

ANÁLISIS TEÓRICO Y COMPUTACIONAL DE LA MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA: UNA REVISIÓN

CHRISTIAN CIFUENTES, ING. ELECTRÓNICO¹, FABIO MARTÍNEZ M.Sc., MAGÍSTER EN ING. BIOMÉDICA²
Y EDUARDO ROMERO MD. M.Sc., Ph.D. EN CIENCIAS BIOMÉDICAS^{3*}

Estudiante Maestría Ing. Biomédica - U. Nacional de Colombia. ²Estudiante Doctorado en Ing. de Sistemas y Ciencias de la Computación - U. Nacional de Colombia. ³Dir. Centro de Telemedicina y Grupo de Investigación BioIngenium - U. Nacional de Colombia

Resumen

La marcha humana es el resultado de la compleja interacción entre varios subsistemas: neuromuscular, músculo-tendinoso y osteoarticular, que trabajan coordinadamente para generar la dinámica corporal necesaria para el desplazamiento bípedo. En la rutina clínica, el estudio de la marcha es la base de la identificación de trastornos patológicos, facilitando su diagnóstico, tratamiento y seguimiento. Tradicionalmente este análisis determina el conjunto de patrones que describen la dinámica del sistema. Sin embargo, éste análisis es insuficiente para evaluar algunos movimientos, sobre todo para los estadios tempranos de casi todos los movimientos patológicos. El desarrollo de diferentes modelos normales y patológicos ha permitido establecer diferencias objetivas para cada una de estas situaciones. En este artículo se hace una revisión de los modelos que describen la dinámica de la marcha humana normal y patológica, inspirados en la morfo-fisiología del sistema locomotor. Además, se hace un análisis sobre la efectividad de los modelos propuestos en la literatura para describir comportamientos patológicos.

Palabras clave: modelos teóricos, marcha, biomecánica, ingeniería biomédica

THEORETICAL AND COMPUTATIONAL ANALYSIS OF NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT: A REVIEW

Abstract

The human gait is the result of complex interactions between several sub-systems: neuromuscular, musculo-tendinous and osteo-articular, which work together to generate the body dynamics necessary to describe the bipedal movement. In the clinical routine, the gait analysis is the main element for identifying pathological disorders, supporting the diagnosis and facilitating a proper follow up. Traditionally, this analysis aims to establish the set of patterns that describe the dynamics of the system. However, this analysis is insufficient for some movements, especially for early stages of almost every pathological movement. The development of normal and pathological models has allowed to demonstrate objective differences for each of these situations. In this article we present a summary of the models that describe the dynamics of the normal and pathological human gait, inspired by the morfo-physiology of the locomotor system. Furthermore, we perform an analysis of the effectiveness of the proposed models in the literature.

Key words: theoretical models, gait, biomechanical, biomedical engineering

* Correspondencia: Eduardo Romero edromero@unal.edu.co Dirección postal: Cra. 30 45-03 Edif. 471 Fac. de Medicina, Centro de Telemedicina, U. Nacional de Colombia, Bogotá D.C., Colombia. Tel: 3165000 Ext. 15025
Recibido: Octubre 27 de 2010 Aceptado: Diciembre 15 de 2010

ANÁLISE TEÓRICA E COMPUTACIONAL DO MARCHA NORMAL E PATOLÓGICO: UMA REVISÃO

Resumo

A marcha humana é o resultado de complexas interações entre vários subsistemas: neuromuscular, músculo-tendão e osteo-articulares, trabalhando em conjunto para gerar a dinâmica do corpo necessária para o movimento bípede. Na rotina clínica, a análise da marcha é a base para a identificação de alterações patológicas, facilitando a sua diagnóstico, tratamento e acompanhamento. Tradicionalmente, esta análise determina o conjunto de padrões que descrevem a dinâmica do sistema. No entanto, esta análise é insuficiente para avaliar alguns movimentos, especialmente nos estágios iniciais de quase todos os movimentos patológicos. O desenvolvimento de modelos normais e patológicos permitiram estabelecer diferenças objetivas para cada uma dessas situações. Este artigo é uma revisão de modelos que descrevem a dinâmica de a marcha humana normal e patológica, inspirada na morfo-fisiologia do aparelho locomotor. Além disso, uma análise da eficácia dos modelos propostos na literatura para descrever o comportamento patológico.

