



Análisis cinético de indicadores difusos en tobillo y rodilla para clasificar la marcha hemipléjica espástica utilizando diagrama de flujo

(Kinetic analysis of fuzzy indicators at ankle and knee to classify spastic hemiplegic up using flowchart)

Ubaldo Rafael Padilla-Liendo ¹ ✉

¹Departamento de Tecnología Industrial, Universidad Simón Bolívar, Estado Vargas, Venezuela.

Recibido: 02 de Marzo de 2016.

Aceptado: 04 de Julio de 2016.

Publicado online: 3 de Septiembre de 2016.

[TRABAJO ORIGINAL]

Resumen (español)

Esta investigación pretende modelar características difusas de indicadores cinéticos en tobillo y rodilla de pacientes hemipléjicos espásticos por parálisis cerebral. Estos indicadores son consistentes con los utilizados por los especialistas, en la interpretación clásica para clasificar la hemiplejía, propuesta por el Dr. Gage. Cumpliendo los protocolos del Hospital Ortopédico Infantil en Caracas, Venezuela, se procesan los registros de 178 pacientes hemipléjicos. A través de análisis de varianza (ANOVA) se determina cuales indicadores son apropiados para clasificar patrones. Se calcula la media, desviación estándar y umbral de separación en aquellos indicadores determinados. La función de membresía describe los rangos de pertenencia a grupos específicos. Basado en los parámetros calculados y la información obtenida, se construye un modelo difuso sobre un diagrama de flujo para discriminar entre los tipos hemipléjicos, comparable a la interpretación clásica. Se procesa el 75% de los registros y el 25% restante validan los resultados, según el grado de pertenencia y sensibilidad. Se obtiene una sensibilidad de 83,33% para el tipo 1; 75% para el tipo 2; 62,5% para el tipo 3 y 85,7% para el tipo 4. Los indicadores son descritos para todos los especialistas a través de un lenguaje médico apropiado.

Palabras clave (español)

Hemiplejía, espástica, clasificación, tobillos, rodilla, indicadores, cinéticos, difusos, membresía, patrones.

Abstract (english)

The goal of this research is to model diffuse kinetic characteristics of ankle and knee indicators of spastic hemiplegic patients by cerebral palsy. For those indicators consistent with those used by specialists, in the classical interpretation to classify hemiplegia, proposed by Dr. Gage. Complying with the Children's Orthopedic Hospital protocols in Caracas, Venezuela, records of 178 hemiplegic patients are processed. Through analysis of variance (ANOVA) which indicators are

appropriate to classify patterns is determined. The mean, standard deviation and separation threshold in those specific indicators are calculated. The membership function describes the ranges belonging to specific groups. According to the calculated parameters and the information obtained, a diffuse pattern on a flowchart used to discriminate between types hemiplegic is constructed, as done in the classical interpretation. 75% of records are processed and remaining 25% validates the results, depending on the degree of membership and sensitivity. A sensitivity of 83.33% for type 1 is obtained; 75% for type 2; 62.5% for type 3 and 85.7% for type 4. The indicators are described for all specialists through an appropriate medical language.

Keywords (english)

Hemiplegic, spastic, classification, ankles, knee, indicators, kinematic, fuzzy, membership, patterns.

Introducción

La Hemiplejía Espástica (HE) es una patología compleja en pediatría ortopédica, caracterizada por una alteración neuronal músculo esquelética en un lado del cuerpo. Gage (1991), describe la HE basada en el miembro inferior afectado (Ipsilateral), examinando las alteraciones de los registros normales cinemáticos en el plano sagital (1).

Tradicionalmente los registros cinéticos, como momentos y potencia, no son utilizados para clasificar la HE, pero son necesarios en el estudio de rehabilitación clínica (2).

Las desviaciones de las marchas observadas en niños con HE, requiere un sistema de clasificación que permita establecer patrones de marcha en grupos ampliamente diferenciados, para el diagnóstico, tratamiento y comunicación clínica. Se insiste en una adecuada validación clínica cuya muestra significativa depende de la profundidad de la investigación y el seguimiento de los pacientes en su rehabilitación (3).

En casos clínicos donde el diagnóstico médico es complejo, se debe coordinar un modelo basado en la colaboración de un grupo de médicos, considerando el impacto dinámico del flujo de trabajo de los especialistas en la ejecución de un protocolo de diagnóstico. Se concluye que los rasgos más característicos en la toma de decisión de un grupo, es el apoyo cognitivo, estilo individual en la toma de decisión, soporte integral en la labor médica, toma de decisiones con criterio múltiple e interacción de la base de conocimiento (4).

Toro et al 2003, evalúa cómo los médicos y fisioterapeutas emplean el uso de herramientas e instrumentos clínicos para valorar la marcha y si existe condiciones para proponer un método de estandarización. Concluye que la valoración de la marcha mediante técnicas observacionales es limitada y compromete su validez por su naturaleza subjetiva. Los médicos y fisioterapeutas manifestaron necesidad

de capacitarse en avanzadas técnicas de evaluación de la marcha y requerir herramientas que puedan manejar cómodamente (5).

