

SISTEMA DE VISIÓN ARTIFICIAL PARA EL CÁLCULO DE VARIABLES CINEMÁTICAS DURANTE EL PROCESO DE MARCHA SUBACUÁTICA

Daniel Borda Garzón¹, Diana González González¹, Enrique Estupiñan Escalante²,
Marcela Rodríguez Ramírez¹, Sandra Cancino Suárez^{1,2}

¹ Grupo de Investigación BIOECI, ² Grupo de Investigación DSP Visión, Departamento de Ingeniería Electrónica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, Colombia
daniel.borda@mail.escuelaing.edu.co, diana.gonzalez@escuelaing.edu.co,
marcela.rodriguez@escuelaing.edu.co,
sandra.cancino@escuelaing.edu.co

Abstract. This paper describes the implementation of a computational tool which is based on processing algorithms for videos acquired during sub aquatic gait therapies, that allows the angular kinematic variables' estimation, such as flexion and extension angles. It is proposed two video acquisition protocols that differ in the limitations impose to the patient, which takes to different processing methods. This study is entitled inside the research project in collaboration with the Clínica Universitaria Teletón and the University Escuela Colombiana de Ingeniería, for the tools development that allows evaluating the sub aquatic therapy benefits as part of the lower members' rehabilitation in patients that present human gait pathologies.

Keywords: human gait, video processing, sub aquatic therapy, kinematic

1 Introducción

La marcha humana ha sido estudiada ampliamente por expertos de diferentes áreas con el objetivo de diseñar terapias, ejercicios y herramientas que permitan corregir éste proceso en pacientes con patologías. Estas pueden afectar la correcta dinámica de la marcha humana y pueden ser de índole neurológico ó lesiones en algunos de los componentes del sistema musculo-esquelético responsables del proceso de marcha.

Dentro de las terapias existentes para mejorar las patologías en marcha humana se incluyen la terapia guiada en piso, ejercicios supervisados por fisiatras o fisioterapeutas además de la estimulación eléctrica de los músculos involucrados en el proceso y terapias acuáticas.

El enfoque de este trabajo consiste en estimar algunos de los parámetros cinemáticos angulares del proceso de marcha a través de técnicas de procesamiento de video.

2 Estado del arte

2.1 Proceso de marcha humana

El proceso de Marcha ha sido definido por Cifuentes [1] como “un conjunto de movimientos articulares que permiten el desplazamiento del cuerpo sobre una superficie sólida”.

Para un análisis adecuado de la mecánica del proceso de marcha se debe estudiar la cinemática y la cinética. La cinemática estudia el movimiento realizado sin estudiar la causa del mismo, la cinética se encarga del estudio de todos los órganos involucrados en el movimiento. Dentro del estudio cinemático se han establecido una serie de variables que evalúan el proceso de marcha describiendo velocidad, dirección y estado del movimiento de las articulaciones o de los segmentos corporales involucrados [2]. Es éste último enfoque el que enmarca el estudio presentado.

Los segmentos corporales inferiores responsables del proceso de marcha son muslo, pantorrilla y pie [3], éstos se conectan por la cadera, la rodilla y el tobillo, que corresponden a las articulaciones entre la pelvis y el muslo, el muslo y la pantorrilla y la pantorrilla y el pie respectivamente.

El proceso de marcha humana tiene varios estados distribuidos en dos únicas fases, la fase de apoyo y la fase de balanceo. Durante estas etapas se presentan los eventos de flexión y extensión de rodilla.

2.2 Cinemática Angular

Existen dos técnicas de estudio para determinar la calidad de la marcha en un individuo; la Cinemática Lineal, la cual estudia variables como la velocidad, aceleración, orientación de los segmentos corporales, centros de gravedad entre otros. Y el estudio de la cinemática angular la cual se enfoca en la orientación relativa de los segmentos entre sí ó permite establecer la posición relativa de los segmentos respecto al ambiente [4].