Palabras-chave: modelos teóricos, marcha, biomecânica, engenharia biomédica

Introducción

La marcha humana se describe como un conjunto de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades inferiores y del tronco, que permite el desplazamiento de cuerpo a través de la acción coordinada de cada uno de los componentes que conforman el sistema locomotor humano. Éste puede verse afectado por un conjunto grande de traumatismos y patologías que modifican notablemente la dinámica natural de la marcha (1,2).

Actualmente, médicos y especialistas en rehabilitación analizan los patrones de movimiento (cinéticos, cinemáticos y de consumo de energía) de cada paciente en el laboratorio de marcha (3–7). Con la información obtenida, el clínico formula un tratamiento y sigue la evolución del paciente, basándose en la información estadística, obtenida de estudios poblacionales y de su propia experiencia. Esta metodología es por supuesto altamente subjetiva y depende del conocimiento del especialista (2,8–10). En consecuencia, el desarrollo de diferentes modelos que realicen una descripción cuantitativa del movimiento se ha constituido en una prioridad como soporte del acto médico, permitiendo reemplazar los modelos mentales utilizados en clínica (1,2,11).

Actualmente, existen diversos modelos que describen cuantitativamente la marcha humana con aproxima-

ciones a la dinámica del movimiento, inspirados en la morfo-fisiología del sistema locomotor. Estos modelos van desde un simple péndulo invertido, hasta algoritmos computacionales complejos, para los cuales la dinámica de la marcha es una interacción compleja de los sistemas nervioso, muscular y esquelético. Diferentes esfuerzos se han dedicado en la literatura al modelamiento de la marcha. El más conocido es el enfoque estadístico, caso en el cual los patrones de marcha se identifican luego de análisis estadísticos simples sobre grupos poblacionales muy grandes. Sin embargo, dado que el estudio se basa en marcadores y modelos simplificados de la estructura humana, la identificación de los parámetros dinámicos es limitada y ruidosa. Además, debido a la enorme variabilidad de estos patrones entre poblaciones, los resultados son difícilmente generalizables, con lo cual la frontera entre movimientos normales y patológicos es muy difusa (12).

En los últimos años otra aproximación frecuente ha consistido en realizar abstracciones sobre la dinámica fundamental, de manera que los componentes del sistema se puedan representar por un conjunto acoplado de ecuaciones lineales o diferenciales complejas (1,13). Sin embargo, esta heurística falla al intentar seguir la marcha de pacientes reales y además, sus condiciones iniciales no son fácilmente establecidas. Finalmente, estos sistemas pueden ser sistemas caóticos, con lo cual la utilidad para el análisis de patrones de marcha es bastante reducida.

Un enfoque diferente ha consistido en representar cada uno de los componentes músculo-esqueléticos del sistema locomotor en un conjunto de reglas simples de modelos biomecánicos, que además incluyen la interacción entre las partes y conocimiento a priori de cada uno de los subsistemas que lo componen (1,12–14). Estos modelos han permitido aproximar la interacción de diferentes componentes del sistema músculo-esquelético (15); sin embargo, todavía no ha sido posible establecer claramente la forma en la cual cada uno de estos elementos interactúa para producir movimientos eficientes en términos de energía (16).

En este artículo inicialmente se hace una revisión de los modelos que describen la dinámica del movimiento, utilizando el conocimiento actual de la morfo-fisiología del cuerpo humano; luego se introducirá una descripción de la marcha humana en términos de los parámetros dinámicos que la caracterizan y se analizan los modelos inspirados en la teoría del péndulo invertido, formulados bajo la hipótesis de mínimo consumo de energía; después se hará una descripción de los modelos que consideran además de la estructura del cuerpo, los mecanismos generadores de fuerza (músculos) y la interacción de los mismos con las articulaciones del esqueleto; y se revisarán los modelos neuromusculares que consideran la interacción muscular con el sistema de control que los gobierna. Finalmente en las conclusiones se analizarán las virtudes e inconvenientes de los modelos presentados, en cuanto a su potencial para describir patrones naturales normales o anormales, y su aplicabilidad en el campo clínico.