El objetivo de esta investigación es extraer indicadores cinéticos en tobillo y rodilla apropiados para clasificar pacientes HE y modelarlos en forma difusa, en función de ese modelo proponer un algoritmo para clasificar pacientes HE con un lenguaje cómodo para los médicos traumatólogos y fisioterapeutas. Es necesario cumplir con los siguientes pasos: Generar patrones cinéticos en tobillos y rodilla para cada tipo de HE, proporcionar la media y desviación estándar separada por fases del ciclo de marcha en los patrones cinéticos hemipléjicos, evaluar la capacidad que tiene los rangos de momento y potencia articular en tobillo y rodilla para separar tipos HE, calcular el umbral de separación de los tipos HE, determinar los rangos difusos de los datos y obtener las funciones de membresía vinculada al tipo HE, validar la clasificación utilizando el 25% de los registros cinéticos y crear un modelo apropiado para clasificar utilizando diagrama de flujo.

Un diagnóstico efectivo significa clasificar correctamente un paciente HE en uno de los cuatro patrones homogéneos propuesto por Gage (1991). Una clasificación correcta garantiza la adecuada evolución al tratamiento. El método de clasificación clásica compara las curvas cinemáticas del paciente con el patrón de marcha normal y los patrones HE. Este procedimiento introduce elevados niveles de error para clasificar correctamente, dado que depende de la experiencia y factores emocionales del especialista, la subjetividad y condiciones ambientales. Sin embargo, aún en condiciones ideales la característica difusa de los datos, apreciada por el solapamiento de los patrones, genera una incertidumbre adicional.

Winters et al, 1987, obtuvo patrones homogéneos de la marcha de pacientes HE, analizando los registros cinemáticos del miembro afectado en el plano sagital y los datos electromiográficos. En tal

sentido, el estudio se realizó con pacientes entre 3 y 30 años de edad, además se incluyó pacientes HE secuela de parálisis cerebral, accidente cerebro vascular y traumatismo cráneo encefálico. Esto diverge con las investigaciones en niños y adolescentes HE, secuela únicamente de parálisis cerebral (6).

Se ha creado modelos difusos empleando registro cinemáticos para los mejores indicadores en rodilla y pelvis. Aun cuando el lenguaje especializado es apropiado, no plantea un algoritmo de clasificación (7, 8).

La clasificación hemipléjica empleando el método tradicional, requiere evaluar la posibilidad de mover los pacientes de un grupo a otro, luego de ser sometido a una intervención quirúrgica. Un trabajo futuro abriría la posibilidad de clasificar pacientes HE, con un complemento robusto al incorporar la interpretación del experto en el análisis clínico de la marcha e integrando los patrones cinemáticos y cinéticos (9).

El desarrollo de un prototipo de una única base de datos, implementada en Postgres, con todos los reportes integrados del laboratorio de marcha del Hospital Ortopédico Infantil, para evaluar las consultas difusas con datos reales. Aunque permite almacenar archivos con diversos formatos, su uso y lenguaje es difícil de entender por los especialistas (10, 11, 12). Empleando técnicas de construcción para un modelo de clasificación como: árboles de decisión de regresión logística, metaclassificadores y datos de estudios. Se ha obtenido un algoritmo de clasificación de HE basado en registros cinéticos que logra discriminar exitosamente entre los cuatro tipos de la patología. Sin embargo, el lenguaje empleado no es de fácil comprensión y manipulación para los especialistas (13).

Las dificultades y restricciones que enfrentan los usuarios y especialistas en la toma de decisiones, para la interpretación y análisis de los registros del movimiento, son del tipo de razonamiento: inductivo, deductivo, creencias o conjeturas. La limitación que afrontan los usuarios es la dificultad para utilizar métodos de aproximación objetivas: modelos matemáticos, estadísticos, sistema experto y redes neurales (14).

Armand et al, 2007, propone un método que vincula el análisis de movimiento con los elementos de interpretación, mediante la técnica de inteligencia artificial para disminuir la subjetividad y proporcionar una herramienta útil para la interpretación. De manera que, la gran cantidad de datos que proporciona los dispositivos de captura de movimiento, hacen que la

interpretación sea una tarea difícil para el razonamiento humano (15).

La hipótesis planteada en esta investigación es: Existirá indicadores cinéticos en tobillo y rodilla capaces de clasificar pacientes HE, utilizando un lenguaje conocido y coherente con la naturaleza difusa de los datos cinéticos.

La marcha normal aprovecha un mínimo gasto energético para desplazar hacia adelante el centro de masa, a través de movimientos alternantes y equilibrados de las extremidades, donde una de las características que la identifica es la conservación de la energía (16, 17). La articulación en tobillo y rodilla tiene porcentajes de tiempo que permite segmentar el ciclo de marcha. La cinética integra las fuerzas internas y externas como la fuerza de gravedad, la fuerza de reacción del suelo, la contracción muscular e inercia durante la fase de apoyo, específicamente entre contacto inicial y apoyo terminal (16, 17).

El presente estudio además de validar los aportes existentes en la clasificación hemipléjica utilizando los registros cinéticos, pretende aportar el análisis de las ineludibles características difusas de los indicadores cinéticos obtenidos.

Materiales y métodos

Población. Los registros procesados en esta investigación son un conjunto de datos recopilados del laboratorio de marcha del Hospital Ortopédico Infantil, Caracas, Venezuela. En la investigación realizada la muestra estuvo conformada por 178 pacientes en edades entre 4 y 16 años, con diagnóstico de hemiplejia espástica secuela de parálisis cerebral infantil con evidente trastorno patológico de la marcha.

