a) Trayectoria de un sujeto sano. (b) Trayectoria del paciente P4.



**Figura 2.** (a) Trayectoria del paciente P2. (b) Trayectoria del paciente P1.

	Sano	P1	P2	P3	P4
Punto final	0,46±0,03	0,45	0,47	0,45	0,45
ILT	1,11±0,13	1,18	1,57(π/2)	1,29	1,89

**Tabla 1.** Parámetros Espaciales

La *Tabla 2* muestra los resultados del coeficiente C medido para cada DoF en cada paciente respecto del patrón de normalidad. La mayoría de los valores de C indican un alto nivel de similitud morfológica entre los sujetos patológicos con respecto a los sujetos sanos. Para la flexoextensión del hombro todos los pacientes presentan alto nivel de similitud morfológica positiva. Para la flexoextensión del codo, los sujetos patológicos P1, P2 y P3, también presentan este tipo de similitud. En este mismo DoF el sujeto P4 presenta un alto nivel de similitud morfológica negativa.

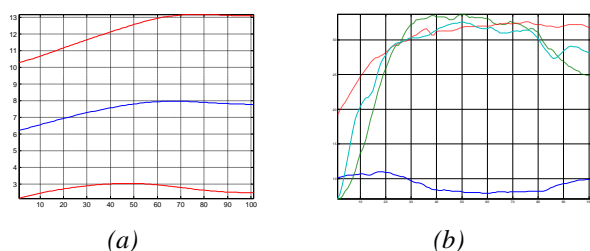
Sujeto	fexH	abdH	rotH	fexC	pronoC
P1	0,91	-0,83	-0,64	0,91	0,97
P2	0,86	0,83	-0,95	0,82	0,99
P3	0,87	0,95	-0,81	0,78	0,98
P4	0,81	0,83	-0,92	-0,84	0,98

**Tabla 2.** Coeficiente de Correlación

En el análisis de la similitud morfológica, es importante determinar si un DoF es principal en el desempeño de una tarea o si es un DoF de mero soporte, ya que de esto depende que la medida de dicho coeficiente sea lo suficientemente representativa al proporcionar un resultado.

En la *Figura 3* se observa la evolución temporal de la abducción del hombro del (a) patrón de normalidad (la línea central representa la media y las de los extremos los límites superior e inferior) y de los (b) pacientes, en

donde la línea sólida representa al paciente P1 que se caracteriza por estar entre el rango de normalidad con una variación decreciente entre  $12^\circ$  y  $7^\circ$ , en éste caso, casi despreciable, con respecto a la flexoextensión del hombro con variación entre  $0^\circ$  y  $50^\circ$ . Esto permite identificar cuando un DoF es principal o de soporte para cierto tipo de movimiento. Por lo tanto, para el patrón de normalidad y para el paciente P1, la abducción del hombro, en el movimiento de alcance, es un DoF de soporte mientras que para los demás pacientes es principal ya que lo utilizan como mecanismo de compensación a la ausencia de flexoextensión de hombro.



**Figura 3.** Evolución temporal de la abducción del hombro del (a) Patrón de normalidad y los (b) pacientes.

La *Tabla 3* muestra los valores de RMSE medidos. En la abducción del hombro del sujeto P1 existe la menor diferencia. En los sujetos P2, P3 y P4 existe una diferencia mayor. En general se puede afirmar que los valores de los DoF del sujeto P1 son los más cercanos a los valores de los DoF de los sujetos sanos.

Sujeto	fexH	abdH	rotH	fexC	pronoC
P1	1,76	1,65	8,43	2,49	6,99
P2	8,74	20,22	30,01	2,94	46,08
P3	0,53	22,68	12,26	5,36	37,31
P4	5,91	20,66	12,79	4,06	27,13

**Tabla 3.** Error cuadrático Medio

De los resultados del sujeto P1: la posición final del EE se encuentra dentro del rango de los sujetos normales, el ILT es menor que  $\pi/2$  por lo que la trayectoria es menor a la de un semicírculo y no se interseca con la línea recta, tiene niveles altos de similitud morfológica en todos los DoF menos en la rotación del hombro y los valores de RMSE son los menores. Por lo tanto se podría afirmar que de los cuatro sujetos patológicos analizados, el sujeto P1 es, objetivamente, el que más se acerca a la normalidad al realizar el movimiento de alcance.

## 5. Conclusiones

En esta investigación se presenta el inicio de una metodología de comparación objetiva del movimiento de alcance entre sujetos con DCA y el correspondiente patrón de movimiento para su utilización en Neurorehabilitación Funcional de ES.

