

UNA METODOLOGÍA PARA LA INTERPRETACIÓN CUANTITATIVA DE LA CINEMÁTICA DEL CICLO DE MARCHA.

Cacoq Junot¹, Carlos Díaz Novo², Larisa Zamora Matamoros³
Universidad de Oriente¹⁻³, Centro de Biofísica Medica², Cuba

RESUMEN

La locomoción de los seres humanos incluye secuencias complejas de movimientos, que difícilmente se captan y comprenden sin herramientas específicas. El problema se complica aún más cuando existen alteraciones de los movimientos. El entendimiento claro de las desviaciones de los patrones normales de marcha es crucial para poder brindar un tratamiento adecuado. En el trabajo se presenta el diseño e implementación de una metodología para la interpretación cuantitativa de la cinemática del ciclo de marcha. Dicha metodología contempla el análisis de los desplazamientos articulares, en el plano Sagital, de las tres articulaciones fundamentales enroladas en la locomoción humana, la cadera, la rodilla y el tobillo, a partir de registros de marchas obtenidos en pacientes sanos y enfermos.

Las técnicas empleadas para el análisis de los datos fueron: el Método de los Mínimos Cuadrados, para la estimación de parámetros y el acondicionamiento de los vectores de datos, la técnica Bootstrap, para la construcción de Bandas Confidenciales y de Predicción, y el Método de los Trapecios, para la determinación de un índice de disfunción, el cual sirve para evaluar el grado de normalidad de la marcha en el paciente.

La metodología permite, partiendo del cálculo del índice de disfunción, diferenciar los pacientes enfermos de los sanos. Dicha metodología posee un 84% de cobertura, de un supuesto de 90% reportado en la literatura.

Palabra claves: Bootstrap, Banda de Predicción, Banda Confidencial, Cinemática, Ciclo de marcha.

INTRODUCCIÓN

La marcha bípeda es uno de los movimientos principales del ser humano que ha determinado su predominio como especie, la misma ha sido tema de observación y estudio durante muchos años. Es una compleja interacción de fuerzas activas y pasivas que actúan sobre las articulaciones y los segmentos corporales de los seres vivos.

Los trabajos iniciados por E. J. Marey y E. Muybrigde en 1873 establecieron el punto de partida para los estudios cinemáticos. El desarrollo científico de este campo influyó en los estudios realizados por Saunders (1953), Sutherland (1988), Perry (1992) y otros, quienes realizan una descripción cualitativa del movimiento, sin la utilización de datos numéricos, con el consiguiente inconveniente del alto grado de subjetividad. El ojo humano capta imágenes que se mueven a una velocidad de 1/6 de segundo, por lo tanto, los eventos que suceden en el ciclo de la marcha a mayor velocidad no pueden ser registrados por el examinador, debido a que muchas actividades suceden simultáneamente en diferentes articulaciones y el sistema visual sólo logra percibir un evento al mismo tiempo. Aún si el examen se repitiese varias veces se pueden escapar muchas anomalías. Por otra parte, las compensaciones que el paciente realiza para solucionar problemas primarios pueden estar disimuladas durante la inspección visual del especialista, dando lugar a la aplicación de tratamientos incorrectos.

Por las razones antes expuestas surge la necesidad de realizar estudios cuantitativos de la marcha. Los trastornos neurofisiológicos, junto a otras patologías, son fuentes de serias disfunciones motoras del cuerpo humano que traen como resultado una disminución considerable de la eficiencia metabólica durante la realización de los movimientos. Estas disfunciones son evaluadas a través de la observación instrumentada

Email: ¹cacovich10@yahoo.es

²cdiaznovo@yahoo.es

³larisa@csd.uo.edu.cu

(videografía) de las actividades físicas diarias como la marcha, sentarse-pararse, acostarse, comer, entre otras.