Pruebas funcionales. Las pruebas fueron realizadas para la adquisición de los registros cinemáticos, cinético, electromiografía dinámica y consumo energético. Dichas pruebas consistieron 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 lumínicos adheridos en los puntos óseos anatómicos más prominentes del paciente; la electromiografía dinámica registra la sumatoria de los potenciales de acción que viaja a lo largo de la membrana celular de los músculos esqueléticos, durante la marcha son capturados en la superficie de los principales grupos musculares de los miembros inferiores. Cada paciente proporciona 3 registros cinemáticos en formato GCD (Gait Cycle Data)

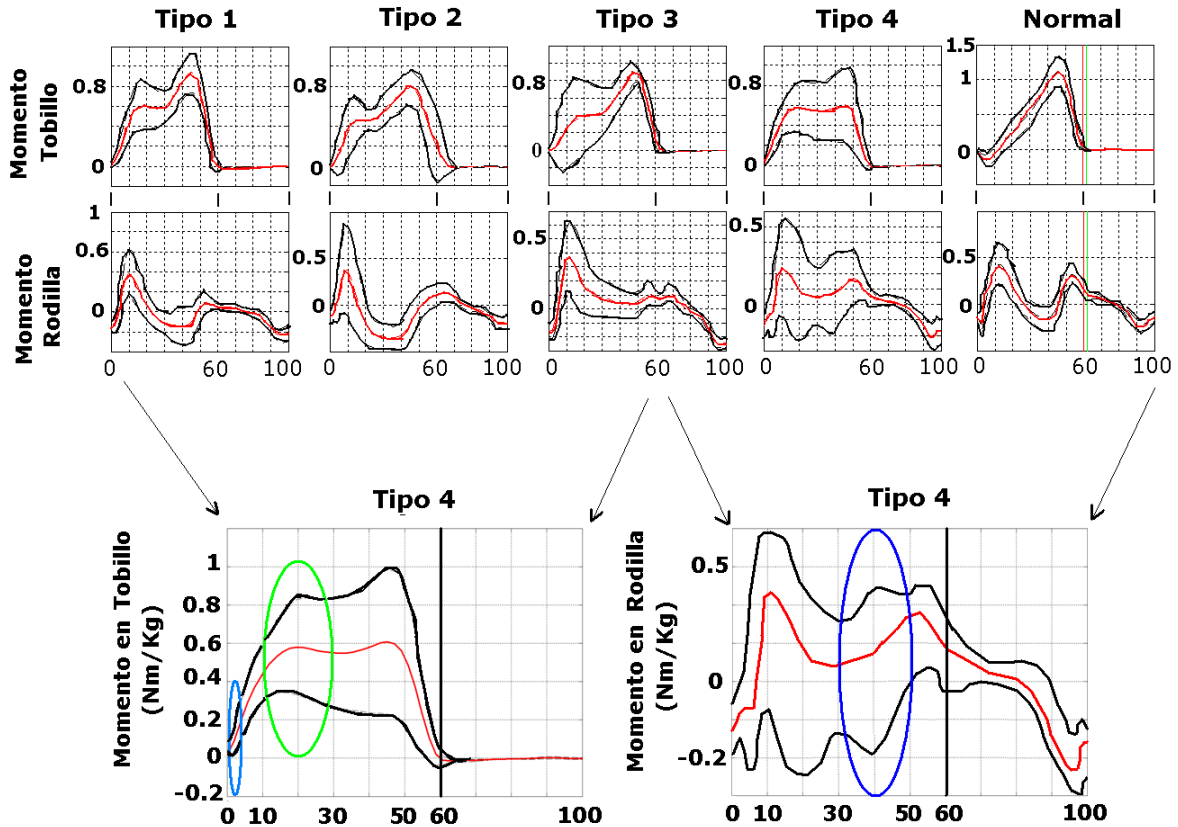


Figura 1. Patrones e indicadores cinéticos de los momentos articulares en tobillo y rodilla.

utilizando el sistema VICOM 370(Web Site Vicon, 2015) (18), obtenidos en el laboratorio de marcha del Hospital Ortopédico Infantil, Caracas, Venezuela. El protocolo Davis es utilizado como parámetro fundamental en la colocación de los marcadores ópticos en los puntos óseos anatómicos más prominentes de ambos miembros inferiores del paciente, para obtener el modelo biomecánico que describe la cinemática de la marcha (19, 20).

Análisis estadísticos. Los registros en formato original GCD son convertido y procesados en Microsoft Office Excel 2010 y software MATLAB® 2010. Se aplica herramientas estadísticas a los registros agrupados por tipo de HE, para hallar la media y desviación estándar, para graficar los patrones de momentos y potencia articular en tobillo y rodilla. La figura 1 describe los patrones e indicadores de momentos articulares en tobillo y rodilla, obtenidos al procesar los registros. Esta investigación se enfocó específicamente en los registros de los momentos y potencias articulares en tobillo y rodilla, desglosados en cada una de las fases del ciclo de marcha. Sobre estos registros se aplicó la prueba Análisis de Varianza (ANOVA) para evaluar la capacidad de los momentos y potencias en

determinadas fases del ciclo marcha, que permita clasificar grupos hemipléjicos. La prueba de ANOVA es una herramienta estadística utilizada para evaluar, bajo ciertas premisas, la capacidad de los indicadores para discriminar entre grupos hemipléjicos.

