

## PROPUESTA DE UN MODELO MULTISEGMENTO DEL PIE PARA EL ANÁLISIS DE MARCHA

Martino L.<sup>a</sup>, González C.<sup>b</sup> y Cerrolaza M.<sup>c</sup>

<sup>a</sup> *Departamento de Diseño Mecánico y Automatización, Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad de Carabobo, final Av. Universidad, Naganagua, Venezuela, [lmartino@uc.edu.ve](mailto:lmartino@uc.edu.ve)*

<sup>b</sup> *Hospital Clínico Universitario, Universidad Central de Venezuela, Ciudad Universitaria, Los Chaguaramos, Caracas, Venezuela, [cesargonzalez1@cantv.net](mailto:cesargonzalez1@cantv.net).*

<sup>c</sup> *Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Ciudad Universitaria, Los Chaguaramos, Caracas, Venezuela, [miguel.cerrolaza@inabio.edu.ve](mailto:miguel.cerrolaza@inabio.edu.ve), <http://www.inabio.edu.ve>*

**Palabras Claves:** Pie multisegmento, retropié, antepié, análisis de marcha.

**Resumen.** En muchos programas de análisis de marcha, el pie se estudia como un cuerpo rígido unisegmentario, lo que no considera el movimiento relativo entre sus huesos. Hoy en día diversos autores han estudiado el pie como un objeto multisegmento con diferentes criterios de segmentación para representar dichos movimientos relativos. En esta investigación se propone un modelo de pie multisegmento para que sea utilizado en conjunto con el modelo de miembros inferiores que se usa para el estudio de marcha que se realiza en el Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil, sin alterar el protocolo original del mismo.

El pie para este trabajo se divide en dos segmentos, el retropié constituido por el calcáneo y el astrágalo, y el antepié por los metatarsos. Para identificar dichos segmentos se colocan 3 nuevos marcadores reflectantes, a los ya existentes en el pie, sobre puntos anatómicos fáciles de ubicar e identificar por el fisioterapeuta, además de crear un marcador virtual para completar los marcadores que representan al retropié, ya que tres marcadores definen un segmento. Los segmentos que se estudian son tibia, retropié y antepié, y los movimientos a registrar son en los planos sagital, coronal y transversal (dorsiflexión/plantiflexión, supinación/pronación, abducción/aducción).

El equipo utilizado es el VICON® Motion System 460 de la Oxford Metrics Group, disponible en el laboratorio. Se analizaron 10 individuos sanos y cuatro con parálisis cerebral, de ambos sexos, con una edad comprendida entre los 11 y 40 años, y con un tamaño del pie entre 23 y 30 cm. de largo.

Se graficaron la media de los datos correspondientes a individuos sanos, en las que se observa el comportamiento de los segmentos en estudio. También se graficaron los datos de los pacientes para comparar los movimientos de estos con los de los individuos sanos.

Para el modelo propuesto, la configuración de marcadores es compatible con el modelo tradicional de tres marcadores del modelo unisegmento, con lo cual es posible registrar simultáneamente la cinemática de ambos modelos, sin necesidad de hacer recorridos distintos.

## 1 INTRODUCCIÓN

Como parte del entendimiento de la locomoción humana esta el análisis de la marcha, en el cual se estudian los movimientos de los miembros inferiores a través de la cinemática (describe la marcha en términos de ángulos, desplazamientos, velocidades, aceleraciones de los segmentos y articulaciones corporales), la cinética (la describe en términos de momentos y potencias); y la electromiografía dinámica que registra la actividad muscular por medio de electrodos de superficie siguiendo protocolos específicos. El análisis se complementa con un examen físico especial y un video bidimensional en dos planos ortogonales (sagital y coronal).