La marcha humana

En la rutina clínica, el análisis de marcha permite identificar ciertos movimientos normales o patológicos. A partir de un modelo simplificado de la estructura del cuerpo humano, se realiza este análisis a diferentes niveles y con técnicas complementarias que evalúan diferentes aspectos de la función neuromuscular, tal y como se ilustra en la Figura 1 y se describe a continuación (17,18):

- **Variables cinemáticas:** describen el desplazamiento del cuerpo mediante el registro de las variaciones angulares de las articulaciones y los movimientos relativos de los segmentos corporales en el espacio. Del mismo modo, registra la longitud del paso y la velocidad del movimiento (19).

- **Variables cinéticas:** cuantifican las relaciones entre las fuerzas de acción-reacción, los momentos y las potencias medidas para cada uno de los segmentos corporales (19). Las variables cinemáticas a su vez permiten describir la oscilación vertical del centro de gravedad (CoG) y analizar relaciones de generación o absorción de energía mecánica en las articulaciones, producidas por la acción muscular.
- **Variables de activación muscular:** evalúan la actividad eléctrica de la acción muscular durante el ciclo de marcha. Estas variables son registradas por señales de EMG (electro-miografía dinámica superficial) (1,13,20). Además, otras variables registradas mediante el monitoreo del gasto cardio-respiratorio permiten obtener una relación de consumo energético durante el movimiento (21,22).

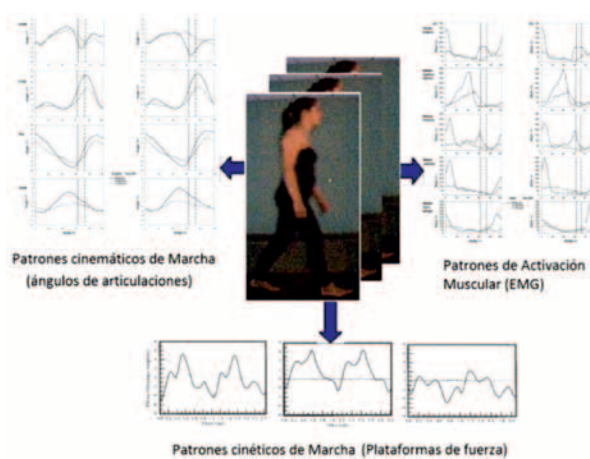


Figura 1. La marcha humana puede ser descrita y analizada mediante un conjunto de patrones dinámicos que se obtienen en un laboratorio de marcha

Sobre la base de análisis estadísticos realizados a grandes grupos de población, se han definido rangos de movimiento normales. De la misma manera, se han definido las alteraciones del ciclo de marcha en algunas enfermedades (22), entre ellas:

- **Marcha diplejia:** patología de origen neuromuscular, caracterizada por una alteración de la comunicación de los comandos neuro-motores, cuyo resultado es una marcha con movimientos descoordinados y un alto grado de espasticidad en las extremidades inferiores. Durante la marcha, las caderas y las rodillas se flexionan y los tobillos mantienen una aducción y rotación interna exten-

didada, mientras el tronco generalmente permanece inclinado (19).

- *Marcha parkinsoniana*: Este movimiento es producto de un desorden degenerativo del sistema nervioso central, caracterizado principalmente por rigidez en los músculos, temblor evidente y movimientos lentos de cada uno de los segmentos corporales. Durante la marcha los pacientes se inclinan hacia adelante, el inicio la marcha es lento, la longitud de paso es pequeña y frecuentemente se arrastran los pies (19).

A pesar del amplio rango de patologías y movimientos anormales que pueden ser descritos con los patrones dinámicos registrados en un laboratorio de marcha, estas descripciones resultan insuficientes en los estadios tempranos de algunas enfermedades. Por ejemplo, en la marcha de Trendelenburg, caracterizada por la inclinación del tronco hacia el lado que sirve de apoyo, se observan patrones que indican debilidad y parálisis del glúteo medio. Estos patrones pueden describir también una luxación en la cadera debido a factores mecánicos que reducen el brazo de palanca de los abductores (19). Por otra parte, es importante anotar que la variabilidad en los patrones normales es suficientemente grande como para ocultar las alteraciones que se presentan en los estadios tempranos del Parkinson o en marchas patológicas de origen psiquiátrico. Esto ha reemplazado la potencialidad de los laboratorios de marcha como herramienta de seguimiento, por el criterio y la experiencia del clínico, quien construye un “*modelo mental*” que establece el diagnóstico (1,13,19).

