

CLASIFICACIÓN DE LA MARCHA HEMIPLÉJICA UTILIZANDO LAS CARACTERÍSTICAS DIFUSAS DE LOS INDICADORES CINEMÁTICOS EN TOBILLO, RODILLA Y CADERA

Ubaldo Rafael Padilla Liendo

RESUMEN

La presente investigación pretende modelar características imprecisas de los indicadores hemipléjicos en tobillo, rodilla y cadera, consistentes con los utilizados por los especialistas para clasificar la hemiplejia espástica bajo los términos propuestos por Gage, vigentes en la actualidad. La muestra estuvo conformada por 83 pacientes con disfunción motora, subtipo de hemiplejia espástica secuela de parálisis cerebral, evaluados con los protocolos del Hospital Ortopédico Infantil (HOI) en Caracas, Venezuela, entre 1999 y 2009. Se extrae de los datos cinemáticos los siguientes indicadores: la media, la desviación estándar, análisis lineal discriminante y análisis

de la varianza, para construir un modelo difuso mediante funciones de pertenencias, apropiadas para discriminar los tipos de hemiplejia, comparables con el mundo real. Se procesó el 75% de los registros y con el 25% restante se validaron los resultados de acuerdo al grado de pertenencia y sensibilidad. Se obtuvo una sensibilidad de 85% para el tipo 1, 92% para el tipo 2, 78% para el tipo 3 y 89% para el tipo 4. Se confirmó durante el diagnóstico que los especialistas manejaron visiblemente el lenguaje natural y los términos difusos, para clasificar los pacientes hemipléjicos a través de grados de pertenencia.

Introducción

Las alteraciones neuronales producto de la hemiplejia espástica (HE) secuela de parálisis cerebral, origina espasmos músculo-esqueléticos que alteran los movimientos dando lugar a una marcha disfuncional. Winters *et al.* (1987) describen y clasifican la HE en términos del miembro inferior afectado y el especialista compara cualitativamente los valores de desplazamiento articular de los registros cinemáticos en el plano sagital de los patrones hemipléjicos con el normal. Según Padilla (2014), la subjetividad en la interpretación del especialista introduce un alto grado de incertidumbre para clasificar correctamente la HE (Riad *et al.*, 2007; Dobson *et al.*, 2007).

Armand *et al.* (2007) presentan un método para relacionar el análisis de movimiento con los elementos de

interpretación, mediante la técnica de inteligencia artificial, para disminuir la subjetividad y suministrar una herramienta útil para la interpretación.

Winters *et al.* (1987) proporcionan cuatro patrones homogéneos de la marcha hemipléjica, obtenidos mediante el análisis de los datos cinemáticos en el plano sagital y electromiográficos de 46 pacientes, adolescentes y adultos, con HE secundaria, trastornos neurológicos por parálisis cerebral, accidente cerebro vascular y otras patologías. Un primer grupo, conformado por 20 pacientes, presentaban anomalía primaria por caída del pie en la fase de apoyo. En el segundo grupo 13 pacientes mostraban pie equino o flexión plantar en la fase de apoyo, así como caída del pie en la fase de balanceo. Cinco pacientes del tercer grupo presentaron movimiento restringido de la

rodilla y deformidad en equino del tobillo. El cuarto grupo, conformado por ocho pacientes, mostraron además restricción en el movimiento de la cadera.

La Figura 1, adaptada de Perry y Burnfield (2010), muestra las fases de la marcha normal: la Fase de Apoyo (FA) con un 60% del ciclo de marcha, comienza con el choque del talón y finaliza con el

despegue de los dedos, instante en el que comienza la Fase de Balanceo (FB). Esta última fase ocupa un 40% del ciclo y transcurre desde el despegue de los dedos hasta que el mismo pie toca el suelo nuevamente, repitiéndose nuevamente el ciclo (Perry, 2010). Las fases FA y FB se subdividen en pequeños porcentajes con respecto al ciclo de marcha (Vaughan *et al.*, 1999).

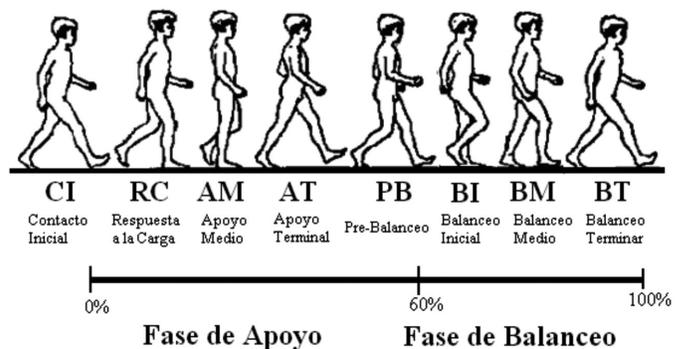


Figura 1. Fases del ciclo de marcha (Adaptada de Perry y Burnfield, 2010).

PALABRAS CLAVE / Articulaciones / Biomecánica / Hemiplejia Espástica / Indicadores Cinemáticos / Patrones de Marcha /

Recibido: 11/05/2015. Modificado: 14/08/2016. Aceptado: 17/08/2016.