## 2 MODELO BIOMECÁNICO

En el sistema músculo esquelético humano, desde el punto de vista biomecánico, cada elemento óseo puede ser representado como unas barras rígidas articuladas entre sí. Estos elementos transmiten fuerzas a través de las articulaciones, músculos y ligamentos. El modelo biomecánico esta compuesto por un número de segmentos, y su complejidad se determina según el propósito del estudio y el grado de realidad del mismo. Al elegir los segmentos, se asume que sus dimensiones y propiedades no cambian durante el movimiento. En la mayoría de los modelos biomecánicos (Davis et al. 1991; VICON 2002) los segmentos articulados forman una cadena, en el caso de los miembros inferiores la cadena la forman la pelvis junto al fémur, tibia y pie de los lados izquierdo y derecho, y tales modelos describen el movimiento de cada segmento relativo al segmento más cercano, excepto la pelvis que se registra relativa al punto cero del laboratorio en los tres planos del espacio, y la progresión del pie que es respecto al plano transversal del laboratorio.

### 2.1 Biomecánica del pie

El pie realiza en su conjunto movimientos combinados que tienen lugar en los tres planos ortogonales (Nuñez-Samper 2006; Kadaba et al., 1990). Una articulación singular en el tobillo, es la que resulta de la combinación de la tibio-talar y la subtalar, la cual adapta su rotación sobre cualquier eje. La tibio-talar tiene su eje aproximadamente a través de los maléolos (atraviesa transversalmente el pie), de manera que rota primariamente en el plano sagital. El eje de rotación de la subtalar varía de persona a persona, pero tiende a presentar una alineación con el eje longitudinal del pie, de manera que rota en el plano coronal o frontal. La Tabla 1 (Kadaba et al., 1990), muestra los movimientos del pie según el plano de realización.

Plano	Eje	Movimiento
Sagital	Transversal	Flexión dorsiplantar
Coronal	Anteroposterior	Pronación / Supinación
Transversal	Vertical	Abducción / Aducción

Tabla 1: Movimientos del pie

### 2.2 Modelo propuesto del pie

Para definir el modelo se compararon los modelos propuestos por diversos autores (Stebbins et al. 2004, 2006; Simon et al. 2006; Buczek et al. 2006; Leardini et al. 2007; Carson et al. 2001), tomando en cuenta los mismos se realizó una propuesta, la cual no debe alterar el protocolo original del laboratorio en el que se realiza el estudio.

### 2.3 Definición de los segmentos del pie

Para este trabajo se establece el conjunto a estudiar desde el tobillo hasta la punta de los dedos, el cual se divide en dos segmentos: el retropié integrado por el calcáneo y el talus, y el antepié por los metatarsos. El resto de los segmentos que se pudieran definir no se consideran para este estudio (Carson et al. 2001). Para este modelo se representarán los movimientos entre los segmentos tibia, retropié y antepié, mencionados en la Tabla 1. Se realiza la representación gráfica del ángulo de separación entre los segmentos en función del porcentaje del ciclo de marcha.

Para definir un segmento se necesitan como mínimo tres puntos, los cuales son identificados con el uso de marcadores reflectantes, estos deben formar un plano. Estos puntos se ubican a través de referencias anatómicas fáciles de hallar, tal que minimicen los efectos de error, por movimientos de la piel, y por desprendimiento del marcador, entre otros.

El modelo actualmente utilizado es unisegmento y está definido por tres marcadores, ANK (maléolo externa), HEE (donde se inserta el tendón de Aquiles en el calcáneo) y TOE (punto medio distal entre segundo y tercer metatarsiano) (VICON, 2002), es de relevante importancia que la altura de TOE sea igual a la de HEE con respecto al piso, es decir, estén alineados.

Los marcadores para definir los segmentos del modelo propuesto son: para el retropié LCA (tuberosidad externa del calcáneo), MRC (marcador virtual) y HEE; para el antepié son P5M (base del 5to metatarsiano), D5M (base del 5to metatarsiano) y TOE (ver Figura 1); el otro segmento utilizado es la tibia que viene definida por el modelo de miembros inferiores usado por el sistema VICON®; MRC el marcador virtual está formado con algunas coordenadas de los marcadores de LCA y HEE, como se observa en la Figura 2.