El presente trabajo se centra en el estudio biomecánico cuantitativo de la marcha patológica, para ser utilizado de forma indirecta en el tratamiento de enfermedades neurológicas. Se propone una metodología para la interpretación cuantitativa de la cinemática del ciclo de marcha, que permite clasificar la marcha de un paciente en normal o patológica, la cual contempla el análisis de los desplazamientos de tres articulaciones: la cadera, la rodilla y el tobillo, partiendo de los registros del desplazamiento angular de dichas articulaciones, obtenidos en pacientes sanos y enfermos.

DESARROLLO

1. OBTENCIÓN DE LOS REGISTROS

Los registros del desplazamiento angular de las articulaciones objeto de estudio en pacientes sanos y enfermos (Ver Fig. 1), se obtienen en un laboratorio de marcha equipado con un sistema de videografía compuesto por tres cámaras de video digital, modelo Zr 95 de la firma Canon, equipadas con un lente de 25mm. Las cámaras de video son conectas a una computadora mediante el protocolo de comunicación IEEE 1394.

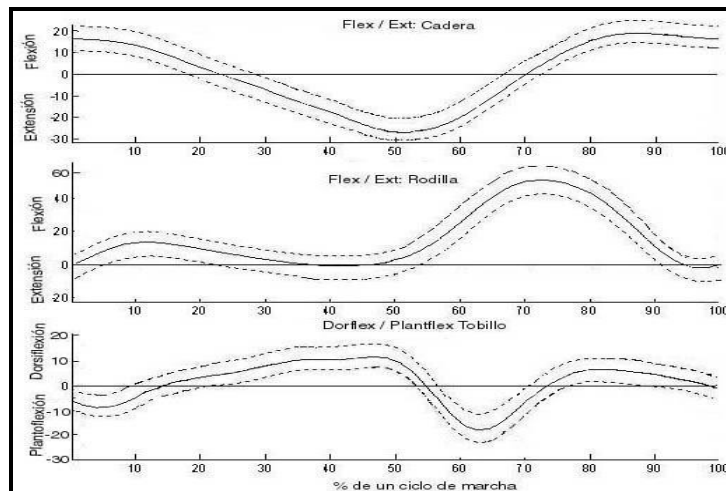


Fig 1 Registros de patrones normales de los rangos articulares del desplazamiento en la cadera, la rodilla y el tobillo.

El pre-procesamiento, cálculo y filtrado de los desplazamientos articulares del tobillo, la rodilla y la cadera en el plano Sagital, fueron obtenidos con la aplicación del software Hu-m-an de HMA Technology Inc [1] (Ver Fig. 2). Se trabajó con la frecuencia de cuadros correspondiente a la norma utilizada (30c/s) y una razón de obturación de (1/500)s. Para la recolección de los registros cinemáticos, a los sujetos les fueron fijados al cuerpo, con la ayuda de cintas de Velcro, marcadores esféricos de 2cm de diámetro, recubiertos con material reflexivo Scotchlite TM 8910 gris plata.

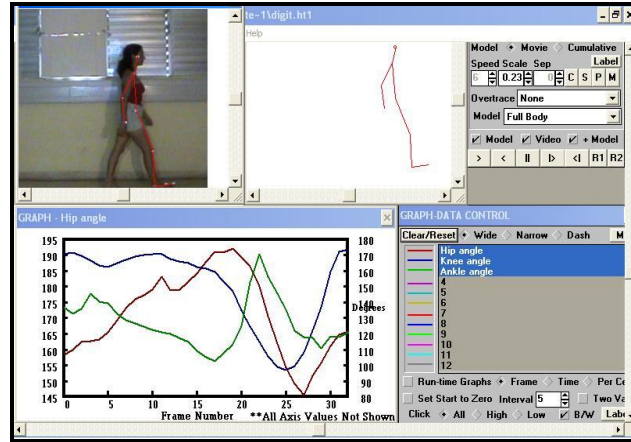


Fig. 2: Salida del software Hu –m - an

El análisis de los movimientos de la locomoción se basa en el estudio de registros continuos de parámetros y debido a la variabilidad inter e intra individuos, los mismos requieren ser homogenizados en cuanto a su dimensión. Adicionalmente, los métodos estadísticos para el procesamiento e interpretación de las observaciones puntuales de las variables discretas resultan inadecuados y poco consistentes para la evaluación de estos registros.