Ubaldo Rafael Padilla Liendo.
M.Sc. en Ingeniería Biomédica, Universidad Simón Bolívar

(USB), Venezuela. Profesor- Investigador, USB, Venezuela. Dirección: Departamento de Tec-

nología Industrial, USB. Camurí Grande, Estado Vargas, Venezuela. e-mail: ubaldorpl@usb.ve)

CLASSIFICATION OF HEMIPLEGIC GAIT USING DIFFUSE CHARACTERISTICS OF THE KINEMATIC INDICATORS IN ANKLE, KNEE AND HIP

Ubaldo Rafael Padilla Liendo

SUMMARY

This study aims to model imprecise characteristics of the hemiplegic gait indicators in ankle, knee and hip, consistent with those used by specialists to classify spastic hemiplegia under the terms proposed by Gage, currently in force. The sample consisted of 83 patients with motor dysfunction of the spastic hemiplegia sub-type, sequel of cerebral palsy, evaluated with protocols of the Children Orthopedic Hospital, Caracas, Venezuela, between 1999 and 2009. The following indicators were extracted from the kinematic data: mean, standard deviation, lineal discriminant analysis and

analysis of variance, so as to build a fuzzy model by using membership functions, appropriate to discriminate the types of hemiplegia, like in the real world. Of the records, 75% were processed and, with the remaining 25% the results were validated according to membership degree and sensitivity. A sensitivity of 85% was obtained for type 1, 92% for type 2, 78% for type 3 and 89% for type 4. It was confirmed that during diagnosis specialists employed natural language and fuzzy terms to classify hemiplegic patients through degrees of membership.

CLASSIFICAÇÃO DA MARCHA HEMIPLÉGICA UTILIZANDO AS CARACTERÍSTICAS DIFUSAS DOS INDICADORES CINEMÁTICOS EM TORNOZELO, JOELHO E QUADRIL

Ubaldo Rafael Padilla Liendo

RESUMO

A presente investigação pretende modelar características imprecisas dos indicadores hemiplégicos em tornozelo, joelho e quadril, consistentes com os utilizados pelos especialistas para classificar a hemiplegia espástica sob os termos proposta por Gage, vigentes na atualidade. A amostra foi composta por 83 pacientes com disfunção motora, subtipo de hemiplegia espástica sequela de paralisia cerebral, avaliados com os protocolos do Hospital Ortopédico Infantil (HOI) em Caracas, Venezuela, entre 1999 e 2009. São extraídos dos dados cinemáticos os seguintes indicadores: a média, a desviação estándar, análise linear discriminante e

análise da variância, para construir um modelo difuso mediante funções de pertinência, apropriadas para discriminar os tipos de hemiplegia, comparáveis com o mundo real. Se processou 75% dos registros e com o 25% restante se validaram os resultados de acordo ao grau de pertinência e sensibilidade. Se obteve uma sensibilidade de 85% para o tipo 1, 92% para o tipo 2, 78% para o tipo 3 e 89% para o tipo 4. Confirmou-se durante o diagnóstico que os especialistas manejaram visivelmente a linguagem natural e os termos difusos, para classificar os pacientes hemiplégicos a través de graus de pertinência.

Agostini *et al.* (2014) describen y validan un algoritmo para segmentar y clasificar los ciclos de la marcha, logrando determinar ciclos atípicos que no coinciden con la secuencia estándar de las fases de la marcha para diferentes patologías. En la Figura 1 se observan las subfases del ciclo de marcha.

Análisis Clínico de la Marcha

Inicialmente el paciente es evaluado por el fisioterapeuta, quien mide los valores de movilidad articular, la escala de fuerza muscular, el control selectivo de movimiento, el tono muscular, las deformidades óseas, los reflejos osteo-tendinosos, las medidas biométricas y pruebas especiales

tales como el test de Thomas y el estiramiento de aductores. Domagalska-Szopa *et al.* (2013), y se explora la relación entre la espasticidad de los músculos de las extremidades inferiores y las desviaciones del patrón normal de la marcha en niños con parálisis cerebral. Los resultados indican independencia de la evaluación clínica con los patrones de marcha.

La biomecánica describe la cinemática de la marcha de las articulaciones del miembro inferior (Winters *et al.*, 1987; Moreno *et al.*, 2008). El modelado biomecánico se construye acoplando las principales articulaciones (tobillo, rodilla, cadera) del miembro inferior mediante segmentos. El protocolo de Davis *et al.* (1997) es em-

pleado para construir el modelo biomecánico a través de la colocación de los marcadores ópticos en los puntos anatómicos (óseos) más sobresalientes de ambos miembros inferiores del paciente. Las pruebas consisten en el recorrido del paciente a lo largo de una pista de marcha, con placas de fuerza para registrar los momentos y potencias; las cámaras infrarrojas detectan los marcadores ópticos adheridos al paciente. Bovi *et al.* (2011) reportan pruebas de marcha basada en múltiples tareas: marchar en forma normal y marchar variando la velocidad para analizar los efectos de estos cambios en la marcha de niños sanos. Raja *et al.* (2012) analizan las asimetrías en magnitud y duración de las variables cine-

mática y cinéticas del miembro inferior de individuos con hemiparesia; sin embargo obtienen patrones simétricos entre los registros cinemáticos de ambas piernas.