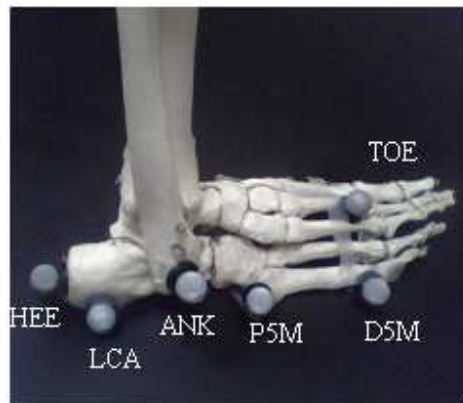


Figura 1: Ubicación de marcadores.

Una vez definidos y ubicados los marcadores, se unen para formar el vector que representa al segmento. Para el retropié se toma el marcador HEE como el origen de dos vectores cuyas direcciones son: uno hacia LCA y el otro hacia MRC, con estos vectores y aplicando la regla de la mano derecha, se obtiene un vector normal (perpendicular) que es el vector retropié. Para el antepié, los vectores comienzan en TOE y P5M, y terminan en D5M, al igual que para el retropié se obtiene un vector perpendicular a los dos anteriores que será el vector antepié. Al tener estos dos vectores junto al vector tibia se pueden calcular entre ellos los ángulos intersegmentos (ver Figura 3 y Figura 4).

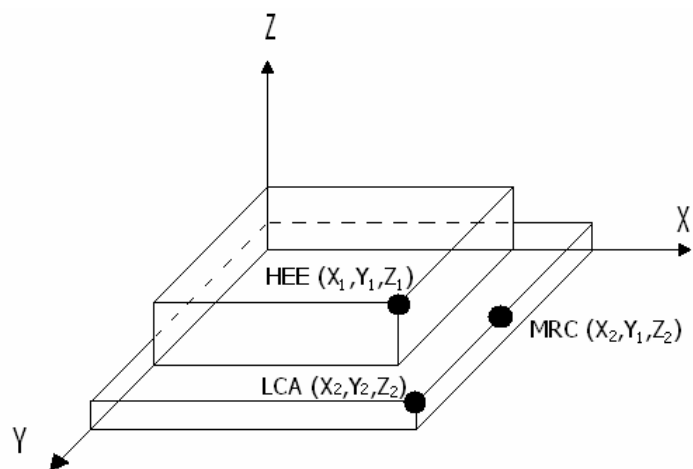


Figura 2: Componentes del marcador virtual MRC.

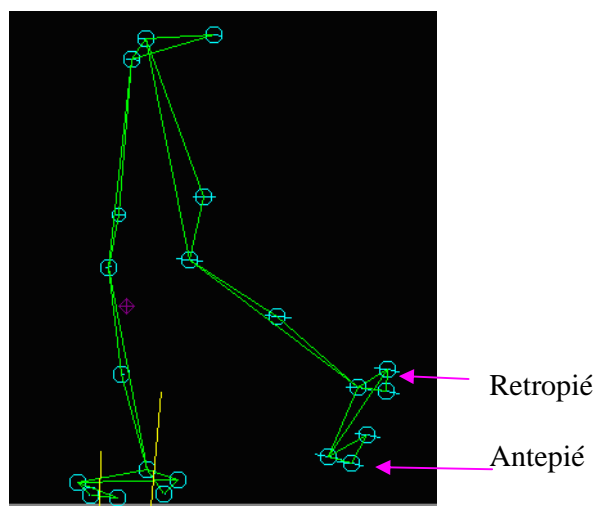


Figura 3: Modelo procesado en VICON® de los segmentos nuevos incorporados al modelo existente de miembros inferiores.

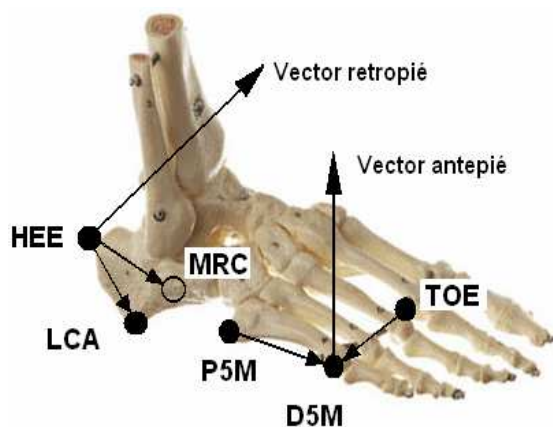


Figura 4: Vectores utilizados para formar el vector normal al segmento en estudio