Por lo expresado anteriormente, resulta necesario no solamente estimar una función que mejor se ajuste a la descripción del fenómeno estudiado, mediante la aplicación del Método de los Mínimos Cuadrados, sino que también se requieren determinar bandas confidenciales y/o de predicción, para lo cual se emplea el método Bootstrap.

El ajuste y determinación de las bandas confidenciales y/o de predicción le permitirán al especialista arribar a conclusiones basadas únicamente en una valoración visual de las mismas, por lo que resulta imprescindible extraer de estas bandas índices normalizados entre individuos sanos y patológicos, que permitan, objetivamente, evaluar el grado de disfunción que presenta el paciente, para lo cual se emplea, como herramienta matemática, el método de los trapecios.

2. MODELIZACIÓN DE LA MARCHA Y ESTIMACIÓN DE LOS PARÁMETROS

Como la marcha es una actividad periódica, puede ser modelada mediante la serie de Fourier [2] con 6 armónicos:

$$f(t) = \alpha_0 + \sum_{j=1}^6 \left[\beta_j \cos(2\pi j t) + \gamma_j \sin(2\pi j t) \right] \quad 0 \leq t \leq 1 \quad (1)$$

En la practica se registran los valores de la función f en varios instantes de tiempos, los cuales denotaremos por $t_i = \frac{i}{M}$, $i = 0, \dots, M-1$, siendo M la cantidad de puntos observados dentro de un ciclo de marcha¹. Según la variabilidad y el tipo de instrumento utilizado obtendremos registros, para una misma persona, de tamaños diferentes.

En forma matricial (1) puede escribirse como:

¹ Un **ciclo de marcha** comienza cuando el un pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie.

$$f(t) = l(t)W$$

donde:

$$W = (\alpha_0, \alpha_1, \dots, \alpha_6, \beta_1, \dots, \beta_6)$$

$$l(t) = (1, \cos(2\pi t), \dots, \cos(2\pi t), \sin(2\pi t), \dots, \sin(2\pi t))$$

En (1) los coeficientes de Fourier son desconocidos y para su estimación se emplea el método de los Mínimos Cuadrados, a partir de n registros observados en n pacientes.

Denotaremos al vector de los parámetros estimados en el paciente k -ésimo por:

$$\hat{W}_k = (\hat{\alpha}_{k0}, \hat{\alpha}_{k1}, \dots, \hat{\alpha}_{k6}, \hat{\beta}_{k1}, \dots, \hat{\beta}_{k6}) \quad (2)$$

Una vez obtenidas las estimaciones de los parámetros se pasa al acondicionamiento estadístico de los registros, resolviendo el problema de dimensiones diferentes, llevándolos todos a una dimensión común, que denotaremos por T . Para realizar este acondicionamiento se aplica el método de los Mínimos Cuadrados, mediante el cual se obtiene una estimación de los parámetros de la serie (1) y luego por extrapolación se lleva el registro de datos de cada paciente a una dimensión fijada por el investigador.

3. CONSTRUCCIÓN DE LAS BANDAS CONFIDENCIALES Y DE PREDICCIÓN

En un sujeto podemos encontrar que existe cierta variabilidad en sus registros (variabilidad inter-sujeto), la cual puede estar determinada por su propia patología, por variaciones naturales y por la propia edad. Pero también se observa una variabilidad con respecto a otros individuos (variabilidad intra-sujeto), que puede deberse al método de recolección de los registros, al medio o por el instrumento de medición empleado.