Cuadros Clínicos

La HE secuela de parálisis cerebral es una patología compleja para la cirugía ortopédica pediátrica (Rupcich *et al.*, 2008). Se caracteriza por una alteración neuronal músculo-esquelética predominantemente en un lado del cuerpo, originando disfuncionalidad de la marcha.

En la marcha de un paciente con HE es apreciable la alteración de la estabilidad, dificultad del paso libre del pie en balanceo, incorrecta preparación del

pie para el contacto inicial, inadecuada longitud del paso y elevado consumo energético (Perry y Burnfield, 2010).

Manca *et al.* (2014) estudian la relación pie-tobillo en la deformación del pie equino para la disfuncionalidad de la marcha, a través del análisis de conglomerados jerárquicos para clasificar los patrones de marcha de pacientes hemipléjicos. Lograron identificar patrones relacionados con la compleja disfunción pie-tobillo.

Los patrones propuestos por Winters *et al.* (1987) muestran una alteración de las curvas cinemáticas del tobillo, rodilla y cadera con respecto al patrón normal. Padilla (2014) describió las características más palpables de la HE en las principales articulaciones del miembro inferior, que permitan deducir los mejores indicadores para clasificar la marcha hemipléjica. Las características clínicas en la HE tipo 1: identifica pie equino o flexión plantar en FB, ausencia de choque del talón en el contacto inicial (CI; Figura 1), dorsiflexión plantar en CI, lo que significa que el primer contacto se realiza con los dedos o la planta del pie. La rodilla incrementa su flexión en el balanceo terminal (BT; Figura 1) y la cadera eleva la flexión tanto en el apoyo terminal (AT) como en toda la FB.

La HE tipo 2 presenta las siguientes particularidades clínicas: la pelvis incrementa ligeramente su inclinación en todo el ciclo de marcha, el tobillo muestra pie equino o flexión plantar en todo el ciclo completo de marcha, y rodilla y cadera describen una hiperextensión en AT. Boudarham *et al.* (2013), con ayuda de dispositivos externos aplicados al conjunto rodilla-tobillo-pie, lograron mejorar los parámetros espacio-temporales de la marcha, reduciendo considerablemente la hiperextensión de la rodilla.

La HE tipo 3 muestra las siguientes propiedades: pie equino o flexión plantar en tobillo, ausencia de mecedora en todo el ciclo, limitada flexión de rodilla en la FB, incremento de la flexo-extensión de cadera en BT y aumento de la inclinación

pélvica en todo el ciclo de marcha, haciéndose más notable la lordosis lumbar.

Las características apreciadas en la HE tipo 4 son: el tobillo tiene las mismas condiciones HE anteriormente descritas, la rodilla tiene restricción del movimiento en todo el ciclo de marcha, la cadera restringe sus movimientos e incrementa su flexión en balanceo, y la pelvis eleva su inclinación, acompañada de una fuerte restricción de sus movimientos.

Formulación del Problema

Si se observa en una misma gráfica el patrón normal y el de la HE para las articulaciones estudiadas del tobillo, rodilla y cadera, resulta evidente el solapamiento de las curvas cinemáticas, lo que hace suponer inexactitud para clasificar al paciente, debido a la imprecisión de los datos de los registros con característica difusa.

Se han reportado métodos de clasificación que emplean técnicas de minería de datos sobre los registros, manejando indicadores difíciles de entender debido al lenguaje desconocido utilizado por los especialistas. Padilla (2013, 2014) clasificó la hemiplejía empleando solamente registros cinéticos mediante lógica difusa. Por otra parte, Vilorio (2003) evalúa la electromiografía de la clasificación cinemática; Aguilera (2010) evalúa lo mismo pero utilizando metaclasificadores; y Cala (2010) diagnostica la marcha patológica mediante análisis cinético. También se reportan evaluaciones del rol de análisis de la marcha en la toma de decisiones para el tratamiento médico, Davis *et al.* (1999).

Clasificar la hemiplejía a través de grados de membresía implica modelar los datos en su natural incertidumbre, donde no circunscribe la subjetividad y los errores humanos para analizar e interpretar los registros cinemáticos.

Objetivos

El presente estudio pretende crear y validar un modelado difuso a partir de los indi-

cadore cinemáticos obtenidos en tobillo, rodilla y cadera. Esto se logrará, primero, generando los patrones cinemáticos a partir de los registros. Segundo, calcular la media y desviación estándar en los rangos articulares de los indicadores cinemáticos en tobillo. Tercero, construir en cada indicador las funciones trapezoidal y triangular para describir los grados de pertenencias a los tipos de hemiplejía. Cuarto, determinar el umbral de separación entre los tipos de hemiplejía. Sexto, evaluar los rangos articulares del 25% de la muestra de pacientes en las funciones de pertenencias obtenidas, y cuantificar sus grados de membresía a los grupos hemipléjicos. Por último validar mediante herramientas estadísticas la sensibilidad, como probabilidad para clasificar correctamente.