Las pruebas de ANOVA sobre el ciclo completo de marcha, demostraron que las potencias articulares en tobillo y rodilla no son adecuados para clasificar, mientras que los momentos en contacto inicial y apoyo medio en tobillo, al igual que apoyo terminal en rodilla, son excelentes indicadores apropiados para clasificar grupos hemipléjicos. La figura 1 muestra encerrada en círculo los indicadores cinéticos de los momentos articulares de tobillo de izquierda a derecha, contacto inicial y apoyo medio; en momentos articulares de rodilla muestra encerrada en círculo el apoyo terminal.

A cada uno de los indicadores cinéticos obtenidos empleando ANOVA, se le determina la media y la desviación estándar, luego se calcula el umbral de separación entre grupos HE mediante la técnica de Análisis Lineal Discriminante (ALD). Se aplica (ALD) para determinar el umbral de separación entre tipos HE (21). Esto contribuirá para determinar las

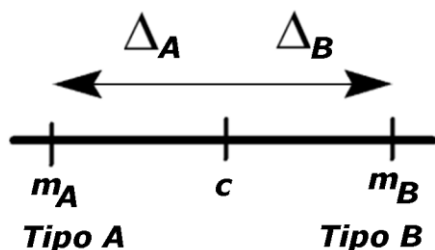


Figura 2. Umbral entre dos grupos.

funciones de membresías necesarias para describir la naturaleza difusa de los datos en la clasificación. Se establece un algoritmo de clasificación siguiendo el proceso de interpretación desde distal a proximal utilizado en la clasificación tradicional, pero basada en la característica difusa de las funciones de membresía de los indicadores cinéticos de tobillo y rodilla (22).

Se procesa el 75% de los registros para diseñar y construir el modelo de algoritmo y se realizan pruebas para validación del modelo difuso con el 25% de los datos.

Aspectos éticos. Esta investigación procesó únicamente los datos numéricos de los registros cinéticos etiquetado con un nombre alfanumérico, razón por la cual se desconoce la identidad de los pacientes. Aunque el autor requiere familiarizarse con los protocolos clínicos para la obtención de los registros, la valoración clínica es una actividad exclusiva, inherente e intransferible del fisioterapeuta y médico traumatólogo. Esto incluye: contacto directo con el paciente para la evaluación clínica en estático y dinámico, colocación de los sensores, y persuasión del paciente para que realice las actividades necesarias durante la adquisición de los registros, según su característica personal y emocional. En función de estas aseveraciones, esta investigación está dentro del marco filosófico de la disciplina del bien, relacionada con la moral, ética y valores humanos del bien común.

Resultados

El ALD requiere de la media y la desviación estándar de cada grupo. La Figura 2 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 siguientes expresiones:

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

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

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

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

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

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

Dónde:

m_A : Media del grupo tipo A

σ_A : Desviación Estándar del tipo A

m_B : Media del grupo tipo B

σ_B : Desviación Estándar del tipo B

Para calcular el umbral de separación entre tipos hemipléjicos adyacentes, se requiere extraer la desviación estándar y la media de los indicador Contacto Inicial (CI) y Apoyo Medio (AM) en tobillo, y Apoyo Terminal (AT) en rodilla.

Función de membresía. La función de membresía cuantifica una entrada en un grado de verdad. La forma básica de una función de pertenencia trapezoidal tiene unidad a la izquierda (23). La función de membresía se ejecuta en el rango lineal de valores de entrada utilizando, para el caso de la trapezoidal, las siguientes expresiones:

$$f(x) \begin{cases} 1 & X < x(1) & (7) \\ \left(1 - \frac{(X - x(1))}{(x(2) - x(1))}\right) & x(1) < X < x(2) & (8) \\ 0 & X > x(2) & (9) \end{cases}$$

Otra función de pertenencia es la forma básica es triangular. Las funciones de membresía triangular requieren un conjunto más amplio de valores de entradas, las expresiones para construirlas son:

$$f(x) \begin{cases} 0 & X < x(1) & (10) \\ \left(1 - \left(1 - \frac{(X - x(1))}{(x(2) - x(1))}\right)\right) & x(1) < X < x(2) & (11) \\ \left(1 - \frac{(X - x(2))}{(x(3) - x(2))}\right) & x(2) < X < x(3) & (12) \\ 0 & X > x(3) & (13) \end{cases}$$

Se procura modelar a cada indicador cinético como una combinación de funciones de membresías trapezoidales y triangulares, donde cada tipo hemipléjico es una función con un rango de dominio compartido con otros tipos de hemiplejias adyacente. La figura 3 muestra este modelo difuso que cuantifica el grado de pertenencia para una entrada dada (12, 17).

La característica más apreciable de las funciones de membresía mostradas en la figura 4 es el solapamiento existente entre ellas (8). En el caso del indicador contacto inicial en tobillo, la función de membresía tipo 3 es muy selectiva dado que la base de su triángulo es más reducida, se observa también que la función del tipo 4 solapa todos los demás tipos de hemiplejia. Los indicadores apoyo medio en tobillo y apoyo terminal en rodilla, tienen funciones con base más amplia que permite mayor rango de selección de momentos de fuerza articular.

Al evaluar el momento de fuerza articular de un paciente en cualquiera de las funciones de membresía de los indicadores obtenidos, se tendrá un grado de ponderación entre 0 y 1. Mientras más cercano a 1 sea el valor ponderado, mayor es su pertenencia a un determinado tipo de hemiplejia. Al incrementarse esta pertenencia a un específico tipo

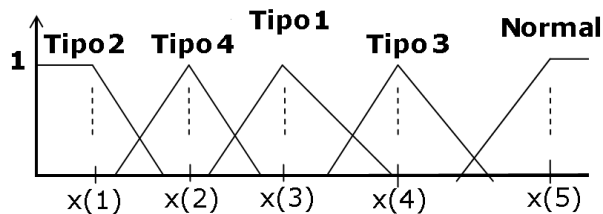


Figura 3. Funciones de membresías.

hemipléjico, la membresía a los demás tipo adyacentes disminuye.