Los datos analizados en un estudio de la marcha consisten de curvas continuas de datos expresadas como una función del porcentaje del ciclo de marcha, por lo que necesitan ser manejados usando métodos diferentes a los tradicionalmente empleados para datos que consisten de una simple observación. Los métodos estadísticos apropiados para el análisis de datos numéricos puntuales, como la construcción de intervalos confidenciales, son inadecuados cuando se aplican a curvas continuas de datos de marcha. Para estas curvas, el análogo de los intervalos confidenciales son las bandas de predicción, las cuales contienen, con una probabilidad prefijada, una nueva curva extraída de la misma población que las curvas muestreadas. Las bandas de predicción se pueden usar para clasificar nuevos sujetos como pertenecientes o no a la misma población de la cual las curvas muestreadas fueron extraídas.

Un método muy usual para construir las bandas de predicción es aplicar la teoría de Gauss a los datos univariados obtenidos en cada porcentaje del ciclo de marcha y determinar un intervalo de predicción para los datos en cada posición planteada. En este análisis, el conjunto de los intervalos de predicción separados punto por punto es usado como banda de predicción. Las bandas confidenciales son obtenidas de una forma similar. Este método de análisis ignora el hecho de que varios puntos están siendo considerados simultáneamente cuando una curva entera es investigada. Si se desean analizar pocos puntos del ciclo de marcha, la corrección de Bonferroni [8] puede ser aplicada a los intervalos punto a punto obtenidos, para dar la cobertura de la banda resultante. Desafortunadamente esta corrección amplía los límites de los intervalos a medida que el número de puntos, en los cuales se desea construir simultáneamente los intervalos de predicción, se incrementa. Con datos que abarcan el ciclo completo de la marcha, al menos 100 puntos, los límites determinados por el método de Bonferroni resultan en una evaluación extremadamente conservativa.

La metodología Bootstrap es una técnica intensiva computacionalmente, empleada para construir bandas que proporcionen la cobertura deseada, basándose en curvas continuas como las que se presentan en los estudios de la marcha. En [5] se pueden encontrar detalles de esta metodología.

Partiendo de la información suministrada por los n registros, se determina una estimación de la verdadera curva poblacional, esto es,

$$\hat{f}(t) = l(t)\overline{W}, \quad (3)$$

donde :

$$\overline{W} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \hat{W}_k$$

con una variabilidad estimada caracterizada a través de la desviación estándar,

$$\hat{\sigma}_{\hat{f}} = \sqrt{l(t)\hat{\Sigma}_w l(t)^T} \quad (4)$$

siendo: $\hat{\Sigma}_w = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (\hat{W}_k - \overline{W})(\hat{W}_k - \overline{W})^T$ la matriz de varianzas y covarianzas del vector aleatorio \hat{W} que toma valores \hat{W}_k .

Para construir las bandas basta determinar el percentil de la distribución de $\hat{f}(t)$, con lo que obtendríamos:

$$\hat{f}(t) + \left(\left[\frac{\alpha}{2} \right] \text{percentil} \right) * \hat{\sigma}_{\hat{f}} \leq f(t) \leq \hat{f}(t) + \left(\left[1 - \frac{\alpha}{2} \right] \text{percentil} \right) * \hat{\sigma}_{\hat{f}}$$

encontrándose la dificultad de no conocer la distribución que sigue $\hat{f}(t)$. Para resolver este problema se emplea la metodología Bootstrap [8].

3.1 CONSTRUCCIÓN DE LA BANDA CONFIDENCIAL

Para la construcción de esta banda se necesita determinar el valor de C_c tal que:

$$P \left\{ \max_t \left(\frac{|\hat{f}(t) - f(t)|}{\hat{\sigma}_{\hat{f}}} \right) \leq C_c \right\} = 1 - \alpha \quad (5)$$

Lo cual significa que la probabilidad de que la función real que describe la marcha caiga en el intervalo $\hat{f}(t) \pm C_c * \hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)$ es igual a $1 - \alpha$.