Existen tres ángulos importantes cuando se desea conocer la orientación de un segmento respecto a otro y son llamados “ángulos de las articulaciones”. El primer ángulo es definido por la pelvis y el muslo y es llamado ángulo de la cadera; el segundo es formado por el muslo y la pantorrilla y se corresponde al ángulo de la rodilla, el tercero corresponde al ángulo del tobillo formado por la pantorrilla y el pie.

El estudio presentado realiza la estimación del segundo ángulo mencionado; con el objetivo de identificar los procesos de flexión y extensión de la rodilla. La modificación del ángulo de la rodilla permite llevar a cabo todos los eventos del proceso de marcha durante las fases de apoyo y balanceo. La estimación de éste ángulo y la determinación de la variación del mismo otorga una noción del estado de la marcha del individuo, dado que en muchas de las lesiones de los pacientes presentan problemas en los procesos de flexión y extensión, lo cual modifica el ángulo de la rodilla haciendo que el mismo no presente una excursión completa.

2.3 Técnicas de Terapia de rehabilitación de marcha

Se ha comprobado que las terapias físicas realizadas en ambientes subacuáticos causan menor impacto y dolor que las terapias realizadas fuera del agua [5]. De acuerdo a Pöyhönen citando a Tovin et. al (1994) se comprobó que éste tipo de rehabilitación ha sido de gran ayuda para pacientes en recuperación postquirúrgica de ligamento anterior cruzado.

La terapia acuática facilita el movimiento del paciente pues reduce las fuerzas gravitacionales debido a que el cuerpo humano flota en el agua además de los beneficios de la temperatura del agua [6].

El análisis de marcha proporciona información útil para el manejo pacientes con patologías o postquirúrgicos. Las técnicas de análisis incluyen el análisis visual de la marcha del paciente, los métodos de medición con goniómetros, plataformas de fuerza, acelerómetros y electromiografía hasta sistemas de análisis con cámaras y técnicas de tratamiento de video [7]. Esta última favorece el estudio puesto que proporciona información no solo del movimiento de los segmentos corporales individuales sino además provee información del ambiente en el que se produce el movimiento, de la postura completa del paciente e información del movimiento relativo de un segmento respecto al otro[8].

3 Materiales y Método

3.1 Materiales

Se utiliza un sistema de visión artificial como eje principal para el desarrollo de una herramienta de medición en terapia de marcha subacuática. Este sistema esta constituido por una cámara análoga subacuática Helmet Camera® que cuenta con una lente de 2.6mm, 120 grados de amplitud angular óptica, y 560 líneas de resolución en formato NTSC. Este dispositivo se sumerge en el tanque de marcha, para adquirir un video del movimiento de las extremidades inferiores de dos personas voluntarias de edades entre 25 y 30 años, que no sufren patología alguna en su marcha. La captura y la digitalización de la secuencia de imágenes se realiza a través de una tarjeta importadora de video Pinnacle®, la cual transmite la información a un computador portátil usando el puerto USB. El almacenamiento del video en formato AVI se realiza inicialmente en el computador y después en un disco duro externo de respaldo.

3.2 Método

El sistema de visión artificial está compuesto por tres etapas: primero se encuentra la adquisición del video de la marcha subacuática, a continuación está el procesamiento de la secuencia obtenida para finalmente, realizar el cálculo de las variaciones del ángulo de la rodilla.

3.2.1 Adquisición del video de la marcha

Se definen dos protocolos diferentes de adquisición de video. En el primero, la persona cuenta con un traje sumergible oscuro con tres marcadores pasivos a lo largo del eje central de una de sus piernas, uno de los cuales se encuentra referenciado a la posición de la rodilla. Este método ha sido utilizado con anterioridad para analizar la cinemática de marcha humana y por ventajas de facilidad y bajos costos en la implementación [9]. El segundo protocolo elimina el uso de un vestuario específico por parte del paciente con el objetivo de proveer una alternativa dentro de la herramienta de evaluación que opte por su comodidad, y de acuerdo con las normas de higiene del ingreso al tanque. A continuación se observa un ejemplo de algunas imágenes obtenidas a través de los dos protocolos de adquisición descritos anteriormente (fig.1).