Algoritmo de Clasificación. Siguiendo la metodología de clasificación utilizada por los especialistas al analizar los registros cinemáticos desde distal a proximal, se construye el algoritmo de la figura 5. En este caso los indicadores corresponden a los rangos de los momentos cinéticos en tobillo y rodilla.

La figura 6 muestra la validación de los resultados con el 25% de los registros, se evalúa los momentos de fuerza articular promediado de los registros de los pacientes sobre las funciones de membresía de los indicadores. Los grados de pertenencias son pesos representados en porcentajes que expresa en forma difusa la pertenencia a determinado tipo hemipléjico.

Validación. El 25% de los registros es utilizado para validar el modelo. Cada uno de los pacientes es un registro individual al que se evalúa su valor promediado del momento cinético sobre las funciones de membresía de los indicadores en tobillo y rodilla.

Como se muestra en la figura 6, el criterio en la toma de decisión para decidir que un registro de un paciente pertenece a un tipo hemipléjico es si al menos dos de los tres indicadores tienen el mismo tipo hemipléjico. Es ideal cuando el modelo coincide con el mismo tipo hemipléjico en los tres indicadores. El modelo es imposible para clasificar cuando los tres indicadores difieren en el tipo de hemiplejia.

El término conocido como verdaderos positivos es el número de instancias o casos clasificados dentro de una clase a la que realmente pertenece. La expresión falso negativo se refiere a aquellas instancias o casos clasificados dentro de una clase a la que no pertenece. La sensibilidad es la probabilidad de clasificar correctamente una instancia y se le conoce como la tasa de verdaderos positivos (12, 17).

El modelo muestra un 83,33% de sensibilidad para detectar y clasificar correctamente los pacientes tipo 1, 75% para el tipo 2, 62,5% para el tipo 3 y para el tipo 4 se obtiene una sensibilidad de 85,7%.

Discusión

Los grupos hemipléjicos tipos 1 y tipo 2 requieren ser clasificados considerando sólo los patrones cinemáticos en el plano sagital. La hemiplejia tipo 3 y 4 deben ser clasificados complementando las características cinemáticas y cinéticas. Aquellos casos que resultaron imposibles de clasificar requieren ser complementados con el método tradicional de