## 2.4 Recolección de datos y sujetos de estudio

El equipo utilizado para la recolección de datos y el estudio es el VICON® Motion System 460 de la Oxford Metrics Group, ubicado en el Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil de Caracas. Se realizó el estudio a 10 individuos sanos y cuatro con parálisis cerebral, de ambos sexos, con una edad comprendida entre los 11 y 40 años, y con un tamaño del pie entre 23 y 30 cm. de largo. Con los datos de los individuos sanos se calculó la media y se generaron las gráficas de data normal; y se realizó el estudio a los individuos con parálisis cerebral, para observar y verificar si es aplicable en ellos el modelo propuesto.

## 3 RESULTADOS

Una vez procesados los datos de los individuos sanos, se comparó con la representación gráfica presentada por Carson et al. (2001), Simon et al. (2006) y Stebbins et al. (2006), las graficas obtenidas por el modelo propuesto presentan una forma similar a la mostrada por estos autores, sugiriendo que el modelo podría ser práctico.

### 3.1 Movimientos relativos en individuos sin patologías

En las gráficas de la Figura 5, Figura 6 y Figura 7, se puede observar la cinemática en cada uno de los planos en los que se proyecta el movimiento del pie de cada par de segmentos del estudio, las cuales muestran un valor medio, de individuos sin patologías; en el caso de los segmentos retropié y antepié con respecto a la tibia, en el mismo plano de estudio el comportamiento es muy similar, solo que con rangos diferentes.

Una vez obtenidas las gráficas (ver Figura 5, Figura 6 y Figura 7), se realizó la comparación de los valores máximos y mínimos y sus respectivos puntos de ocurrencia, de cada curva representativa de los movimientos entre los segmentos estudiados, tanto para el modelo propuesto como para los valores disponibles en la literatura técnica provenientes de cuatro autores Hunt et al. (2001), Myers et al. (2004), Simon et al. (2006) y Stebbins et al. (2006), debe mencionarse que cada autor estudia los segmentos de su interés.

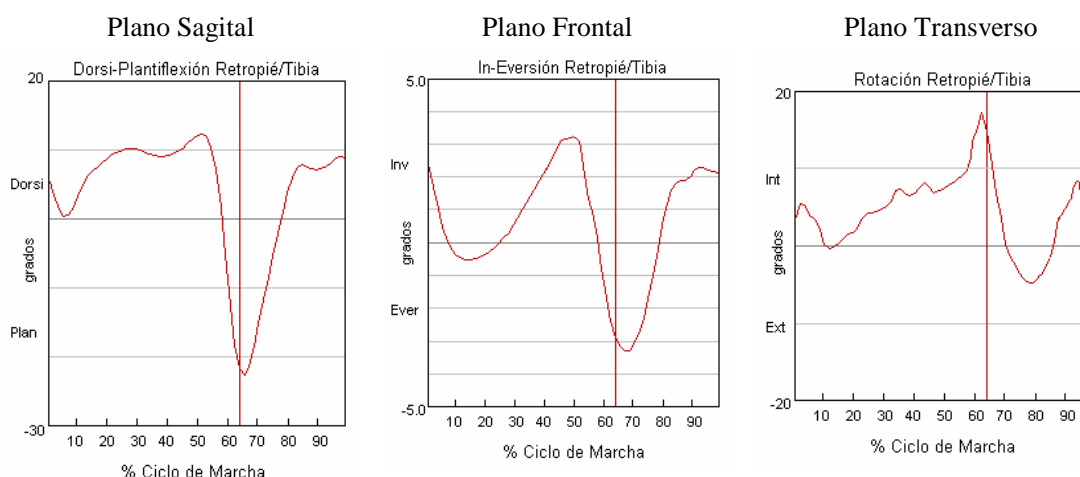


Figura 5: Representación del movimiento relativo entre el retropié y la tibia en los tres planos.