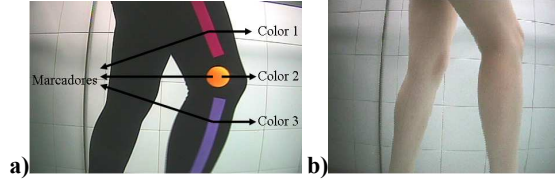


Fig.1.a) Resultado del primer protocolo de adquisición b) Resultado del segundo protocolo

3.2.2 Procesamiento del video y cálculo de ángulos

Algoritmo de procesamiento para el primer protocolo de adquisición. Este algoritmo se basa en un método automático para el cálculo de la variación del ángulo de la rodilla en la marcha humana. Consiste en una etapa de preprocesamiento del video, una de segmentación de los marcadores pasivos del eje central de la pierna en estudio, seguido del procesamiento basado en morfología matemática, y finalmente la etapa en que se encuentran los centroides de los marcadores y se calcula el ángulo en estudio.

Preprocesamiento de la secuencia de imágenes. El video a trabajar (S) está compuesto por cuadros o imágenes a color (I_k) espaciadas temporalmente por un delta de tiempo (1/30s):

$$S = \{I_0, I_1, \dots, I_{k-1}, I_k\} \quad (1)$$

La imagen (I_k) de la secuencia se define como una función bidimensional de la siguiente manera:

$$I_{\mathbf{k}} = f_{\mathbf{k}}(x, y) = f_{\mathbf{k}}(\mathbf{u}) = \langle R_{\mathbf{x}}, G_{\mathbf{x}}, B_{\mathbf{x}} \rangle \quad (2)$$

Donde \mathbf{u} es el vector de posición de cada píxel en la imagen I_k y $f_{\mathbf{k}}(\mathbf{u})$ su valor en cada una de las tres componentes que hacen parte del modelo del color RGB (Rojo-Verde-Azul). Los procesos que forman parte del algoritmo son aplicados por separado a cada una de las imágenes I_k que forman parte del video.

El método propuesto realiza una transformación de los píxeles que forman parte de cada imagen I_k del modelo de color RGB al HSL (Matiz-Saturación-Luminancia)

[14], con el fin de preparar la imagen para la siguiente etapa del algoritmo de procesamiento.

Segmentación de marcadores pasivos en cada imagen. Para cada plano que forma parte del modelo de color HSL de la imagen I_k , se aplica una umbralización multinivel [10] de la siguiente manera:

$$b_{plano}(\vec{u}) = \begin{cases} 255 & \text{si } z_1 \leq f_k(\vec{u}) \leq z_2 \\ 0 & \text{si de otra manera} \end{cases} \quad (3)$$

Donde el conjunto de los píxeles transformados $b_{plano}(\mathbf{u})$, en la posición determinada por el vector \mathbf{u} , constituyen una imagen umbralizada en las matrices H, S y L, y la combinación de los tres resultados genera una imagen binaria B_k que contiene la segmentación de un color determinado. Este tipo de procedimiento ha sido denominado por Gonzalez en [10] como umbralización multiespectral, y difiere de la umbralización simple por el uso de un rango intermedio de valores de color que varían con la iluminación. El proceso se repite tres veces puesto que los marcadores pasivos seleccionados son de colores diferentes. Los umbrales z_1 y z_2 de la transformación de cada plano son seleccionados experimentalmente.

Procesamiento basado en morfología matemática. Cada imagen entrada B_k a esta etapa del algoritmo contiene ruido y formas poco definidas de los marcadores umbralizados, por esta razón se aplican algunas técnicas de procesamiento morfológico de imágenes digitales. Inicialmente se realiza un proceso de erosión o adelgazamiento de áreas blancas a cada imagen binaria B_k , a continuación se realiza un relleno de regiones y finalmente se aplica el operador de convex hull, el cual realiza las convexidades de los marcadores. Todas las operaciones morfológicas anteriores son definidas con una máscara de 3x3 [10][11]. La imagen resultado de la aplicación de esta etapa B_{mk} se puede observar en la fig.2:

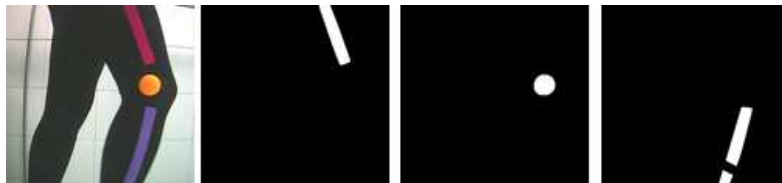


Fig.2. Procesamiento de la imagen umbralizada a través de técnicas de morfología

El siguiente paso consiste en determinar puntos de referencia en los marcadores segmentados a través de la extracción de sus centroides. La teoría de los momentos de una masa u objeto blanco en cada imagen B_{mk} está definida por la ecuación discreta:

$$m_{ij} = \sum_{x \in V_1} \sum_{y \in V_1} x^i y^j f(\vec{u}) \quad (4)$$

Donde i y j corresponden al orden del momento, x y y son las componentes del vector posición del píxel de la región determinada por v_i (que en este caso específico corresponde a toda la imagen B_{mk}) y $f(\mathbf{u})$ es el valor del píxel.

Los momentos de orden cero y uno determinan la localización del centroide:

$$x_{c_i} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \quad y_{c_i} = \frac{m_{01}}{m_{00}} \quad (5)$$

Es así como se generan tres puntos cada uno con coordenadas (x_{c_i}, y_{c_i}) que corresponden a los centroides de cada marcador [12]. En fig.3 se observan los centroides extraídos:

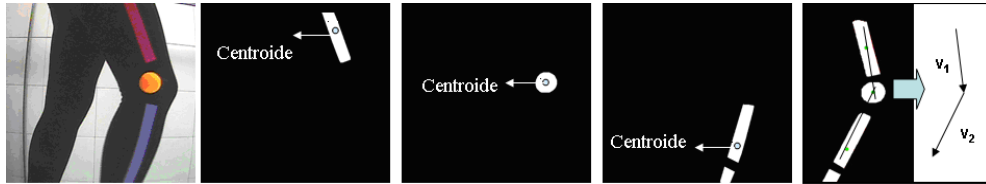


Fig.3 Imagen binaria de los marcadores del paciente con sus correspondientes centroides

Con base en las coordenadas de los centroides extraídos se calcula el vector axial v_1 que va desde el muslo hasta la rodilla, y v_2 que va desde el mismo centroide de la rodilla hasta la pantorrilla (fig.3). Por medio de geometría se determina el ángulo que forman v_1 y v_2 [13]. De esta manera se calcula el ángulo que forma la rodilla, el muslo y la pantorrilla del paciente durante su proceso de marcha.

La selección de la forma rectangular de los marcadores del muslo y la pantorrilla se ha hecho con el fin de eliminar posibles errores durante el cálculo de los centroides en una segmentación no muy eficaz de los marcadores. En fig.3 es posible observar una segmentación discontinua del marcador de la pantorrilla sin embargo, se visualiza una extracción del centroide que permanece colineal al eje central del marcador.

Algoritmo de procesamiento para el segundo protocolo de adquisición. Este algoritmo se basa en un método semi-automático para el cálculo de la variación del ángulo de la rodilla. Consiste en la selección inicial de cuatro píxeles o semillas que se encuentren dentro de la pierna en la imagen del sujeto de estudio, donde dos de ellos se ubican a lo largo del muslo y los otros dos en la pantorrilla.

Al igual que en el primer protocolo hay una etapa inicial de preprocesamiento del video de la marcha, seguida de una segmentación de las piernas del paciente, a la cual se le añade un procesamiento basado en morfología matemática y en operaciones lógicas entre imágenes para realizar una extracción del eje central de la pierna analizada. Para concluir, se aplica la transformada de Hough para el cálculo de vectores y la estimación del ángulo de la rodilla.