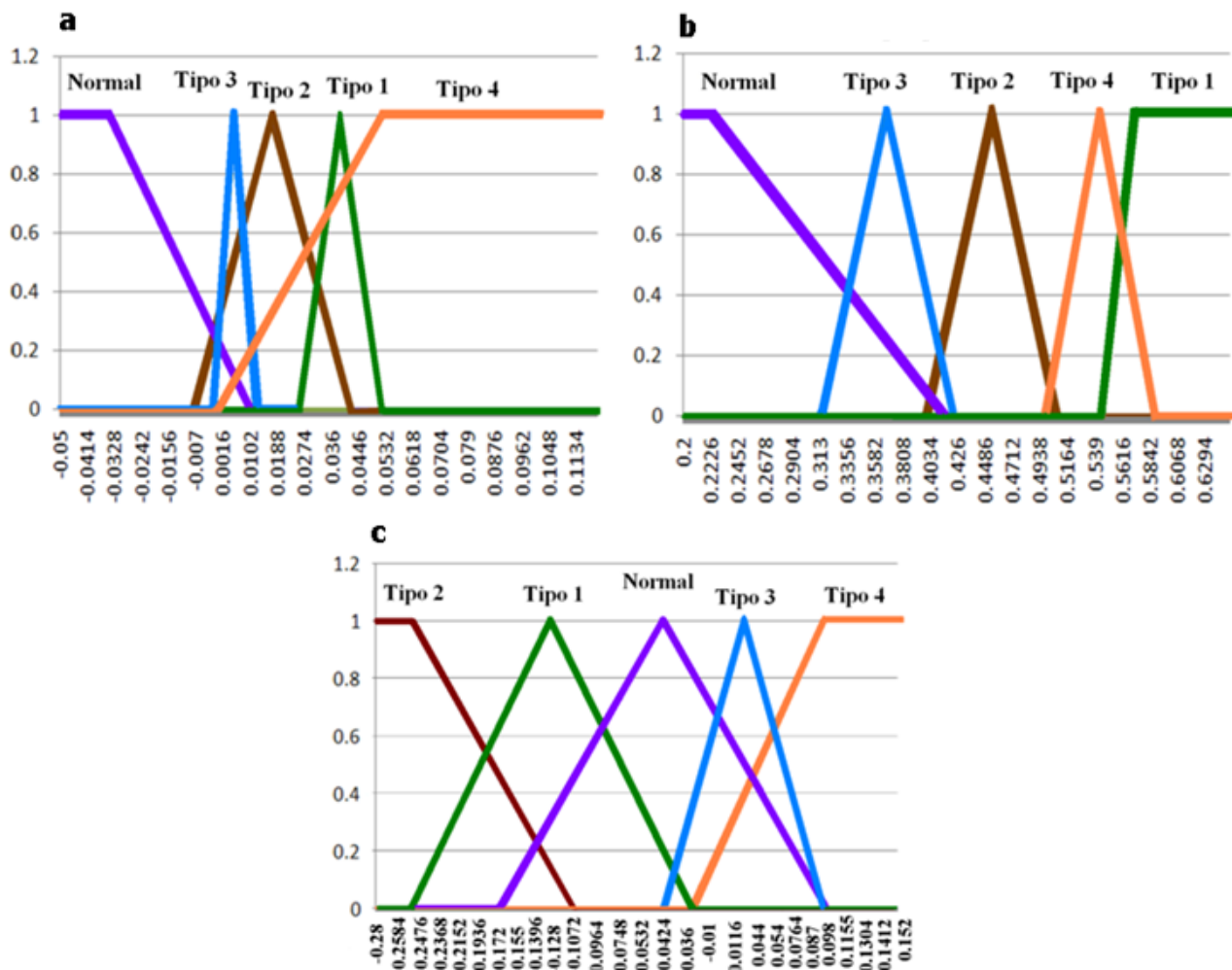


Figura 4. Funciones de membresías de los indicadores. **(4a):** Contacto inicial en tobillo. **(4b):** Apoyo medio en tobillo. **(4c):** Apoyo terminal en rodilla.

clasificación cinemática. Si aun así se obtienen resultados imposibles de clasificar, es posible crear un nuevo patrón donde guardar todos esos registros imposibles de clasificar. Aunque esta investigación pretende determinar indicadores cinéticos, modelarlos a través de funciones de membresía y validarlos, no descarta para futuras investigaciones integrar los registros cinéticos y cinemáticos.

Se destaca la facilidad de entender para un especialista, por ejemplo al valorar los datos del momento articular del tobillo sobre la función de membresía de los indicadores: contacto inicial y apoyo medio, se experimenta respectivamente un 84% y 65% de pertenencia al tipo 4 de los grupos hemipléjicos. Mientras, en apoyo terminal el momento articular de rodilla estima un 87% de pertenencia al tipo 4. En este caso, la toma de decisión para categorizar los datos del momento articular de un paciente en específico, se

fundamenta en que todos o la mayor cantidad de indicadores tengan mayor grado de pertenencia en uno de los cuatro tipos de hemiplejia.

El tema abordado es nuevo e importante y representa un apoyo para el diagnóstico de los pacientes hemipléjicos, la clasificación tradicional se fundamenta en el análisis de los registros cinemáticos, convenida en la propuesta de Gage (1991) y Winters et al, 1987, cuya técnica no es apropiada para diferenciar entre los grupos hemipléjicos tipo 3 y 4.

Esta investigación ofrece una nueva aplicación de la lógica difusa en el análisis de indicadores cinéticos de pacientes hemipléjicos, donde la natural incertidumbre de los datos imprecisos, pueden ser expresados a través de un sencillo lenguaje, fácil de entender por los especialistas.

Esta metodología permite abordar los problemas asociados a la variabilidad de los datos, la

