Modelado de Actividades de la Vida Diaria para neurorrehabilitación funcional de miembro superior

R. Pérez Rodríguez[1,2], U. Costa Boned[3], J. Solana Sánchez[1,2], C. Cáceres Taladriz[1,2], J. Medina Casanovas[3], J.M. Tormos Muñoz[3], E.J. Gómez Aguilera[1, 2]

[1] Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {rperez,jsolana,ccaceres,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, {ucosta.investigacio, jmedina, jmtormos}@guttmann.com

Resumen

El modelado de Actividades de la Vida Diaria (AVD) es una de las tareas más importantes a la hora de introducir ayudas tecnológicas al proceso de neurorrehabilitación funcional. En este trabajo de investigación se propone una metodología para el modelado de AVD consistente en la combinación de diagramas de estados, que identifican los hitos fundamentales de cada AVD, con funciones matemáticas que describen de manera detallada las transiciones entre los estados detectados. De esta forma, el método de modelado de AVD propuesto es capaz de describir de manera detallada dichas actividades proporcionando la información necesaria no sólo para facilitar la programación de los sistemas de control de ayudas robóticas, sino también para poder monitorizar la ejecución de estas Actividades de la Vida Diaria para la posterior comparación entre los datos de un sujeto patológico con los de un sujeto patrón.

1. Introducción

La Organización Mundial de la Salud (OMS) prevé que en el año 2020, la lesión medular y el Daño Cerebral Adquirido (DCA) estarán entre las 5 primeras causas de discapacidad, ajustada a los años de vida perdidos como consecuencia de la enfermedad. Estas lesiones alteran la vida diaria de la persona afectada y de las personas de su alrededor a consecuencia de las alteraciones físicas, sensoriales, emocionales y cognitivas que padece. La causa del DCA puede ser traumática (accidentes de tráfico, caídas, etc.) o no traumática (accidentes vasculares, tumores cerebrales, infecciones, etc.), siendo las principales el traumatismo craneoencefálico (TCE) y los accidentes cerebro-vasculares (ACV o Ictus) [1].

La incidencia del TCE en España se estima en 200 nuevos casos anuales por cada 100.000 habitantes, lo que implica una incidencia anual de unos 89.000 nuevos casos. Por otro lado, cada año se registran en España 100.000 nuevos casos de ictus, en su mayoría entre personas mayores de 65 años. Las estadísticas confirman que, tras un ictus, una tercera parte de los afectados fallece durante el primer mes, mientras que cerca de un 40% de los que superan la fase aguda presentan un grado de invalidez que les impide valerse por sí mismos. Sólo un tercio de los enfermos recupera gran parte de sus funciones básicas y pueden incorporarse a su actividad habitual [2].

Las nuevas técnicas de intervención precoz y el desarrollo de la medicina intensiva en la atención al DCA han mejorado notablemente la probabilidad de supervivencia. Sin embargo, hoy por hoy y a pesar de estos avances, las lesiones cerebrales no tienen ningún tratamiento quirúrgico que tenga por objetivo restablecer la funcionalidad perdida, sino que las terapias rehabilitadoras se dirigen hacia la compensación de los déficits que la lesión produce. Es por ello que existe un gran interés a nivel mundial por poner en marcha acciones específicas en materia de neurorrehabilitación, que faciliten la recuperación de las funciones alteradas o, en aquellos casos en que no sea posible su completa recuperación, permitan su compensación, potenciando las habilidades y destrezas necesarias, o dotando a las personas de elementos compensatorios. Uno de los objetivos principales de esta neurorrehabilitación es dotar al paciente de la capacidad necesaria para ejecutar las Actividades de Vida Diaria (AVD) necesarias para desarrollar una vida independiente.

Existen en la literatura científica diversos trabajos que estudian los parámetros cinemáticos de la extremidad superior en actividades genéricas utilizando diferentes modelos de ésta, cuya diferencia principal radica en el número de grados de libertad (DoF). Por ejemplo, Biryukova et al. [3] emplean un modelo con siete DoF mientras que otros autores como Meskers [4] et al. utilizan un modelo de miembro superior con seis grados de libertad.