A continuación se describen los pasos a seguir para determinar C_c :

1. Se generan B muestras Bootstrap, que para el caso analizado dará como resultado B matrices de ordenes $[n \times T]$, n curvas, cada una de longitud T.
2. Para cada muestra generada se calcula \hat{f}^b y $\hat{\sigma}_{\hat{f}}^b$, según las expresiones (3) y (4), con $b = 1, \dots, B$.
3. Se calcula:

$$R^b = \max_t \left\{ \frac{|\hat{f}^b(t) - \hat{f}(t)|}{\hat{\sigma}_{\hat{f}^b(t)}} \right\}$$

y se estima la distribución empírica de R^b ,

$$\hat{F}_{R^b} = \frac{1}{B} \sum_{b=1}^B \left(\max_t \left\{ \frac{|\hat{f}^b(t) - \hat{f}(t)|}{\hat{\sigma}_{\hat{f}^b(t)}} \right\} \leq C_c \right) \quad (6)$$

Ordenando de forma ascendente los valores que puede tomar R^b , esto es, $R^{(1)} \leq R^{(2)} \leq \dots \leq R^{(B)}$ se obtiene:

$$\hat{F}_{R^b} = \frac{\# \{R^b \leq R^{(l)}\}}{B} = \frac{l}{B},$$

por lo tanto $C_c = R^{(l)}$ con $\frac{l}{B} = 1 - \alpha$, a partir de lo cual se obtiene que:

$$l = B(1 - \alpha) + 1.$$

3.2 CONSTRUCCIÓN DE LA BANDA DE PREDICCIÓN

Dada una nueva curva, que denotaremos por f_{n+1} , perteneciente a la familia de curvas descrita por (1) y un nivel de confiabilidad del $(1 - \alpha) \times 100\%$, se debe elegir una constante C_p tal que:

$$P \left\{ \max_t \left(\frac{|\hat{f}_{n+1}(t) - \hat{f}(t)|}{\hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)} \right) \leq C_p \right\} = 1 - \alpha \quad (7)$$

con lo cual se obtendría que $\hat{f} \pm C_p * \hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)$ es una banda de predicción de tamaño $1 - \alpha$ para la nueva curva.

Para calcular C_p se aplica el mismo procedimiento empleado en la construcción de la banda confidencial, con pequeños ajustes, esto es, se calcula:

$$R_k^b = \max_t \left\{ \frac{|\hat{f}_k(t) - \hat{f}^b(t)|}{\hat{\sigma}_{\hat{f}^b(t)}} \right\} \text{ con } k = 1, \dots, n \text{ y } b = 1, \dots, B,$$

y se estima la distribución empírica de R_k^b ,

$$\hat{F}_{R_k^b} = \frac{1}{B} \sum_{b=1}^B \left[\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \left(\max_t \left\{ \frac{|\hat{f}_k(t) - \hat{f}^b(t)|}{\hat{\sigma}_{\hat{f}^b(t)}} \right\} \leq C_p \right) \right]$$

Ordenando los valores R_k^b de menor a mayor, esto es,

$$R^{(1)} \leq R^{(2)} \leq \dots \leq R^{(nB)}, \quad (8)$$

se obtiene que:

$$\hat{F}_{R_k^b} = \frac{\# \{R_k^b \leq R^{(l)}\}}{nB} = \frac{l}{nB}$$

luego: $C_p = R^C$, siendo $I = nB \left(\frac{1}{n} - \alpha \right) + 1$.

4. CONSTRUCCIÓN DEL ÍNDICE DE DISFUNCIÓN

Una vez determinadas las bandas de predicción y confidenciales, surge la necesidad de disponer de un índice que permita evaluar el grado de disfunción que presenta el paciente. En el trabajo se propone considerar el siguiente índice de disfunción:

$$I = \frac{\text{Área I}}{\text{Área II}} \quad (9)$$

donde:

Área I: representa el área de la zona de intersección entre la banda confidencial de un paciente y la banda de predicción de pacientes sanos (banda patrón o control).

Área II: área que representa la banda confidencial del paciente.