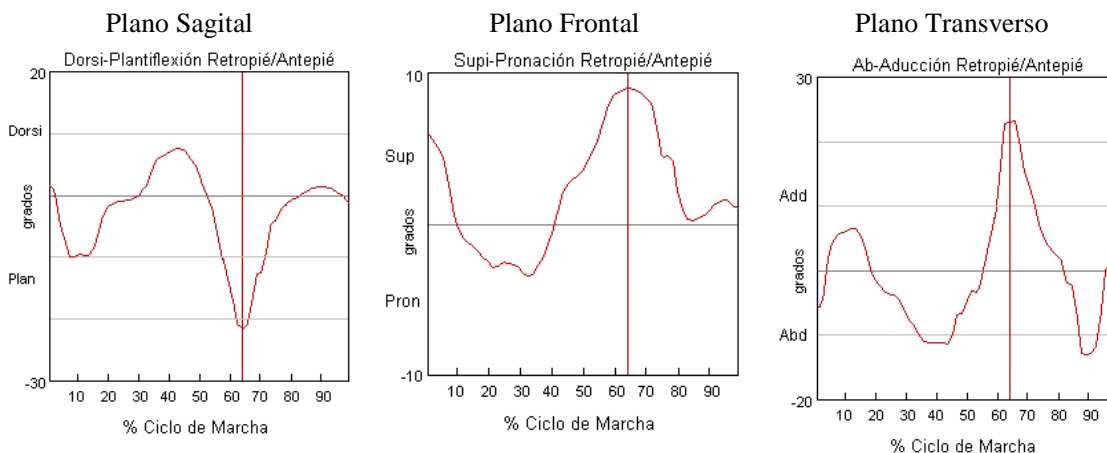


Figura 6: Representación del movimiento relativo entre el retropié y el antepié en los tres planos.

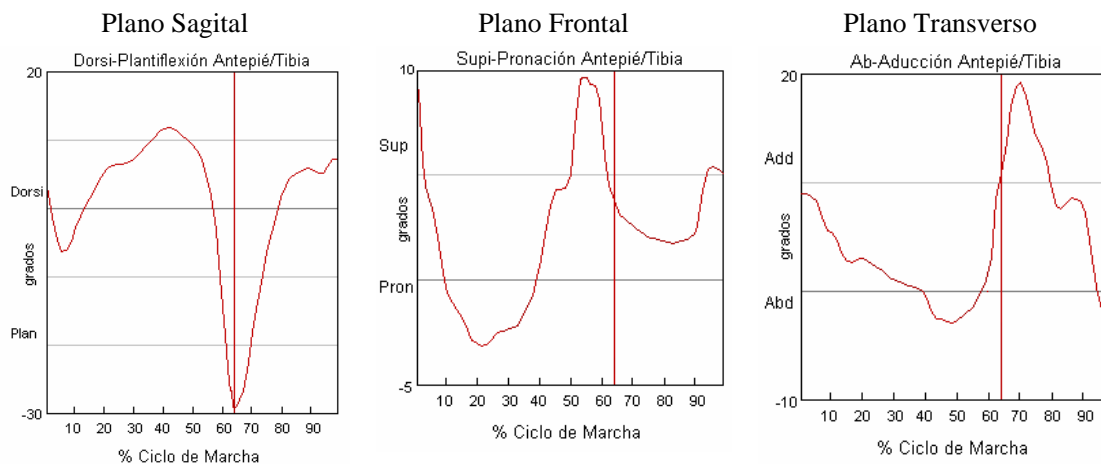


Figura 7: Representación del movimiento relativo entre el antepié y la tibia en los tres planos.

En el presente trabajo el protocolo es bastante similar al utilizado por [Stebbins et al. \(2006\)](#) en cantidad y ubicación de marcadores. Autores como [Hunt et al. \(2001\)](#), [Myers et al. \(2004\)](#) y [Simon et al. \(2006\)](#) ubicaron los marcadores en posiciones diferentes y utilizaron un número mayor de estos.