También se encuentran trabajos que estudian la cinemática del miembro superior cuando éste ejecuta Actividades de la Vida Diaria, cada uno con un objetivo diferente. Rosen et al [5] utilizan un modelo de extremidad superior de siete grados de libertad para el diseño de un exoesqueleto motorizado para la asistencia a personas discapacitadas; Murphy et al. [6] han realizado un estudio piloto en sujetos sanos para analizar la actividad cotidiana de “beber de un vaso” con un modelado de la misma basado en una simple descomposición lógica en eventos, sin tener en cuenta

otras consideraciones como por ejemplo la forma en la que varían los parámetros biomecánicos de la extremidad superior con el tiempo. Van Andel et al. [7] han estudiado la cinemática del miembro superior durante la ejecución de actividades que se llevan a cabo cada día incorporando el movimiento escapular en el análisis, el cual es fundamental para considerar elevación del miembro superior.

Cabe destacar, para concluir con la revisión de trabajos relacionados, que aunque el modelado de Actividades de la Vida Diaria es una tarea crucial para la investigación y el desarrollo de tecnologías de asistencia al proceso de rehabilitación, no existe en la actualidad literatura científica que ofrezca ayuda a este problema.

En este trabajo, la extremidad superior se ha considerado como un modelo compuesto por tres segmentos rígidos y articulados entre sí. Estos segmentos son: el brazo (entre el hombro y el codo), el antebrazo (entre la articulación del codo y la mano) y la mano (a partir de la muñeca). En cuanto a la biomecánica articular del modelo anterior se asume un miembro superior con seis grados de libertad: flexoextensión, abducción/adducción y rotación de hombro, flexoextensión y pronosupinación de codo y flexoextensión de muñeca. El movimiento del miembro superior, dado el modelo, puede ser expresado como una serie de evoluciones de parámetros angulares de los diferentes grados de libertad en el tiempo.

Así, dado el modelo de miembro superior utilizado (tres segmentos articulados con seis grados de libertad), y conocido el estado del arte, pueden ser enumerados los objetivos del presente trabajo:

- Definir una metodología de modelado de Actividades de la Vida Diaria para ayudar al desarrollo de tecnologías de asistencia al proceso de neurorrehabilitación funcional de extremidad superior

- Modelar diferentes Actividades de la Vida Diaria utilizando la metodología anterior

2. Material y métodos

Las AVD que se pretenden modelar en este trabajo de investigación han sido diseñadas por terapeutas especializados del Instituto Guttmann con el fin de crear un grupo de actividades que en su conjunto puedan lograr el mayor éxito en el proceso de rehabilitación funcional. Para cada AVD se han de adquirir datos de 40 sujetos sanos para que los resultados del modelado puedan ser considerados como válidos. Las AVD definidas son las siguientes: coger una percha, servir agua de una jarra, mover un vaso, quitar la tapa de una olla, remover un guiso en una olla, abrir un armario, abrir un cajón, coger un libro de una estantería, pasar páginas de un libro, preescritura y limpiar cristales.

El método de modelado de AVD que propone este trabajo consta de dos etapas claramente diferenciadas: (1) generación de los diagramas de estados asociados a la AVD (uno general de la actividad y otro por cada articulación), detectando las diferentes configuraciones en las que puede encontrarse la extremidad superior y las transiciones entre éstas, y (2) definición de las funciones matemáticas que definen las transiciones entre los estados de los diagramas generados en el paso anterior.

2.1. Material

Para la adquisición de los datos se ha utilizado el sistema de adquisición BTS SMART-D [8], el cual es un sistema optoelectrónico digital de alta precisión para el análisis de todo tipo de movimiento que consta de cuatro cámaras infrarrojas conectadas a un sistema de integración de señales que contiene cuatro módulos *software* diferentes: uno de captura (Smart Capture), otro de reconstrucción tridimensional (Smart tracking), otro de análisis de movimiento (Smart Analyzer) y otro de visualizaición (Smart Viewer). La captura de los movimientos se ha realizado a una frecuencia de 140 Hz con una resolución de 1.4 Mp, utilizando un modelo bimanual de dieciséis puntos.