La metodología usada para cuantificar el movimiento de alcance permite calcular los parámetros que han permitido detectar déficits motores comunes de los pacientes con DCA con respecto al patrón de movimiento.

De los resultados obtenidos, se podría afirmar que cuando un sujeto patológico tiene un ILT menor que  $\pi/2$ , un nivel alto de similitud morfológica (coeficiente C) de los DoF y

un valor de RMSE bajo, dicho sujeto se acerca a la normalidad al realizar el movimiento de alcance de la AVD propuesta.

Los trabajos futuros se enfocarán en cuantificar parámetros angulares con el fin de comparar la coordinación articular de los sujetos patológicos con respecto a los sanos. También se realizará un estudio más específico acerca de la similitud morfológica de las diferentes evoluciones angulares así como la forma más adecuada para cuantificarla.

## Referencias

- [1] Murray CJL, Lopez AD. Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: Global Burden of Disease Study. *Lancet*. Vol. 349, 1997, pp. 1498-1504.
- [2] Hillman EMC; Hebden JC; Scheiger M; Dehghani H; Schmidt FEW, Delpy DT, Arridge, SR. Time resolved optical tomography of the human forearm. *PhysMed Biol*. Vol. 46, 2001, pp. 1117-1130. doi:10.1088/0031-9155/46/4/315
- [3] Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. Vol. 123, 2000, pp. 940-953. doi: 10.1093/brain/123.5.940
- [4] Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res*. Vol. 151, 2003, pp. 289-300. doi: 10.1007/s00221-003-1438-0
- [5] Mazzoleni S, Cavallo G, Munih M, Cinkelj J, Jurak M, Van Vaerenbergh J, et al. Towards application of a mechatronic platform for whole-body isometric force-torque measurements to functional assessment in neuro-rehabilitation. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Automation*. Piscataway, NJ, USA, 2007, pp. 1535-1540.
- [6] Soda P, Mazzoleni S, Cavallo G, Guglielmelli E, Iannello G. Human movement onset detection from isometric force and torque measurements: A supervised pattern recognition approach. *Artificial Intelligence in Medicine* Vol. 50, pp. 55-61. 2010. doi:10.1016/j.artmed.2010.04.008
- [7] JuMS, LinCCK, ChenSM, HwangIS. Applications of Robotics to Assessment and Physical Therapy of Upper Limbs of Stroke Patients. In: *Rehabilitation Robotics*, Edited by Sashi S Kommu. Taiwan, 2007, pp. 243-260
- [8] FuglMeyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, SteglinS. The post stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. Vol. 7(1), 1975, pp. 13-31.
- [9] Carr J, Shepherd RB, Nordholm L, Lynne D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *PhysTher*. Vol. 65 (2), 1985, pp. 175-80.
- [10] Página web de BTS Bioengineering. [http://www.btsbioengineering.com/BTSBioengineering/Kinematics/BTSSMARTD/BTS\\_SMARTD.html](http://www.btsbioengineering.com/BTSBioengineering/Kinematics/BTSSMARTD/BTS_SMARTD.html) (Consultada: Agosto 2011)
- [11] RabG, Petuskey K, Bagley A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait&Posture*. Vol. 15(2), 2002, pp. 113-119. doi:10.1016/S0966-6362(01)00155-2
- [12] Pérez R, Costa Ú, Solana J, Cáceres C, Medina J, Tormos JM, Gómez EJ. Modelado de Actividades de la Vida Diaria para Neurorehabilitación Funcional de miembro superior. In *CASEIB 2009*, Proceedings of the XXVII Annual Congress of the Spanish Biomedical Engineering Society, Cádiz, November 2009; Sánchez VM, Fernández MA, Sánchez D, Rojas JL, Ed, Universidad de Cádiz: Cádiz, 2009; 207.
- [13] Flash T, Hogan N. The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model. In: *Journal of Neuroscience*. 1985. Vol. 5, No.7, pp. 1688-1703.
- [14] Pérez R, Costa Ú, Torrent M, Solana J, Opisso E, Cáceres C, Tormos JM, Medina J, Gómez EJ. Upper Limb Portable Motion Analysis System Based on Inertial Technology for Neurorehabilitation Purposes. *Sensors*. Vol. 10(12), 2010, pp.10733-10751. doi:10.3390/s101210733.
- [15] Página web de InstitutGuttmann: <http://www.guttmann.com/> (Consultada: Septiembre 2011)