### 3.2 Movimientos relativos en individuos con patologías

Los individuos con patologías en la marcha presentan comportamientos angulares diferentes, lo que se puede observar en las graficas de las [Figura 8](#), [Figura 9](#) y [Figura 10](#). En estas gráficas se representa la cinemática de un individuo de 11 años con hemiparesia (debilidad motora del brazo y pierna del mismo lado del cuerpo), sobre la representación de las curvas normales obtenidas en el punto 3.1. En este caso se graficó el lado izquierdo, que es el afectado. La curva de trazo discontinuo representa al paciente, y es de hacer notar que la línea discontinua vertical indica el punto en que el paciente cambia de la fase de apoyo a la de balanceo.

Las gráficas de la **Figura 8** representan el movimiento del retropié respecto a la tibia; muestran en el plano sagital, que el retropié durante la fase de apoyo se encuentra en plantiflexión, debido a que en esta patología los músculos sufren un ligero acortamiento. En el plano frontal el pie se encuentra ligeramente en eversión hasta el inicio de la fase de balanceo por el mismo acortamiento de los músculos, y en el plano transverso se observa que la rotación mantiene un comportamiento similar al normal pero en mayor grado.

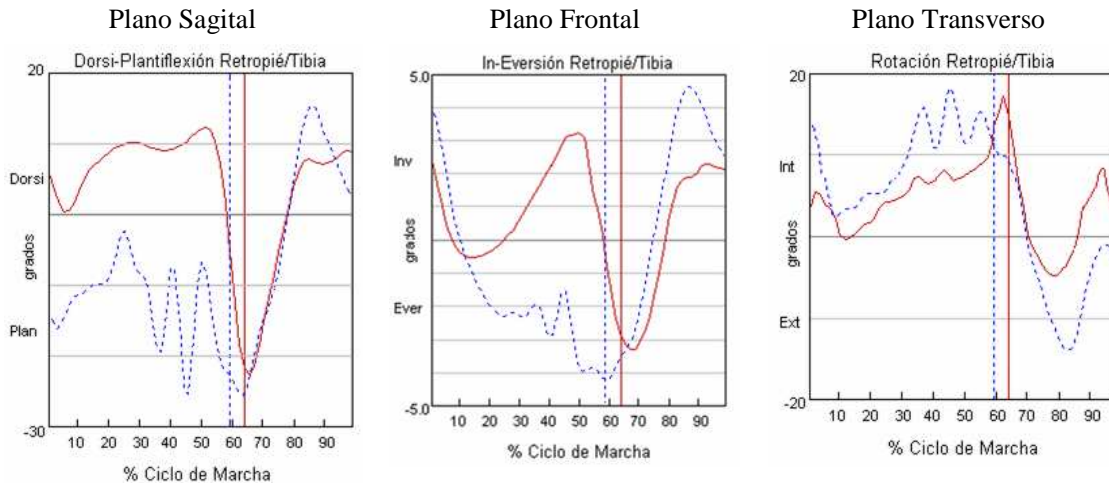


Figura 8: Representación del movimiento relativo entre el retropié y la tibia de un paciente con hemiparesia, en los tres planos (patrón normal=>trazo continuo; patrón patológico=>trazo discontinuo).

Las gráficas de la **Figura 9** muestran el comportamiento entre el retropié y el antepié. En el plano sagital, el antepié se mantiene en dorsiflexión hasta el inicio de la fase de balanceo para continuar en plantiflexión cuando debería comenzar a dorsiflexar. En el plano frontal se mantiene la mayor parte del ciclo pronado. En el plano transverso se observa que está abducido en la fase de apoyo, este comportamiento es complementario a la pronación en el plano anterior.

En el plano sagital, frontal y transversal, se observa un comportamiento de la curva patológica similar a la curva normal, durante la fase de apoyo. Observándose que cuando se encuentra en la fase de balanceo el comportamiento es opuesto al normal, esto puede deberse a que los músculos que actúan en el apoyo continúan activos durante el balanceo, y los que les corresponde actuar en el balanceo no se activan o no poseen la suficiente energía para contrarrestar la actuación de los otros músculos. Además, en el plano frontal se observa que el pie comienza su marcha en pronación proveniente del balanceo anterior, tendiendo a la supinación hasta llegar al apoyo medio que es cuando se comporta similar a la curva normal.