Estos diagnósticos permiten en la práctica el manejo de estas patologías, pero ellos no son per-se entidades sujetas a análisis, con lo cual tampoco tienen la posibilidad de realizar un examen independiente de los sub-sistemas que intervienen en la marcha. El problema más importante es que el médico no cuenta con alguna herramienta que le permita predecir en alguna medida las consecuencias de su intervención. En este sentido, un modelo que articule de forma genérica los sub-sistemas de la marcha permitiría realizar análisis más específicos y sobre todo, estimar las consecuencias de algún tratamiento (1,12,13). A continuación se describen diferentes modelos del movimiento humano con diferentes niveles de detalle y grado de precisión.

Modelos estructurales

Una primera aproximación al movimiento del sistema locomotor humano consiste en el estudio solo de las relaciones estructurales: masa corporal, longitudes y ángulos. Dos diferentes corrientes han utilizado estas relaciones, la primera asume que el CoG¹ describe una trayectoria lineal, mientras que la segunda, construida sobre la base de modelos que incluyen un péndulo invertido, defienden la idea de un CoG con una trayectoria cíclica (figura 2).

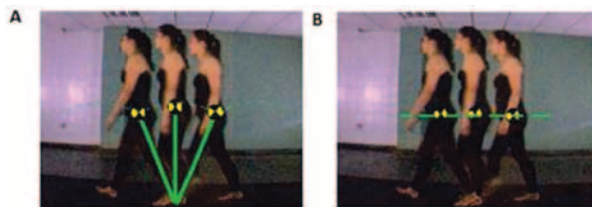


Figura 2. La figura muestra una comparación entre las dos teorías que describen la marcha con relaciones estructurales simples. A. Modelo de péndulo invertido. B. Modelo de los seis determinantes de la marcha.

Esta primera aproximación para describir patrones de marcha normal y patológicos fue propuesta por Saunders y col. (16), mediante las relaciones establecidas por “los seis determinantes de la marcha”², con las cuales se infería que cualquier variación considerable en la trayectoria del CoG indicaba un mayor gasto en la energía que se relacionaba de forma directa con la presencia de una patología (16,18).

Múltiples trabajos de investigación, principalmente en el área clínica (3), han evaluado la importancia de estas hipótesis. Sin embargo, Gard y Childress (23) han demostrado que los determinantes asociados con el movimiento pélvico aportan poco o nada a la atenuación vertical del centro de gravedad. Este hecho fue comprobado posteriormente mediante simulaciones de los patrones angulares de la marcha (24). La trayectoria rectilínea del CoG sólo se conseguiría si las piernas tuvieran ruedas, condición que además de ser imposible, incrementaría el consumo de energía necesario para generar el movimiento (16).

¹ La trayectoria del CoG describe la dinámica global de un sistema

² Rotación e Inclinación de la pelvis, Flexión de la rodilla en la fase de apoyo, Mecanismos de pie y rodilla y desplazamiento lateral de la pelvis.

El segundo enfoque propone un modelo bípedo con diferentes simplificaciones de la estructura del cuerpo humano, usando para ello analogías con sistemas mecánicos simples como el péndulo invertido tal y como se ilustra en la figura 3A: las piernas se representan como estructuras rígidas de longitud l , que soportan una masa corporal m .

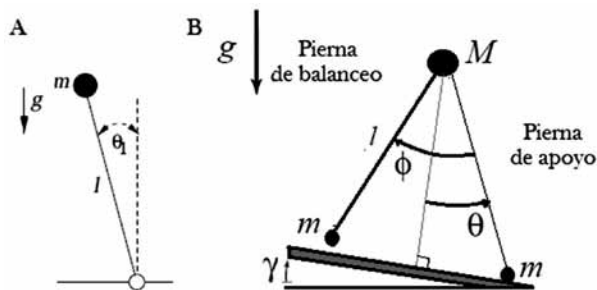


Figura 3: La figura muestra dos enfoques basados en el péndulo invertido. A. Muestra el diagrama de un sistema de péndulo simple invertido. B. Muestra el enfoque propuesto por García y col. cuyo modelo se basa en un péndulo doble invertido para representar la marcha humana