Materiales y Métodos

La muestra estuvo constituida por 83 pacientes en edades comprendidas entre 4 y 16 años, con marcha patológica subtipo hemiplejía espástica, estudiados en el Hospital Ortopédico Infantil, Caracas, Venezuela. Cada paciente proporcionó tres registros cinemáticos GCD (*Gait Data Cycle*) utilizando el sistema VICON

370 (Vicon, 2016). Se incluyeron 34 pacientes que pertenecen al tipo 1, 15 del tipo 2, 11 para el tipo 3 y 23 corresponden al tipo 4, para un total de 83 pacientes.

El protocolo de Davis *et al.* (1997) establece las reglas para obtener el modelo biomecánico que describe la cinemática de la marcha, a través de marcadores ópticos colocados en los puntos óseos más prominentes, de ambos miembros inferiores. El paciente marcha libremente en una pista constituida por placas de fuerza y cámaras infrarrojas, que visualiza los marcadores retroreflectivos adheridos al paciente. Esto permite la adquisición de los registros cinemáticos y cinéticos.

Se extrajo la media y desviación estándar de los registros agrupados por tipo de HE, para graficar los patrones cinemáticos. La Figura 2 describe los indicadores utilizados con sus respectivos patrones cinemáticos hemipléjicos del tobillo, rodilla y cadera. Estos patrones son utilizados actualmente por los especialistas para analizar y clasificar la hemiplejía mediante el método tradicional utilizado por Gage (1991).

Se aplicó análisis de varianza (ANOVA) como herramienta para evaluar la capacidad de los indicadores articulares en tobillo, rodilla y cadera, para diferenciar

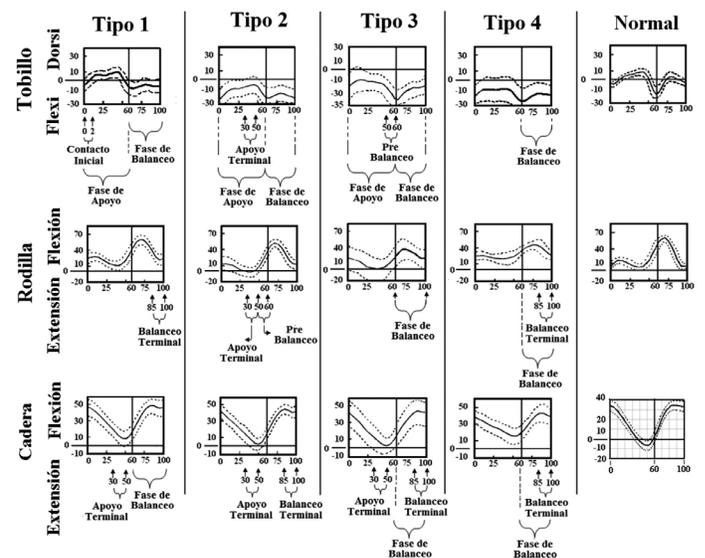


Figura 2. Principales indicadores sobre los patrones cinemáticos del tobillo, rodilla y cadera (Adaptado de Winters *et al.*, 1987).

entre los tipos de marcha hemipléjica. Los indicadores (ver Figura 1) obtenidos en tobillo fueron cinco: CI, FA, FB, AT y PB; se obtuvo dos indicadores en rodilla: AT y BT; por último se logró tres indicadores en cadera: AT, BT y FB. Los indicadores seleccionados son parámetros discretos que representan pequeñas fracciones específicas del ciclo completo de marcha y no reflejan el patrón completo de la señal continua cinemática, sino una porción de ella en tiempo discreto.

Con el 75% de los registros se procesaron los datos para diseñar y construir el modelo difuso y el 25% restante permite verificar la veracidad del modelo.

McDowell *et al.* (2008) utilizan parámetros discretos de las señales cinemáticas de cadera, rodilla y tobillo para clasificar la marcha hemipléjica, a través de un método empírico y subjetivo, siguiendo el proceso de interpretación desde distal a proximal. Szopa *et al.* (2014) valoran las diferencias cinemáticas entre el patrón de marcha y grupos etarios de pacientes infantiles, producto de la distribución de masa corporal sobre la marcha gravitatoria. Riad *et al.* (2012) estudian la relación entre el volumen muscular y la capacidad de caminar, logrando evidenciar la importancia que tiene el volumen muscular para la propulsión durante la marcha en el lado hemipléjico. Aguilera y Subero (2011) analizan diferentes algoritmos de clasificación automática como árboles de regresión logística combinados con meta-clasificadores, mediante aprendizaje

supervisado de los registros de marcha, y logran comprobar el diagnóstico real del especialista al comparar sus resultados con los obtenidos del modelos automáticos.

Este trabajo representa un adelanto que procura integrar, en el futuro, los registros cinemáticos y cinéticos fundamentado en un modelo difuso de clasificación.