Preprocesamiento de la secuencia de imágenes. Como en el primer protocolo de adquisición, este preprocesamiento trabaja con cada imagen I_k que hace parte de la secuencia S adquirida de la marcha. Sin embargo, cada cuadro I_k es abordado desde dos técnicas distintas. En la primera se realiza una transformación de los píxeles que forman parte de I_k del modelo de color RGB al modelo YCbCr (Luminancia-crominancia azul- crominancia roja) [10]. En la segunda, los píxeles de I_k son transformados del modelo de color RGB al HSL.

De la primera aproximación se toma la imagen de la crominancia azul (Ca_k), y en la segunda la imagen en grises del plano de luminancia (L_k).

La imagen Ca_k es tratada para reducir el ruido por medio de un filtro promedio aritmético, dando origen a la imagen filtrada Ca_{kf} en la que se observan las piernas del paciente en un nivel de gris diferente al del fondo (fig.4.a).

Para el mismo propósito se usa un filtro de mediana en L_k . A este resultado se le aplica una máscara de laplaciano compuesto para intensificar su contraste y un algoritmo detector de bordes sobel, dando como resultado una imagen L_{ks} que revela los bordes de las piernas del paciente (fig.4.b)[11].

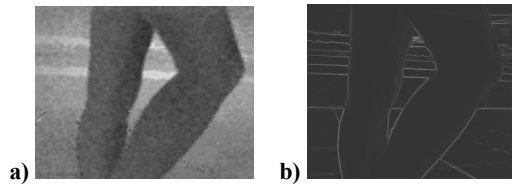


Fig.4.a) Resultado del preprocesamiento de Ca_k **b)** Resultado del preprocesamiento de L_k

Segmentación de marcadores pasivos en cada imagen. Con el objetivo de obtener una imagen binaria en la primera técnica, con las piernas del paciente extraídas de la imagen Ca_{kf} , se aplica una umbralización global [14] de la siguiente manera:

$$b_{ca}(\vec{u}) = \begin{cases} 255 & \text{si } Ca_{kf} \geq z_3 \\ 0 & \text{si de otra manera} \end{cases} \quad (6)$$

Obteniendo la imagen $b_{ca}(\vec{u})$ en la posición determinada por el vector \vec{u} . El umbral z_3 se calcula automáticamente con el promedio de los niveles de gris de los píxeles o semilla escogidos anteriormente.

De igual manera, se utiliza el mismo tipo de umbralización en la segunda técnica, para obtener la imagen binaria $b_{lks}(\vec{u})$ basada en L_{ks} . El umbral z_3 se estima de acuerdo al máximo nivel de gris detectado en la imagen L_{ks} .

Procesamiento basado en morfología matemática y operaciones lógicas. Las imágenes umbralizadas b_{ca} y b_{lks} contienen información que no corresponde ni a las piernas del paciente ni a sus contornos. Se utilizan algoritmos que combinan las operaciones de apertura y cierre (combinaciones entre erosiones y dilataciones) con una máscara 3x3 para definir mejor los objetos de interés [10][11]. Las imágenes resultado del procesamiento anteriormente descrito (fig.5.a) son unidas a través de la operación lógica AND, dando origen a una imagen denominada r_k sin ruido y con la segmentación completa de los bordes de las piernas de la persona. A continuación se observa el resultado mencionado (fig.5.b):



Fig. 5. a) Resultado del procesamiento de las imágenes binarias b_{ca} y b_{lks} **b)** Imagen r_k .

Extracción del eje central. El algoritmo se basa en el cálculo de un eje central en el muslo y otro en la pantorrilla de la persona. Basado en la posición de los píxeles o semillas seleccionados anteriormente, se recorre la imagen r_k comenzando desde la parte superior a la inferior, y se determinan los puntos medios entre los bordes que definen la pierna, lo que genera un espacio de puntos que requieren de una aproximación lineal para dar origen a los ejes centrales del muslo y de la pantorrilla. Para este propósito se utiliza la transformada de hough [14] que proporciona además la estimación del ángulo de la rodilla.

4 Resultados

Las mediciones obtenidas de los ángulos de la pierna, la rodilla y el muslo están definidas con una precisión de un grado. Esta especificación se basa en las necesidades de los fisioterapeutas del Centro de Hidroterapia de Teletón de mejorar el sistema actual de medición, que se basa casi en su totalidad en un criterio visual, y que tiene una precisión limitada a cinco grados.