Para la aproximación matemática de la evolución temporal de cada grado de libertad se ha empleado la herramienta matemática MATLAB® r2008b sobre un PC con procesador Intel® Core™ Duo a 2.4 GHz con 4 GB de memoria RAM.

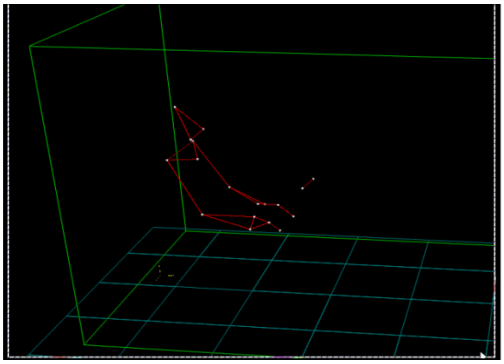

Figura 1.*Captura de pantalla del software Smart Analyzer*

2.2. Generación de los diagramas de estados

Para cada AVD, una vez se disponen de los datos representativos para un sujeto patrón, se procede a la generación de una serie de diagramas de estados que identifiquen las diferentes configuraciones por las que pasará el miembro superior, así como las transiciones entre éstas. Para la realización de estos diagramas se emplea UML (*Unified Modeling Language*), lenguaje gráfico de propósito general para el modelado de sistemas *software* más utilizado en la actualidad.

En primer lugar se ha de generar un **diagrama de estados general de la AVD**, detectando los hitos fundamentales de la actividad de forma manual, teniendo en cuenta tanto los eventos de la propia actividad como los datos de evolución de los diferentes DoF del patrón. Estos estados se determinan a partir de la combinación del conocimiento técnico y clínico de terapeutas ocupacionales, fisioterapeutas e ingenieros, de tal forma que a nivel clínico se tienen en cuenta los factores relacionados con la dificultad del evento o la implicación de diferentes movimientos esenciales, y a nivel técnico la morfología de la evolución temporal de cada uno de los

seis grados de libertad de los que consta el modelo de extremidad superior utilizado.

Una vez detectados los estados y transiciones de la AVD, se procede a realizar un **diagrama de estados para cada articulación** del miembro superior donde las transiciones entre estados coincidan con las del diagrama de estados general de la AVD, de tal forma que queden concretadas las configuraciones de cada articulación del miembro superior en los diferentes hitos de la actividad. Así, un hito particular quedará unívocamente definido por una combinación de estados de las diferentes articulaciones.

Los estados de cada articulación están caracterizados por diversos parámetros, en función de la articulación, de esta forma:

- Estados del hombro (3 DoF): estarán definidos por tres valores y sus desviaciones estándar (flexoextensión, abducción/adducción y rotación)
- Estados del codo (2 DoF): dos valores, considerando las desviaciones estándar (flexoextensión y pronosupinación)
- Estados de la muñeca (1 DoF): un único valor (flexoextensión), considerando también su desviación estándar

2.3. Funciones de transición

Dado que cada sujeto realiza una AVD a una velocidad diferente, se hace necesario un procedimiento de normalización respecto a tiempo, de tal forma que el eje de las abscisas de la evolución de cada grado de libertad no represente tiempo sino porcentaje de ciclo (del 0 al 100%).

Normalizados los datos de los sujetos sanos para la generación del patrón y definidos los diferentes estados, se ha de realizar una aproximación matemática de cada una de las transiciones de los diagramas de estados generados. Dado que las transiciones, por norma general, tienen un patrón oscilatorio, se ha optado por una aproximación matemática mediantes series de Fourier de la forma:

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left[a_n \cos(xw) + b_n sen(xw) \right]$$

Así, para cada transición entre estado de cada grado de libertad de cada una de las articulaciones existen tres expresiones: una serie de Fourier que expresa la media de la evolución del parámetro angular asociado al DoF en cuestión, y otras dos que representan los límites superior e inferior. Es decir, en cada transición queda definido de forma matemática un intervalo, para cada DoF, en el que el movimiento se considera correcto (dentro de la normalidad), sin olvidar que se dispone de la información que indica cómo evoluciona dicho DoF en un sujeto sano, para posibles comparaciones en las que no sea suficiente con mantener el movimiento dentro de los límites de normalidad.