Las gráficas de la **Figura 10** muestra el comportamiento del antepié con respecto a la tibia. En el plano sagital el pie se mantiene dorsiflexo, y se puede observar que luego en el balanceo medio, cuando debería estar en dorsiflexión, se encuentra en plantiflexión. En el plano frontal se observa un comportamiento similar al de la curva normal. Mientras que en el plano transversal se observa como el antepié con respecto a la tibia tiene un comportamiento irregular durante el apoyo, esto pudiera deberse a la inestabilidad del tobillo sobre el talón, y por ende el antepié se mueve para compensar dicha inestabilidad. En cambio en el balanceo, el antepié tiende a comportarse en forma similar a la curva normal debido a que sobre él no



actúa el tobillo ni las fuerzas externas.

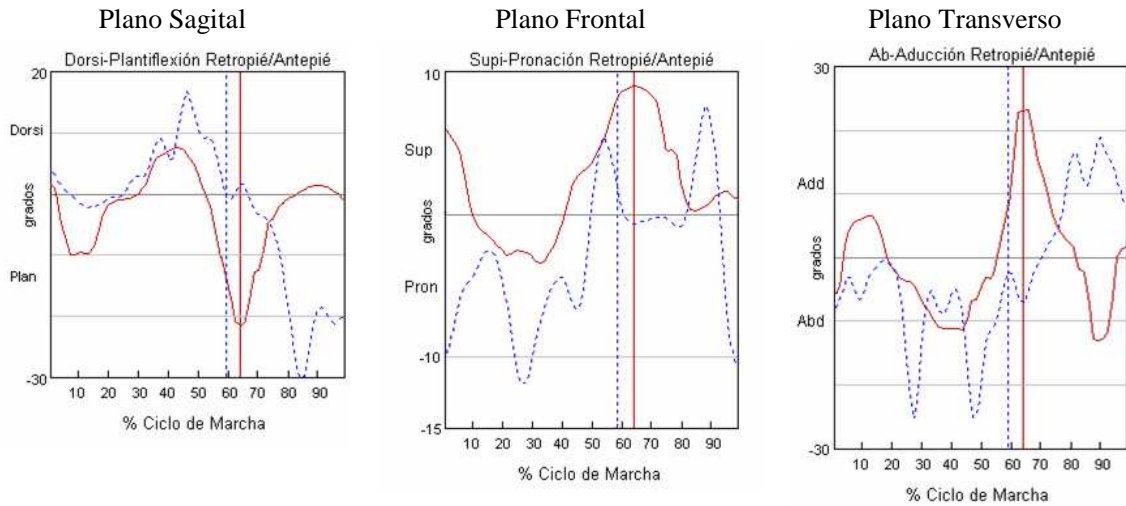


Figura 9: Representación del movimiento relativo entre el retropié y el antepié de un paciente con hemiparesia, en los tres planos (patrón normal=>trazo continuo; patrón patológico=>trazo discontinuo).