Resultados

El análisis lineal discriminante (ALD) determina el umbral de separación entre dos grupos cercanos, para esto es requiere de la media y la desviación estándar de cada grupo (Viloria, 2003). La Figura 3 ilustra dos grupos con media y desviación estándar, el grupo a la izquierda del umbral (c) tiene una media m_A y el de la derecha m_B .

El umbral (c) se calcula usando las expresiones

$$m_A \leq m_B \quad (1)$$

$$c = m_A + \Delta_A = m_B - \Delta_B \quad (2)$$

$$\Delta_A = \frac{|m_B - m_A| \times \sigma_A}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (3)$$

$$\Delta_B = \frac{\sigma_B}{\sigma_A} \Delta_A = \frac{\sigma_B}{\sigma_A} \times \frac{|m_B - m_A| \sigma_A}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (4)$$

$$c = m_A + \frac{|m_B - m_A| \sigma_A}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (5)$$

$$c = m_B - \frac{\sigma_B}{\sigma_A} \times \frac{|m_B - m_A| \sigma_A}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (6)$$

donde m_A : media del grupo tipo A, σ_A : desviación estándar del tipo A, m_B : media del grupo tipo B, y σ_B : desviación estándar del tipo B.

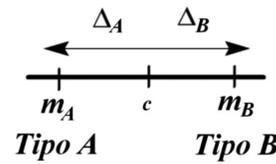


Figura 3. Umbral entre dos grupos (Tomado de Viloria Ninoska, 2003).

La media y desviación estándar extraídas para los indicadores fueron indispensables para determinar el umbral de separación entre los grupos hemipléjicos. La Tabla I muestra la media, desviaciones estándar y el umbral de separación de tres de los diez indicadores obtenidos. Estos tres indicadores son la FA en tobillo, el AT en rodilla y el AT en cadera.

Función de membresía

La función 'de membresía', llamada también 'de pertenencia', cuantifica una entrada nu-

mérica ponderada en un grado de verdad. Mientras mayor sea su ponderación mayor el grado de pertenencia a determinado grupo y viceversa (Tineo, 2005; Armand *et al.*, 2007).

La Figura 4 describe las formas básicas de las funciones de membresía. La Figura 4a representa la función trapezoidal con la unidad a la izquierda, la Figura 4b es la función triangular y la Figura 4c muestra los valores numéricos de $x(1)$, $x(2)$, $x(3)$ y $x(4)$, los cuales representan la media de cada grupo HE del indicador. Los puntos nulos donde la recta corta el eje horizontal están determinados por su desviación estándar. El conjunto de funciones trapezoidales y triangulares representa un modelo difuso que permite ponderar el valor de una entrada al grado de pertenencia de determinado grupo (Fuzzy Logic, 2016).

La función de membresía se ejecuta en el rango lineal de

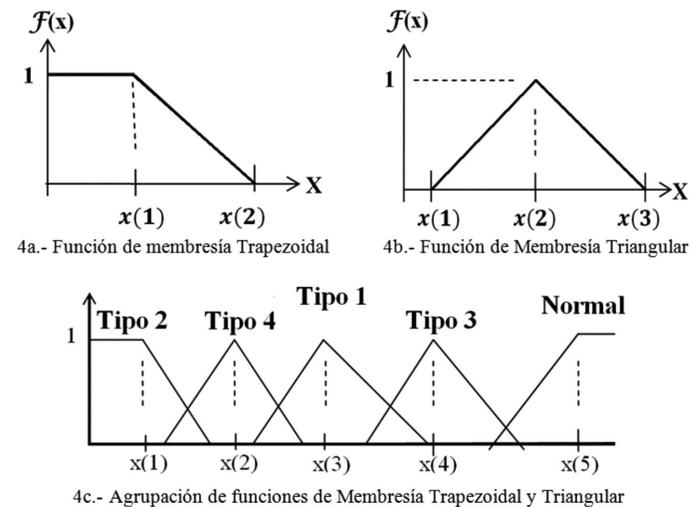


Figura 4. Funciones de membresía. Adaptado de Armand *et al.* (2006)

TABLA I
MEDIA ARITMÉTICA (M) Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR (DE) DE TRES DE LOS DIEZ INDICADORES

		Tipo 4	Umbral	Tipo 2	Umbral	Normal	Umbral	Tipo 1	Umbral	Tipo 3
Tobillo	Fase de apoyo	M= -17,4726	-14,974	M= -10,9025	-5,946	M= 0,2321	2,964	M= 5,8881	11,097	M= 14,6518
		DE= 4,0326		DE= 6,5701		DE= 8,1900		DE= 8,7637		DE= 5,9794
Rodilla	Fase de apoyo terminal	Tipo 2	Umbral	Normal	Umbral	Tipo 1	Umbral	Tipo 3	Umbral	Tipo 4
		M= 1,1775	2,821	M= 5,0035	6,933	M= 8,4554	10,410	M= 12,733	14,706	M= 16,6587
		DE= 2,7295		DE= 3,6241		DE= 2,8584		DE= 3,3958		DE= 3,3594
Cadera	Fase de apoyo terminal	Normal	Umbral	Tipo 1	Umbral	Tipo 2	Umbral	Tipo 3	Umbral	Tipo 4
		M= -4,12	-1,356	M= 1,82	3,820	M= 5,43	7,313	M= 9,52	12,804	M= 15,12
		DE= 5,17		DE= 5,94		DE= 4,78		DE= 5,60		DE= 3,95

valores de entrada, utilizando para el caso de la trapezoidal, las expresiones

$$f(x) = \begin{cases} 1 & X < x(1) \\ 1 - \frac{(X-x(1))}{(x(2)-x(1))} & x(1) < X < x(2) \\ 0 & X > x(2) \end{cases}$$