La trayectoria descrita por el péndulo invertido puede aproximarse al movimiento global del cuerpo humano, como $\dot{\theta} = \frac{g}{l} \cos \theta_1$, generando un movimiento semicircular que se aproxima al patrón observado en los laboratorios de marcha para el centro de gravedad (CoG)³; sin embargo, existen no-linealidades propias del movimiento humano que son imposibles de describir a través de ésta representación mecánica, lo cual dificulta el seguimiento apropiado del patrón natural del CoG. A pesar de ello, esta hipótesis introduce una relación directa entre las energías cinética y potencial del cuerpo durante el movimiento, con lo cual se puede discriminar entre una marcha normal y una marcha patológica, teniendo en cuenta la cantidad de energía necesaria para el desplazamiento (25-33).

Sobre la base de esta hipótesis, McGeer (26) propone la teoría de la dinámica pasiva, con la cual logra describir la dinámica de la marcha, mediante relaciones fundamentalmente estructurales (12,27,32,34,35), demostrando que únicamente con el estudio de los parámetros mecánicos del cuerpo humano y la relación de masas, se puede describir el desplazamiento

³ Considerando que el cuerpo se encuentra en la Tierra con un campo gravitatorio constante, se usarán los conceptos de CoG y CoM indistintamente, dado que bajo éstas condiciones coinciden

humano y estimar la energía necesaria, afirmando que estas relaciones estructurales son más relevantes que la fuerza muscular y el control ejercido por el sistema nervioso para producir el movimiento eficiente observado en la marcha normal (12,27,34,35).

Basándose en éste enfoque, García y col. (29) proponen un modelo simple que representa el cuerpo humano como un sistema de péndulo doble invertido (Figura 3B). En éste modelo el tronco es representado por una masa M y los pies son representados por dos masas m , separados por un cuerpo rígido de longitud l que representa las piernas, cuya masa es despreciable, y un factor que relaciona el grado de inclinación de la rampa. Se define entonces un parámetro $\beta = \frac{m}{M} \approx 0$ que permite simplificar las ecuaciones clásicas del sistema de péndulo invertido dadas por:

$$\begin{bmatrix} 1 + 2\beta(1-\cos\theta) & -\beta(1-\cos\theta) \\ \beta(1-\cos\theta) & -\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta} \\ \ddot{\phi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\beta \sin\theta(\dot{\theta}^2 - 2\dot{\theta}\dot{\phi}) \\ \beta\dot{\theta}^2 \sin\theta \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} (\beta g/l)[\sin(\theta-\phi) - \sin(\theta-\gamma)] - g/l \sin(\theta-\gamma) \\ (\beta g/l) \sin(\theta-\phi) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

y un conjunto reducido de patrones dinámicos que caracterizan la marcha humana, llegando a la siguiente relación:

$$\frac{d^2 \theta(t)}{dt^2} - \sin(\theta(t) - \lambda) = 0 \quad (2)$$

$$\frac{d^2 \theta(t)}{dt^2} - \frac{d^2 \phi(t)}{dt^2} + \frac{d\theta(t)^2}{dt} \sin \phi(t) - \cos(\theta(t) - \lambda) \sin \phi(t) = 0 \quad (3)$$

García introduce además una regla de restricción, simulando con esto el “golpe de talón” durante un ciclo de marcha, en el instante $\phi(t) = 2\theta(t)$, dada por:

$$\begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \\ \phi \\ \dot{\phi} \end{bmatrix}^+ = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\theta & 0 & 0 \\ -2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\theta(1 - \cos 2\theta) & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \\ \phi \\ \dot{\phi} \end{bmatrix}^- \quad (4)$$

lo cual permite el intercambio del punto de apoyo durante el balanceo de las piernas²⁹. En este trabajo se ignora la relación de masas durante el movimiento, con lo cual se reduce la dimensionalidad del modelo.