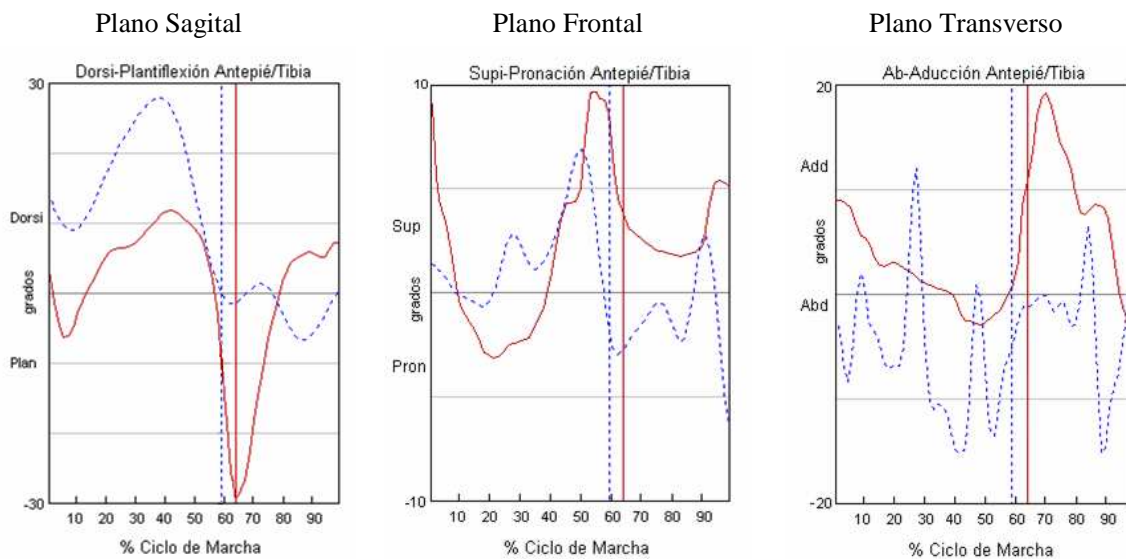


Figura 10: Representación del movimiento relativo entre el antepié y la tibia de un paciente con hemiparesia, en los tres planos (patrón normal=>trazo continuo; patrón patológico=>trazo discontinuo).

#### 4 CONCLUSIONES

La configuración de marcadores del modelo multisegmento propuesto es compatible con el modelo tradicional de tres marcadores del modelo unisegmento, con lo cual es posible registrar simultáneamente la cinemática tradicional del pie, como las curvas reportadas en este trabajo, sin necesidad de hacer recorridos distintos para ambos modelos de pie.

Las curvas obtenidas se aproximan a las curvas presentadas por otros autores para los



segmentos en estudio. Las diferencias registradas en algunos valores podrían deberse al número de marcadores utilizados y a la configuración del estudio.

Se recomienda depurar el modelo propuesto y validarlo con un número mayor de individuos normales, así como aplicarlo a un número representativo de individuos con diversas patologías y observar su comportamiento gráfico.

#### ***Agradecimientos***

Al personal del laboratorio de marcha del Hospital Ortopédico Infantil de Caracas, por todo su apoyo y colaboración en el desarrollo de esta investigación.

## **5 REFERENCIAS**

- Buczek F., Walker M., Rainbow M., Cooney K., Sanders J., Impact of mediolateral segmentation on a multi-segment foot model, *Gait & Posture*, **23 (4)**:519-522, 2006.
- Carson M. C., Harrington M. E., Thompson N., O'Connor J. J., Theologis T. N., Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis, *Journal of Biomechanics*, **34**:1299–1307, 2001.
- Davis R., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J., A gait data collection and reduction technique, *Human Movement Sciences*, 10:575-587, 1991.
- Hunt A., Smith R., Torode M., Keenan A., Inter segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking, *Clinical Biomechanics*, **16**:592-600, 2001.
- Kadaba M. P., Ramakrishnan H. K., Wootten M. E., Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, **8**:383-392, 1990.
- Leardini A., Benedetti M. G., Berti L., Bettinelli D., Natio R., Giannini S., Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait, *Gait & Posture*, **25 (3)**:453-462, 2007.
- Myers K. A., Wang M., Marks R. M., Harris G. F., Validation of a multisegment foot and ankle kinematic model for pediatric gait, *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, **12 (1)**:122-130, 2004.
- Núñez-Samper M., Llanos L. F. *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*, Editorial Elsevier-Masson, 2da Edición, Barcelona, España, 2006.
- Simon J., Doederlein L., McIntosh A. S., Metaxiotis D., Bock H. G., Wolf S. I., The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment, *Gait & Posture*, **23 (4)**:411-424, 2006.
- Stebbins J. A., Harrington M. E., Thompson N., Theologis T. N., Advances in the measurement of foot kinematics in children, *J. Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, **34 (9)**; A11, 2004.
- Stebbins J., Harrington M., Thompson N., Zavatsky A., Theologis T., Repeatability of model for measuring multi-segment foot kinematics in children, *Gait and Posture*, **23 (4)**:401-410, 2006.
- VICON®, *Manual Bodybuilder for Biomechanics*, Version 460, Oxford Metrics Ltd., 2002.