Las funciones de membresía triangular requieren un conjunto más amplio de valores de entradas y las expresiones para construir las son

$$f(x) = \begin{cases} 0 & X < x(1) \\ 1 - \frac{(X-x(1))}{(x(2)-x(1))} & x(1) < X < x(2) \\ 1 - \frac{(X-x(2))}{(x(3)-x(2))} & x(2) < X < x(3) \\ 0 & X > x(3) \end{cases}$$

Las funciones de membresía apropiadas para un modelo difuso deben estar espaciadas por una amplia desviación estándar y adecuado solapamiento entre sí, que permita un mayor dispersión de valores de entrada para clasificar. Funciones de membresía muy selectivas no permiten un modelo difuso de clasificación.

Discusión

La Figura 5 muestra tres de los diez indicadores utilizados para modelar la clasificación de la HE de forma difusa. Se observa amplio rango de espaciamiento y adecuado solapamiento de las funciones de membresías adyacentes, pertenecientes a otros grupos hemipléjicos (Padilla, 2015).

En la Figura 5a representa el indicador FA en tobillo; este describe un amplio espaciamiento y solapamiento entre los tipos de HE. La HE tipo 3 describe una función trapezoidal para un movimiento articular de dorsiflexión y la HE tipo 4 también describe una función trapezoidal, pero para flexión plantar o pie equino. Los tipos HE 1, 2 y el patrón normal describen funciones triangulares.

La articulación de la rodilla, mostrada en la Figura 5b, es un ejemplo del indicador AT. Las HE tipo 2 y 4 describen

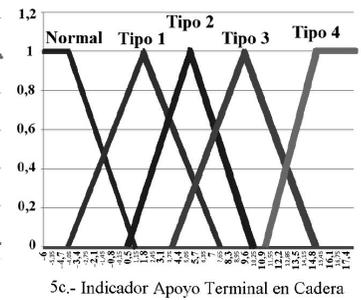
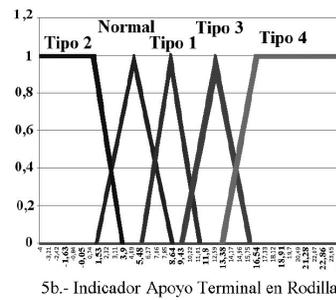
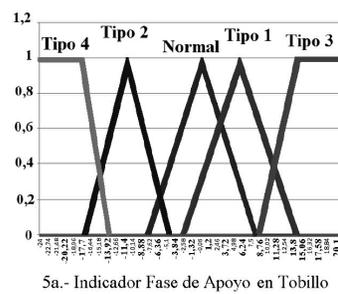


Figura 5. Funciones de membresías de tres de los diez indicadores cinemáticos.

funciones trapezoidales para hiperextensión y flexión, respectivamente, mientras que los tipos 1, 3 y normal modelan una función triangular para la flexión de rodilla. La Figura 5c muestra al indicador AT describiendo el movimiento de cadera desde flexión hasta hiperextensión, allí los grupos HE tipo 4 y normal describen funciones trapezoidales y los tipos 1, 2 y 3 son representados mediante funciones triangulares.

Los especialistas analizaron e interpretaron los registros para finalmente clasificarlos. En algunos casos la clasificación fue errónea originándose los falsos negativos (Cala, 2010), o los registros fueron agrupados dentro de un tipo de HE al que no pertenecen. En este estudio se compilaron solamente los indicadores que permitieron al especialista clasificar acertada y correctamente un reporte de curvas cinemáticas. El modelo acertó con un 85% de probabilidad de clasificar la HE tipo 1; 92% para el tipo 2; 78% para el tipo 3 y, por último, el tipo 4 con un 89% de posibilidad. Cala (2010) infiere según los niveles de sensibilidad que la probabilidad para clasificar correctamente es amplia, dado que se utilizaron los indicadores correctos, también debido al conocimiento y experiencia que se tiene al interpretar los diferentes tipos de HE y la adecuada metodología utilizada para analizar las articulaciones. Los indicadores extraídos poseen un lenguaje conocido por los especialistas y una alta precisión para clasificar correctamente la marcha de la HE, en comparación con los resultados

de otros trabajos (Viloria, 2003; Dobson, 2007; Riad, 2007; Padilla, 2013).

Validación

El modelo fue validado con un 25% de los registros, de los cuales se extrajo la media articular en cada uno de los indicadores. Este valor numérico es evaluado en las funciones de membresía y arrojará un grado de ponderación; mientras mayor ponderación, mayor pertenencia a un grupo y viceversa.