3. Resultados y discusión

La metodología que propone el presente documento ha sido utilizada para el modelado de la Actividad de la Vida Diaria "coger una percha", donde, un sujeto en sedestación, situado en frente de un armario con las puertas abiertas cuya barra de colgar perchas se encuentra a 1,30m; la percha se encuentra en posición ipsilateral a 10 cm del extremo de la barra. La muestra el diagrama de estados general de la AVD, donde quedan reflejados los hitos más significativos y detectadas las transiciones entre estos.

De esta manera, a parte del diagrama de estados general, existirán otros tres diagramas más, uno por cada articulación, los cuales tendrán tres transiciones cada uno (*t1*, *t2* y *t3*), y dado que el modelo de extremidad superior utilizado consta de 6 DoF, cada transición estará definida por un conjunto de seis aproximaciones matemáticas (cada una compuesta por tres series de Fourier: media, límite superior y límite inferior).

La Figura 3 muestra la evolución del DoF flexoextensión del hombro en la transición *t2*, cuya aproximación matemática consiste en tres series de Fourier, una para cada curva de las que aparecen representadas (Tabla 1).

Una vez modelada una determinada AVD por completo se dispone de toda la información necesaria para poder desarrollar ayudas tecnológicas al procedimiento de neurorrehabilitación funcional. Existen múltiples escenarios en los que esta metodología resulta imprescindible. El primero de ellos es en la implementación de una ortesis robótica que asista el movimiento realizado por el paciente; en este caso, el robot necesita conocer no sólo los hitos por los que tendrá que ir pasando cada articulación, sino también cómo es el tránsito entre ellos, de tal forma que se dote de la mayor naturalidad posible los diferentes movimientos de la actividad durante su ejecución. Otro de los escenarios es a la hora de integrar la realización de AVD en entornos de Realidad Virtual interactiva, donde diferentes módulos *software*, a partir del modelado de actividades realizado, y a través de un sistema de monitorización, pueden proporcionar a los pacientes *feedback* acerca de cómo están realizando el ejercicio en comparación con el patrón, procedimiento muy complejo ya que, para que un movimiento sea considerado como correcto desde el punto de vista terapéutico, no sólo es necesario que se encuentre dentro de los límites de normalidad en cada DoF, sino que también es fundamental que la morfología de la evolución en el tiempo de cada grado de libertad sea lo suficientemente semejante a la del patrón. Adicionalmente, un movimiento, para un determinado paciente, puede ser considerado como correcto si la morfología de la evolución de los diferentes DoF es semejante a la del patrón aunque el movimiento no se encuentre dentro de límites de normalidad definidos.

Coeficientes de Fourier	a_0	a_1	b1	a2	b2	a3	b3	a4	b4	a5	b5	w
Media	4.77	-26.96	-10.82	-2.196	-0.123	0.7356	0.8285	-	-	-	-	0.03925
Inferior	33.22	-18.71	-23.12	-7.438	-5.411	-4.811	2.952	-0.2946	3.209	1.324	0.539	0.04115
Superior	61.58	-30.54	-7.338	-4.469	-2.047	0.722	0.4377	-	-	-	-	0.03512

Tabla 1. *Serie de Fourier correspondiente a la flexoextensión del hombro en la transición t1 en la AVD "coger una percha"*

Es importante destacar en este punto una de las principales ventajas que aporta este método de modelado de Actividades de la Vida Diaria: la dotación de sincronismo a las diferentes articulaciones del miembro superior. Esto quiere decir que, dados los diferentes diagramas de estados UML de cada articulación, y conocido el diagrama general de la actividad, con sus diferentes transiciones, no sólo cada estado del diagrama general es fruto de una configuración unívoca de las diferentes articulaciones del miembro superior, sino que también, en un determinado instante de tiempo es posible saber la posición exacta de cada una de las articulaciones del modelo.