4.1 Validación del método

Para la validación del sistema de visión, se hizo la comparación entre una serie de ángulos determinados por un observador externo usando un goniómetro como instrumento de medición (método uno), y las estimaciones realizadas por los algoritmos basados en el primer y segundo protocolo de adquisición (método dos). Se utilizó el método Bland-Altman [15] para determinar la concordancia entre el método de medición uno y el método dos.

Se observa en las gráficas de Bland-Altman (fig.6), que el promedio de la diferencia entre las mediciones del método uno y las del método dos es cero o muy cercana a cero. Además, todos los valores de las diferencias se encuentran dentro y sobre los límites del 95% de confianza, indicando concordancia entre los dos métodos.

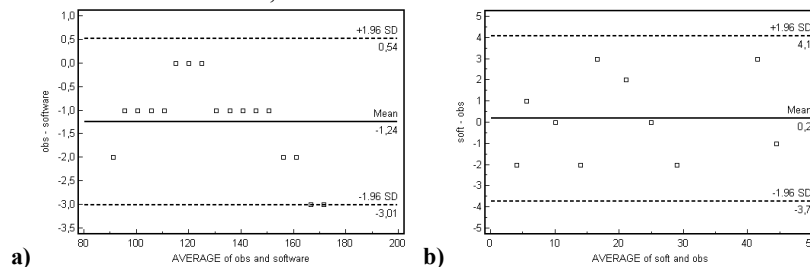


Fig. 6. a) Bland-Altman para la comparación entre el método uno de medición y el método basado en el primer protocolo de adquisición **b)** Bland-Altman para la comparación entre el método uno de medición y el método basado en el segundo protocolo de adquisición

4.2 Análisis de resultados

Para determinar la confiabilidad del algoritmo del primer protocolo de adquisición, se

realizó un análisis ANOVA [16] para estimar la variación de la media de los ángulos obtenidos dentro de una misma prueba para diferentes pasos.

Se realizó una clasificación de pasos dentro de cada vídeo, encontrando así los datos de ángulos correspondientes a cada paso individual, luego se escogió una lista de datos que corresponden a ángulos entre flexión máxima y extensión máxima durante la fase de balanceo. Se realizó una prueba ANOVA unilateral (fig.7). La prueba fue realizada para 4 vídeos que corresponden a 4 pruebas diferentes.

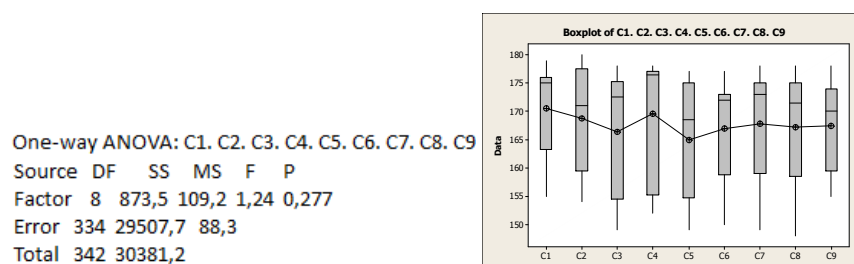


Fig. 7. ANOVA y diagrama de cajas de las estadísticas de un vídeo de marcha

Utilizando como herramienta las tablas ANOVA fue posible determinar que en dos de los vídeos la hipótesis nula fue aceptada puesto que el estadístico de prueba ($F=1,24$) fue menor que el estadístico crítico ($F(\alpha,9,\infty)=2,11$). Con un nivel de confiabilidad del 95%.

Cabe anotar que dados los resultados obtenidos del método basado en el segundo protocolo de adquisición, es necesario realizar un mayor número de pruebas para validar el método y obtener resultados más confiables.

5 Conclusiones y trabajo futuro

El método presentado es aplicable únicamente al análisis cinemático angular para la articulación de la rodilla, pero forma parte del estudio de variables cinemáticas angulares de miembro inferior como soporte al estudio de marcha humana y por lo tanto a la evaluación de las bondades de la terapia subacuática en procesos de rehabilitación.