La Figura 6 muestra los resultados de las pruebas de validación realizadas: Para cada registro se evaluó la media del indicador en las funciones de membresía y el tipo HE será aquel que tenga el mayor grado de pertenencia. La toma de decisiones será posible si la mayor cantidad de indicadores coinciden con el mismo tipo de HE.

El término ‘verdaderos positivos’ (VP) define la cantidad de instancias clasificadas dentro de la clase a la que pertenece (Cala, 2010). El tipo 1 tuvo 22 verdaderos positivos de una muestra de 26 casos, para el tipo 2 fueron 11 de un total de 12 casos y el tipo 3 mostró 7 verdaderos positivos de 9 casos. Por último, el tipo 4 obtuvo 16 de una muestra de 18 casos. La sensibilidad define la probabilidad de clasificar correctamente una instancia (McDowell *et al.*, 2008; Cala, 2010). Los valores fueron de 85% de sensibilidad para clasificar la HE tipo 1; 92%

para el tipo 2; 78% para el tipo 3; y 89% para el tipo 4.

Conclusiones

Este estudio ofrece una nueva aplicación de la lógica difusa para clasificar pacientes hemipléjicos, mediante un lenguaje común y natural para los especialistas. Considerando los criterios tradicionales para clasificar basada en la propuesta de Gage (1991), cuyo razonamiento aún está vigente entre los especialistas, se utilizan indicadores cinemáticos de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera.

Esta investigación aborda los problemas relacionados con la inexactitud e incertidumbre debido a la variabilidad de los datos y rompe el paradigma de la interpretación tradicional para clasificar pacientes hemipléjicos, introduciendo la lógica difusa como un instrumento para interpretar la natural incertidumbre, debido a la imprecisión de los datos de los indicadores. Se propone el uso del término ‘grados de pertenencia o membresía’, para especificar durante el diagnóstico la cuan-

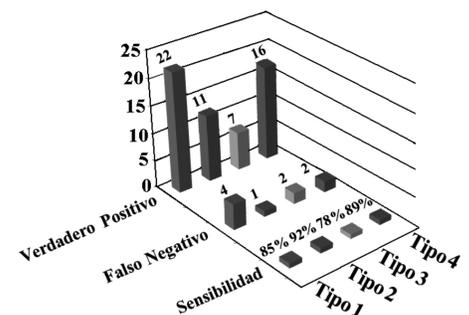


Figura 6. Resultado de la clasificación y toma de decisión.

tía de pertenecer a determinados grupos hemipléjicos.

Es necesario afrontar detalles tales como el tamaño muestral para fortalecer la validación de los resultados, aun cuando la sensibilidad de los indicadores ofrezca muy buenos augurios para clasificar correctamente la hemiplejía.

A través de las funciones de pertenencia y dependiendo del indicador analizado se evidencia una tendencia muy común de la HE, caracterizada por la caída del pie o flexión plantar, ausencia del choque del talón en contacto inicial, incremento de la flexión en rodilla y cadera, hiperextensión de rodilla y cadera muy visible en el tipo 2, aumento de la lordosis lumbar a mediana que incrementa el tipo de hemiplejía. En general la restricción del movimiento articular en el miembro inferior afectado es muy generalizada.

Se sugiere emplear en estudios futuros técnicas estadísticas que disminuyan el sesgo y mejoren la validación de los resultados, como por ejemplo, definir el tamaño de la muestra para incrementar el número de pacientes y establecer un estimador asintóticamente insesgado que certifique que la muestra es representativa.

La validación del modelo se mejoraría si se incluyese las características difusas de los registros cinéticos, electromiografía dinámica y consumo energético de los pacientes. Para optimizar la validación se recomienda utilizar más del 25% de la muestra. Otra mejora en la validación es utilizar los registros cinemáticos de nuevos pacientes y evaluar si son correctamente clasificados con esta metodología. La validación implica realizar un apropiado diagnóstico y por ende garantizar la adecuada evolución al tratamiento.

Una propuesta de este trabajo es verificar la migración de un paciente de un tipo hemipléjico a otro, luego de recibir tratamiento ortopédico o quirúrgico.

También es recomendable extender este modelo difuso al miembro no afectado por la hemiplejía, con el propósito de valorar los movimientos compensatorios.

Esta investigación proporciona indicadores objetivos, que basados en su propia incertidumbre garantizan una acertada clasificación.

AGRADECIMIENTOS

El autor agradece al personal de médicos traumatólogos, fisioterapeutas e ingenieros biomédicos que colaboraron en esta investigación, especialmente a Carlos Prato, jefe de la unidad de Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil, Caracas, Venezuela.

REFERENCIAS

Agostini V, Balestra G, Knaflitz M (2014) Segmentation and classification of gait cycles. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng.* 22: 946-952.

Aguilera A, Cala L, Subero A (2010) Modelo basado en mataclasificadores para diagnóstico en marcha mediante análisis cinético. *Rev. Ing. UC* 17(2): 7-16.

Aguilera A, Subero A (2011) Modelos de clasificación en marcha patológica usando árboles de regresión logística. *Multi-ciencias II*: 310-318.