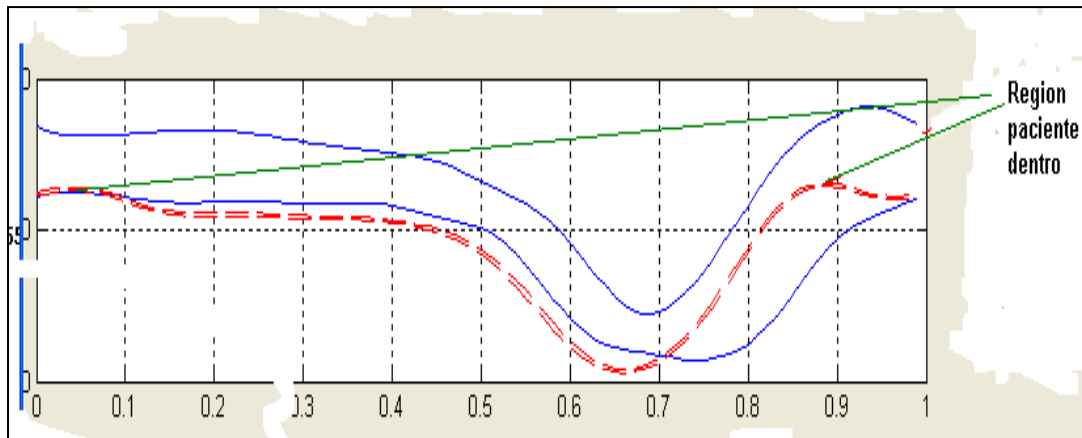


Fig 3 Banda confidencial de un paciente y banda de predicción normal.

Para calcular el área de la zona de intersección, se aplica el siguiente procedimiento:

✓ Denotemos por $Y_{t_j}^{cs}$ y $Y_{t_j}^{ci}$ los valores de las funciones $\hat{f}(t) + C_c * \hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)$ (curva superior de la banda confidencial del paciente analizado) y $\hat{f}(t) - C_c * \hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)$ (curva inferior de la banda confidencial del paciente analizado) y por $Y_{t_j}^{ps}$ y $Y_{t_j}^{pi}$ los valores de las funciones $\hat{f}(t) + C_p * \hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)$ (curva superior de la banda de predicción) y $\hat{f}(t) - C_p * \hat{\sigma}_{\hat{f}}(t)$ (curva inferior de la banda de predicción), evaluadas todas en los instantes de tiempo t_i , con $i = 0, 1, \dots, T-1$.

- ✓ Se analiza la primera observación de la curva superior de la banda confidencial, esto es $Y_{t_1}^{cs}$, si este valor cae dentro de la banda de predicción, es decir, si $Y_{t_1}^{pi} \leq Y_{t_1}^{cs} \leq Y_{t_1}^{ps}$ se almacena el valor $Y_{t_1}^{cs}$, en caso contrario se escoge el valor $Y_{t_1}^{pi}$ o $Y_{t_1}^{ps}$, más próximo a $Y_{t_1}^{cs}$.
- ✓ Ese procedimiento se repite para el ciclo completo ($i=1, \dots, T-1$) y para las dos curvas que definen la banda confidencial.
- ✓ Una vez culminado este proceso se dispondrá de dos conjuntos de puntos. Se aplica entonces el método de los trapecios para determinar el área bajo la curva determinada por estos conjuntos de puntos, considerando el intervalo de integración dividido en T partes iguales, mediante los puntos

t_1, t_2, \dots, t_{T-1} , espaciados a una distancia $h = \frac{1}{T}$. Calculadas las áreas determinadas por los dos conjuntos de puntos, mediante sustracción conveniente de las mismas, se determina el valor de Área I.

- ✓ El Área II es el área bajo la curva, considerando los conjuntos de puntos $\{x_{t_j}^{ci}\}_{j=1}^T$ y $\{x_{t_j}^{es}\}_{j=1}^T$ utilizando el método de los trapezios.

5. IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE LA METODOLOGÍA

La metodología descrita ha sido implementada en MatLab 7.0. En la figura 4 se muestra un ejemplo de salida de la misma. Para la determinación de la banda confidencial y de predicción se trabajó con una probabilidad de cobertura de 0,90.

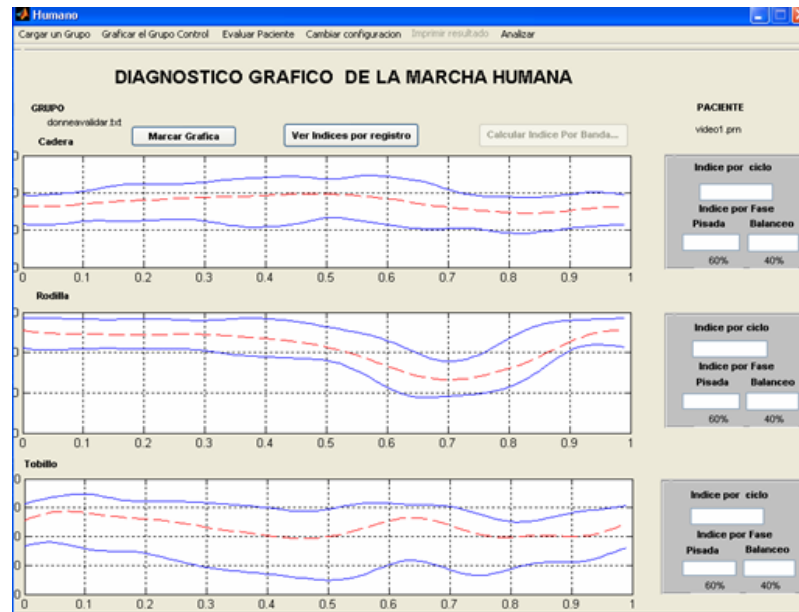


Fig. 4 Ejemplo de salida del sistema.

En las figuras 5 y 6 se muestran ejemplos del cálculo del índice de disfunción a través del software.

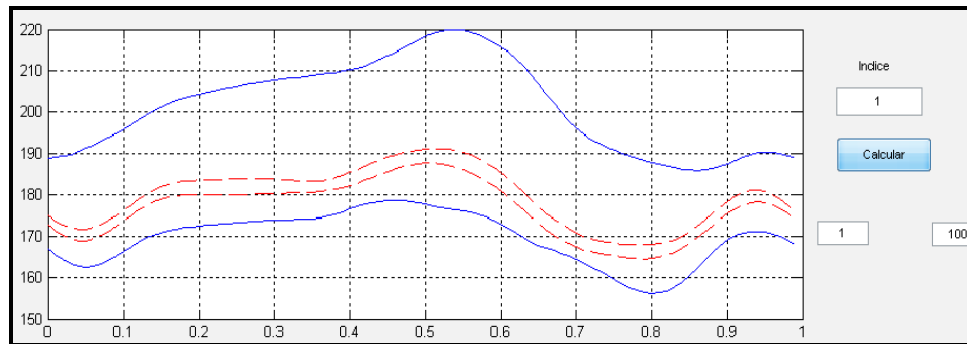


Fig. 5: Ejemplo del cálculo del índice de disfunción de un paciente sano.

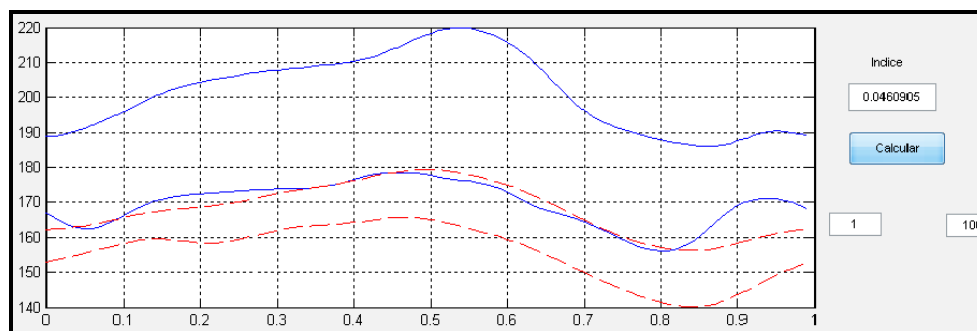


Fig. 6: Ejemplo del cálculo del índice de disfunción de un paciente patológico.