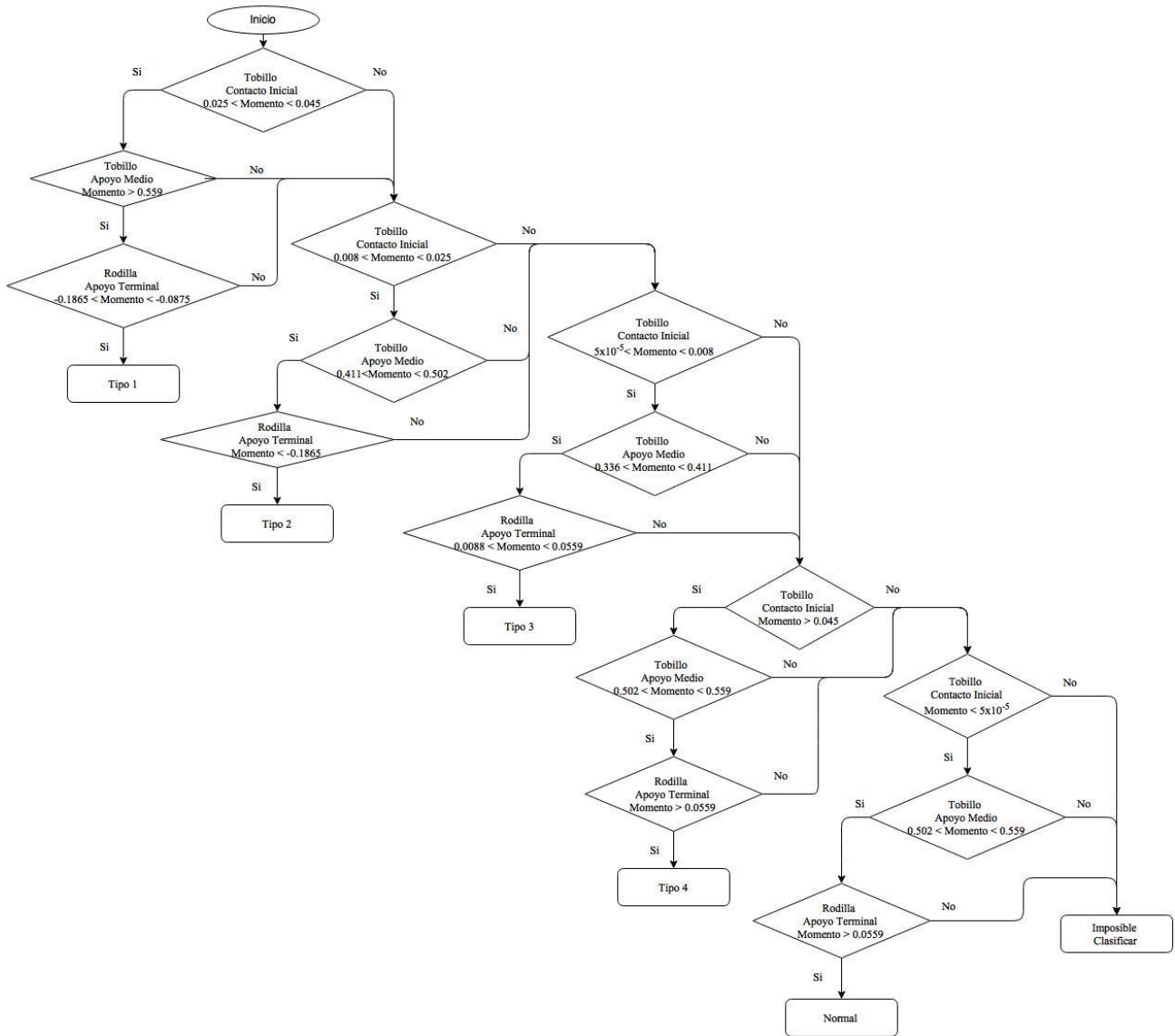


Figura 5. Algoritmo de clasificación con los indicadores cinéticos en tobillo y rodilla.

inexactitud para clasificar. Si bien es necesario abordar detalles como el tamaño muestral y robustecer la técnica de validación, la sensibilidad indica que los grados de membresía ofrecen muy buenos resultados para la clasificación hemipléjica.

Se recomienda para estudios futuros, aplicar técnicas estadísticas que reduzcan el sesgo y permita mejorar la validación de los resultados obtenidos en esta investigación. Se sugiere incrementar el número de pacientes, pero es necesario definir el tamaño de la muestra y determinar un estimador asintóticamente insesgado, el cual, indique que la muestra es

representativa. Los resultados obtenidos de la clasificación mejorarían si se integran las características difusas de los registros cinéticos y cinemáticos, electromiografía dinámica y consumo energético de los pacientes.

Una variante significativa es verificar la migración de un paciente de un grupo hemipléjico a otro, luego de recibir tratamiento ortopédico o quirúrgico. También extender el modelo propuesto en este trabajo al miembro no afectado por la hemiplejia, con la finalidad de evaluar los movimientos compensatorios.

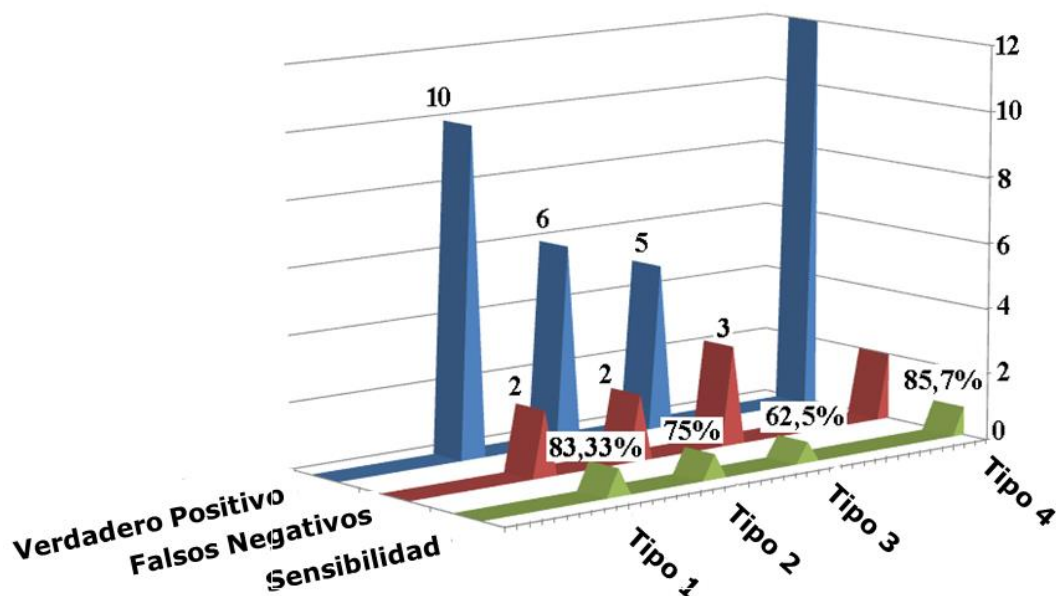


Figura 6. Resultado de la clasificación.

Se sugiere optimizar el proceso de validación con el 25% de la muestra. Otra mejora en la validación es utilizar los registros cinéticos de nuevos pacientes y evaluar si son correctamente clasificados con esta metodología.

La validación cuantifica la sensibilidad que tiene un indicador para clasificar, dependiendo de la capacidad de acertar correctamente el tipo de hemiplejía. Lo que implica realizar un apropiado diagnóstico y por ende garantizar la adecuada evolución al tratamiento.

El lenguaje típico y términos cómodos de los indicadores, permiten extrapolar esta metodología a nuevos registros. Esta investigación proporciona indicadores objetivos, con mínima incertidumbre para clasificar acertadamente.