El análisis ANOVA de los datos de flexión y extensión obtenidos a partir del algoritmo del primer protocolo de adquisición produjo resultados poco concluyentes en relación con la igualdad de medias entre los ángulos de los diferentes pasos. Un posible factor que conlleva a rechazar la hipótesis nula es la falta de la supervisión de la marcha por parte de un experto que dirija el movimiento de los sujetos en estudio. Se requiere entonces de la obtención de datos a través de un proceso guiado.

Los resultados positivos de la validación de los métodos llevan a mejorar el método actual de medición de éste tipo de variables por parte de los fisioterapeutas y/o fisiatras, aumentando la precisión de los datos y disminuyendo la subjetividad de las mediciones.

Los resultados muestran que el sistema desarrollado es fácilmente replicable e implementable, y se adapta a las condiciones físicas y ambientales del tanque de marcha. Adicionalmente, el proceso de extracción de información es simple y no afecta el proceso de marcha, puesto que el sistema de visión no tiene contacto con el sujeto de estudio.

Dentro de las posibilidades para mejorar los protocolos de adquisición de video, se propuso el uso de una fuente de luz dentro del tanque de marcha, que iluminara las piernas del paciente. Sin embargo, esta opción fue descartada por las dimensiones limitadas del tanque de marcha y por sus rigurosas condiciones de salubridad.

En una siguiente etapa, la herramienta será utilizada para evaluar las bondades del tratamiento de aquaterapia en una muestra significativa de pacientes con patología en su marcha, pues la herramienta solo ha sido probada en sujetos de estudio sanos.

Referencias

1. Cifuentes L. M. Manual de órtesis y prótesis, 1986. Ed. Quito: [s.e.]
2. Kinematic measures of gait. <http://moon.ouhsc.edu/dthompso/gait/knematics/gait/htm>
3. Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C., "Dynamics of Human Gait" (2nd ed.) Ed. Kiboho Publishers. Howard Cape, Western Cape 1999. Chap. 4, p. 16.
4. Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C., "Dynamics of Human Gait" (2nd ed.) Ed. Kiboho Publishers. Howard Cape, Western Cape 1999. Chap. 4, p. 32.
5. Pöyhönen T., "Neuromuscular Function During Knee Exercises in Water", Academic dissertation, University of Jyväskylä, 2002.
6. Koury J. M., "Aquatic Therapy Programming, Guidelines for orthopedic rehabilitation"
7. Lee G., Pollo F., Technology overview: The Gait Analysis Laboratory. Peer Review
8. Patla E.A., How is human gait controlled by vision. University of Waterloo, Ontario
9. O'Malley M., A.M. de Paor D. Lynn: Kinematic analysis of human walking gait using digital image processing. Medical and Biological Engineering and Computing, Volume 31, Number 4. Springer, Heidelberg (July 1993).
10. Gonzalez R., Woods R., "Digital Image Processing", (2nd ed.) Ed. Prentice Hall, 2002. Chap. 3, p.75, Chap.9, p.519, Chap. 10, p.567.
11. Pratt W., "Digital Image Processing", (3rd ed.) Ed. John Wiley & Sons Inc. 2001. Chap. 10, p.243, Chap.14, p.401, Chap.15, p.443
12. Hernández Hoyos M., Orowski P., Pitkowska-Janko E., Bogorodski P., Orkisz M., Vascular centerline extraction in 3D MR angiograms for phase contrast MRI blood flow measurement, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2006, 1(1): 51-61.
13. Kolman B., Hill D., "Introductory Linear Algebra: An Applied Course" (8th Ed.) Ed. Prentice Hall, 2004. Chap. 3, p. 123.
14. Gonzalez R., Woods R., "Digital Image Processing using Matlab", Ed. Gatesmark Publishing, 2004. Chap. 10, p.378.
15. Bland JM, Altman DG, Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet: 307-310, (1986).
16. Wayne W. D., Bioestadística Base para el análisis de Ciencias de la Salud. Ed. Limusa 2004, p.298-312,