Para la validación de las bandas de predicción obtenidas se empleó el método de validación cruzada, obteniéndose un 84% de cobertura.

CONCLUSIONES

En el trabajo se presenta una metodología para la interpretación cuantitativa de los desplazamientos angulares correspondientes a los movimientos intra-articulares que se originan durante un ciclo de marcha, la misma permite confeccionar bandas de predicciones para clasificar la marcha de un paciente en normal o patológica, confeccionar bandas confidenciales, para estudiar la variabilidad presente en una serie de registros de un paciente. Por último se presenta un índice de disfunción que permite evaluar el grado de disfunción que presenta el paciente. Dicha metodología ha sido implementada como una herramienta computacional en MatLab 7.0.

REFERENCIAS

- [1] Álvarez, M. B., (2004), Matemática Numérica, Vol. 1. Editorial Felix Valera.
- [2] Begg, R., Wytych, R., Major, R. (1989), Instrumentation used in clinical gait studies: a review. J. Med. Eng. Technol, No. 5:13-290.
- [3] Cacoq, J. (2005), Un sistema para el análisis de la marcha humana. Trabajo de investigación del tercer año de la carrera, Departamento de Matemática, Facultad de Matemática y Computación, Universidad de Oriente.
- [4] Cacoq, J. (2007), Diseño e implementación de una metodología para la interpretación de la cinemática del ciclo de marcha. Trabajo de Diploma, Departamento de Matemática, Facultad de Matemática y Computación, Universidad de Oriente.
- [5] Carol, L. O., Malouin, F. M., Dumas, F., Tardif, D. (1995), Gait velocity as an outcome measurement of locomotor recovery after Stroke pp 355-364.
- [6] Craik, I. R., Otis, I. C. (1995), Gait Analysis Theory and Applications of Gait. 1ra edición Mosby, pp. 376-387.
- [7] Gil, F. J., (2003), Aplicación del método bootstrap al contraste de hipótesis en la investigación educativa, Revista de Educación, No. 336, 2003, pp. 251-265. www.revistaeducacion.mec.es/re336/re336_14.pdf.
- [8] Lenhoff, M. W. and et., (1999), Bootstrap prediction and confidence bands: a superior statistical method for analysis of gait data, Gait and Posture, No. 9, 1999, pp. 10-17. <http://citeseer.ist.psu.edu/444024.html>.
- [9] Página Web del software Hu-m-an, <http://www.hma-tech.com/page01a.htm>, visitada en mayo de 2001.
- [10] Página Web del software Vicon, www.carrsq.qut.edu.au/documents/publication_045.pdf Vicon, visitado abril, 2007.
- [11] Página Web del software Moven, www.moven.com, visitado abril, 2007.
- [12] Página Web del software Kodac, www.carrsq.qut.edu.au/documents/publication_045.pdf Kodac, visitado abril, 2007.

- [13] Politis, D. N., (1998), Computer-Intensive Methods in Statistical Analysis, IEEE Signal Processing Magazine, pp. 39-55.ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?tp=&arnumber=647042.
- [14] Richards, J., G. (1999), The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. Human Movement Science, No. 18, pp. 589-602.
- [15] Tingle, M. et al. (2002), An index to quantify normality of gait in young children, Gait and Posture, No. 16, 2002, pp. 149-158.
- [16] Vaughan C. L, Davis, B. L, Oconnor, J. C. (1992), Dynamic of Human gait. Human kinetics publisher, Champaign, Illinois.
- [17] Tom Chau , Scott young, Sue. Redekop (2005),Managing variability in the summary and comparison of gait data.Journal of Neuroengineering and Rehabilitacion.