Armand S, Watelain E, Roux E, Mercier M, Lepoutre FX (2007) Linking clinical measurements and kinematic gait patterns of toe-walking using fuzzy decision trees. *Gait Post.* 25: 475-484.

Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Ferrarin M. (2011) A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait Post.* 33: 6-13.

Boudarham J, Zory R, Genet F, Vigné G, Bensmail D, Roche N, Pradon D (2013) Effects of a knee-ankle-foot orthosis on gait biomechanical characteristics of paretic and non-paretic limbs in hemiplegic patients with genu recurvatum. *Clin. Biomech.* 28: 73-78.

Cala, L. (2010) *Aplicación de Apoyo al Diagnóstico en Marcha Patológica Mediante Análisis*

Cinético. Tesis. Universidad de Carabobo. Venezuela. 54 pp.

Davis R, Öunpuu S, DeLuca P (1997) Clinical gait analysis interpretation: an approach and proposed enhancement. *Proc. 19th Int Conf IEEE/ EMBS* (30/10-02/11). Chicago, IL. EEUU.

Davis R, Öunpuu S, DeLuca P, Romness M (1999) Clinical gait analysis and its role in treatment decision-making. *Medscape Orthopaed. Sports Med. J.* www.medscape.com/viewarticle/440148.

Dobson F, Morris M, Baker R, Graham H (2007) Gait classification in children with cerebral palsy. A systematic review. *Gait Post.* 25: 140-152.

Domagalska-Szopa M, Szopa A, Pietraszek S, Kidon Z, Onik G (2013) The relationship between clinical measurements and gait analysis data in children with cerebral palsy. *Gait Post.* 38: 1038-1043.

Fuzzy Logic (2016) www.cs.cmu.edu/Groups/AI/html/faqs/ai/fuzzy/part1/faq.html (Cons. 29/07/2016).

Gage J (1991) *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. Clinics in Developmental Medicine N° 121. Mac Keith. Londres, RU. 206 pp.

Manca M, Ferraresi G, Cosma M, Cavazzuti L, Morelli M, Benedetti M (2014) *Gait Patterns in Hemiplegic Patients with Equinus Foot Deformity*. Vol. 7. BioMed Research International. Hindawi. El Cairo, Egipto. 214 pp.

McDowell B, Kerr C, Connor K, Salazar J, Cosgrove A (2008) The validity of an existing gait classification system when applied to a representative population of children with hemiplegia. *Gait Post.* 28: 442-447.

Moreno A, Gutiérrez E, Pérez J (2008) Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Ing. Bioméd.* 2(3): 16-26.

Padilla U (2013) Classification of hemiplegic gait using kinetic data on ankle. En Marasck-Klein (Ed.) *Advances in Biomedicine and Health Science*. Vol. 2. pp. 37-44.

Padilla U (2014) Deducción de indicadores que permite clasificar objetivamente la marcha hemipléjica espástica. *Interciencia* 39: 91-100.

Padilla U (2014a) Fuzzy classification of hemiplegic gait using kinematic indicators in knee. *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014*. Paraná, Argentina (29-31/10/2014). Springer. pp. 596-599.

Padilla U (2015) Clasificación difusa de la marcha hemipléjica utilizando indicadores cinemáticos en pelvis. *Avanc. Biomed.* 4: 19-26.

Perry J, Burnfield J (2010) *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. 2ª ed. Slack. Thorofare, NJ, EEUU. 551 pp.

Raja B, Neptune R, Kautz S (2012) Quantifiable patterns of limb loading and unloading during hemiparetic gait: Relation to kinetic and kinematic parameters. *JRRD* 49: 1293-1304.

Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F (2007) Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children. *Pediatr. Orthoped.* 27: 758-764.

Riad J, Modlesky C, Gutierrez-Farewik E, Brostro E (2012) Are muscle volume differences related to concentric muscle work during walking in spastic hemiplegic cerebral palsy? *Clin. Orthoped. Rel. Res.* 470: 1278-1285.

Rupcich M, Bravo R, Urbano D (2008) Patrones de movimiento pélvico en pacientes con hemiplejía. *Arch. Puericult. Pediatr.* 71: 48-52.

Szopa A, Domagalska-Szopa M, Czamara A (2014) Gait pattern differences in children with unilateral cerebral palsy. *Res. Devel. Disabil.* 35: 2261-2266.

Tineo L (2005) *Una Contribución a la Interrogación flexible de Base de Datos: Evaluación de Consultas Cuantificadas Difusas*. Tesis. Universidad Simón Bolívar. Venezuela. 25 pp.

Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC (1999) *Dynamics of Human Gait*. 2aed. Kiboho. Cape Town, Suráfrica. 141 pp.

Vicon (2013) www.vicon.com/applications/gait_analysis.html (Cons. 29/07/2016)

Viloria M, Ninoska C (2003) *Evaluación Electromiográfica de la Clasificación Cinemática de Hemipléjicos Espásticos con Marcha Patológica*. Tesis. Universidad Simón Bolívar. Venezuela. 17 pp.

Winters T, Gage J, Hicks R (1987) Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J. Bone Joint Surg Am.* 69: 437-441.