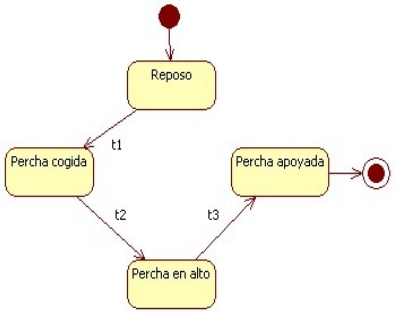

Figura 2. *Diagrama de estados general de la AVD "Coger una percha"*

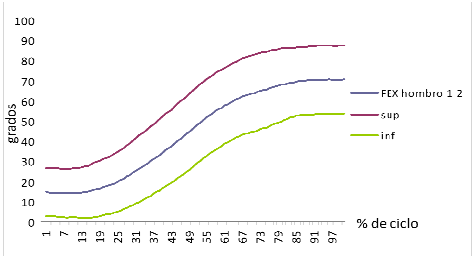

Figura 3.*Evolución temporal de la flexoextensión del hombro en la transición t1 en la AVD "coger una percha"*

4. Conclusiones

En este trabajo de investigación se presenta una metodología de modelado de Actividades de la Vida Diaria para neurorrehabilitación funcional centrada en la extremidad superior.

Se puede concluir que la principal ventaja de este método de modelado de Actividades de la Vida Diaria reside en que además de detectar los hitos principales de estas actividades, es capaz de representar de una manera muy fidedigna la información de cómo pasa de un estado a otro, en cada grado de libertad, la extremidad superior de un sujeto sano.

Dada esta ventaja, el método de modelado de AVD propuesto en el presente trabajo de investigación es válido para su utilización tanto en el sistema de control de una ortesis robótica que asista el movimiento de la extremidad superior, como para la monitorización de movimientos de esta extremidad con el fin de realizar una comparación con los datos de un patrón dentro de un sistema terapéutico de neurorrehabilitación basado en Realidad Virtual.

Entre los trabajos futuros, se abordará el modelado de más Actividades de la Vida Diaria que formen un conjunto lo suficientemente amplio como para poder dotar de una mayor independencia a pacientes con Daño Cerebral Adquirido.

Agradecimientos

Este trabajo de investigación ha sido parcialmente financiado por el CIDEM de la Generalitat de Catalunya (RD 08-21-0019).

Referencias

[1] Murray CJL, Lopez AD. Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: Global Burden of Disease Study. Lancet 1997, vol 349, pp 1498-1504

[2] Alvaro LC, López-Arbeloa P, Cozar R. Hospitalizations for acute cerebrovascular accidents and transient ischemic attacks in Spain: temporal stability and spatial heterogeneity, 1998-2003. Rev Calid Asist, 2009, vol 24(1), pp 16-23

[3] Biryukova EV, Roby-Brami A, Frolov AA, Mokhtari M. Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system. Journal of Biomechanics, vol 33, 2000, pp 985-95 (DOI: 10.1016/S0021-9290(00)00040-3)

[4] Meskers CGM, Vermeulen HM, de Groot LH, van der Helm FCT, Rozing PM. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. Clinical Biomechanics, vol 13, 1998, pp 180-92 (DOI: 10.1016/S0268-0033(98)00095-3)

[5] Rosen J, Perry JC, Manning N., Burns S, Hannaford B. The Human Arm Kinematics and Dynamics During Daily Activities – Toward a 7 DOF Upper Limb Powered Exoskeleton. The 12th International Conference on Advanced Robotics, Seattle, 2005, pp 532-39 (ISBN: 0-7803-9178-0)

[6] Murphy MA, Sunnerhagen KS, Johnels B, Willén C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol 3:18, 2006 (DOI: 10.1186/1743-0003-3-18)

[7] van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CAM, Veeger D, Harlaar J. Complete 3D kinematics of upper extremity fuctional tasks. Gait & Posture, vol 27, 2008, pp 120-27 (DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.03.002)

[8] Página web de BTS Bioingeneering. http://www.bts.it (Consultada: Julio 2009)