Agradecimientos

El autor hace reconocimiento al Doctor Carlos Prato, jefe de la unidad de Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil, Caracas, Venezuela. Agradece a todo el personal de médicos traumatólogos, fisioterapeutas e ingenieros biomédicos que colaboraron desinteresadamente en esta investigación.

Gratitud a la Profesora Ana Aguilera de la Universidad de Carabobo, por su valioso aporte en la traducción del resumen. El autor firmante confirma que este manuscrito es original y no ha sido publicado en ningún otro órgano de divulgación.

Referencias

- Gage JR. Gait Analysis in Cerebral Palsy. 1st Ed. New York: MacKeith Press, 1991.
- Padilla U. Classification of hemiplegic gait using kinetic data on ankle. *Adv Biomed Health Sci.* 2013; 2: 37-44. [\[Google Scholar\]](#)
- Dobson F, Morris M, Baker R, Graham HK. Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review. *Gait Post.* 2007; 25: 140-52. [\[PubMed\]](#) [\[Google Scholar\]](#)
- Aguilera A, Subero A. A Coordination Model for Medical Diagnosis. *Int J Appl Biomed Eng.* 2009; 2: 60-8. [\[Google Scholar\]](#)
- Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:1878-84. [\[PubMed\]](#) [\[Google Scholar\]](#)
- Winters TF Jr, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am.* 1987; 69: 437-41. [\[PubMed\]](#) [\[Google Scholar\]](#)
- Padilla UR. Fuzzy Classification of Hemiplegic Gait Using Kinematic Indicators in Knee. In: VI Latin American Congress on Biomedical Engineering. Paraná, Argentina: Springer International Publishing; 2014. p. 596-9. [\[Google Scholar\]](#)
- Padilla U. Dedución de indicadores que permite clasificar objetivamente la marcha hemipléjica espástica. *Interciencia.* 2014; 39: 91-100. [\[Google Scholar\]](#)
- Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children. *J Pediatr*

- Orthop. 2007; 27: 758-64. [[PubMed](#)] [[Google Scholar](#)]
10. Aguilera A, Subero A. Modelos de clasificación en marcha patológica usando árboles de regresión logística. *Multiciencias*. 2011; 11: 310-8. [[Google Scholar](#)]
 11. Contreras F, Juárez F. Efecto del incremento en el número de señales de biofeedback-EMG sobre el control muscular en la hemiplejía. *RIPCS*. 2003; 3: 301-12. [[Google Scholar](#)]
 12. Aguilera A, Cala L, Viloria N. Aplicación de Apoyo al Diagnóstico en Marcha Patológica mediante Análisis Cinético. Caso de Estudio: Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil. *Faraute de ciencias y tecnología*. 2011; 6: 1-12.
 13. Aguilera A, Cala L, Subero A. Modelo basado en mataclasificadores para diagnóstico en marcha mediante análisis cinético. *Revista Ingeniería UC*, 2010; 17: 7-16. [[Google Scholar](#)]
 14. Watelain E. Proposition d'une methodology d'analyse du mouvement: application a la marche du sujet hemiplegique. [Thèse Docteur]. Lille: Université de Droit et Santé de Lille 2. Faculté des Sciences du sport et de l'Education Physique; 1999. [[Google Scholar](#)]
 15. Armand S, Watelain E, Roux E, Mercier M, Lepoutre L. Extraction of knowledge for movement analysis data example in clinical gait analysis. In: ISB XXth Congress, ASB 29th Annual Meeting. Cleveland, Ohio: The Cleveland Clinic Foundation; 2006. p. 561. [[Google Scholar](#)]
 16. Viloria N, Díaz M, Bueno A, Quiroz A, Vallés F, Bravo R. Clasificación Electromiográfica de Hemipléjicos Espásticos con Marcha Patológica en LabVIEW. In: II Congreso Venezolano de Bioingeniería. Mérida, Venezuela: GIUBULA Universidad de Los Andes; 2004. p. 373-80.
 17. Padilla UR. Clasificación difusa de la marcha hemipléjica utilizando indicadores cinemáticos en pelvis. *Avan Biomed*. 2015; 4, 19-26. [[Google Scholar](#)]
 18. Vicon.Gait analysis [internet]. 2010 [cited 2015]. Available from: www.vicon.com
 19. Davis R, Öunpuu S, DeLuca P. Clinical Gait Analysis Interpretation: An Approach and Proposed Enhancement. In: 19th International Conference. Chicago, USA: IEEE/EMBS; 1997. p. 124-32.
 20. Davis R, Öunpuu S, DeLuca P, Romness M. Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making. *Medscape Orthopaedics & Sports Medicine*. 2002. [[Google Scholar](#)]
 21. Rodriguez R, Goncalves M, Tineo L. Formal method to implement fuzzy requirements. *Dyna-Colombia*. 2012; 173: 15-24.
 22. McDowell B, Kerr C, Connor K, Salazar J, Cosgrove A. The validity of an existing gait classification system when applied to a representative population of children with hemiplegia. *Gait Posture*. 2008; 28: 442-7. [[PubMed](#)] [[Google Scholar](#)]
 23. Fuzzy Logic Website [internet]. 2010 [cited 2015]. Available from: www.cs.cmu.edu

Como citar este artículo:

Padilla-Liendo UR. Análisis cinético de indicadores difusos en tobillo y rodilla para clasificar la marcha hemipléjica espática utilizando diagrama de flujo. *Avan Biomed* 2016; 5: 66-75.