Por su parte, Kuo (28,36,37) modificó el modelo simplificado de García, agregando a la regla de restricción una variable que describe el momento angular que se produce en la cadera con el golpe de talón

$$\frac{d^2\theta(t)}{dt} - \sin(\theta(t) - \lambda) = 0 \quad (5)$$

$$\frac{d^2\theta(t)}{dt} - \frac{d^2\theta(t)}{dt} + \frac{d\theta(t)^2}{dt} \sin\theta(t) - \cos(\theta(t) - \lambda) \sin\theta(t) = -k\theta(t)$$

donde **k** es una constante de elongación relacionada con el torque generado en la cadera. Agrega además un impulso que simula el despegue de los dedos, dado por

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix}^+ = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\theta & 0 & 0 \\ -2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\theta(1 - \cos 2\theta) & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \\ \ddot{\theta} \\ \theta \end{bmatrix}^- + \begin{bmatrix} 0 \\ \sin 2\theta \\ 0 \\ (1 - \cos 2\theta)\sin 2\theta \end{bmatrix} P \quad (6)$$

siendo **P** el impulso generado en el instante en que sucede el golpe de talón. De esta forma logra evaluar ciertas relaciones de masas y velocidades con el fin de mejorar la conservación de energía durante el movimiento. Estas modificaciones permiten suavizar las colisiones producidas por el golpe de talón, obteniendo un gasto de energía mínimo para el desplazamiento del centro de gravedad (29,38). De esta forma se logra representar un conjunto mayor de patrones dinámicos del movimiento, aunque se mantiene la limitación en la representación de patrones de marcha patológicos, por cuanto el gasto eficiente de energía propio de la marcha normal presenta notables variaciones en presencia de trastornos del sistema neuro-músculo-esquelético (12).

En aplicaciones clínicas, para las cuales se necesita una descripción detallada y precisa de la dinámica de la marcha, este tipo de modelos son ineficaces, puesto que no permiten representar los patrones dinámicos relacionados con la articulación de la pierna y las fuerzas de reacción del suelo. Además, la trayectoria del CoG que resulta de la implementación de estos modelos, se aleja notablemente de la trayectoria “suave” característica de la marcha normal humana, tal y como se muestra en la Figura 4, en la cual se observa que la trayectoria del modelo pendular genera cambios bruscos en los instantes en que sucede el “golpe de talón” de cada pie (dos en un ciclo de marcha completo), que distan de la trayectoria suave del CoG normal, razón por la cual este tipo de representación es ampliamente usada en el desarrollo de robots humanoides, pero con limitaciones importantes en el desarrollo de modelos de marcha orientados al desarrollo de herramientas de apoyo clínico.

En general, estos modelos no consideran aspectos fundamentales propios de la robótica relacionados con la estabilidad de un sistema bípedo, como el

punto de momento cero (PMC). Sobre este concepto Kudoh y Komura (10) proponen un modelo mejorado de péndulo invertido mediante el cual es posible generar momentos angulares alrededor del centro de gravedad, logrando representar un número mayor de patrones dinámicos de marcha. Esta mejora al modelo de péndulo invertido permite que el PMC simule la fuerza de reacción producida al contacto con el suelo, de tal forma que el vector de fuerza de reacción no sea paralelo con el vector que une el PMC con el CoG, con lo cual se garantiza la continuidad de la trayectoria durante todo del movimiento. El modelo calcula de forma independiente el movimiento en el plano sagital y frontal, aplicando la cinemática inversa a un conjunto de posturas obtenidas después de calcular la trayectoria del CoG con respecto al PMC.

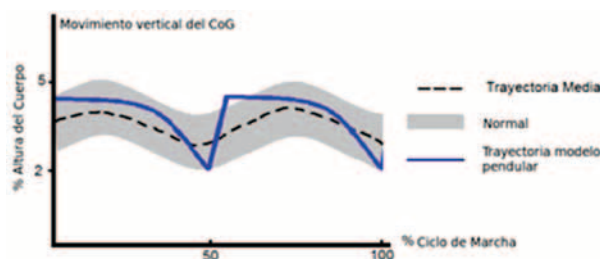


Figura 4. La figura muestra el resultado de la simulación de un modelo basado en la teoría del péndulo invertido (García y col.) que realizamos con el fin de mostrar la trayectoria del CoG resultante, comparado con la trayectoria del CoG obtenida de datos reales adquiridos de los análisis de marcha realizados en laboratorios de marcha de un conjunto de pacientes normales, y el promedio de la trayectoria de los mismos.

Mochon y MacMahon (38) han demostrado (utilizando la marcha balística⁴ como paradigma) (38,39), que la progresión del cuerpo durante la fase de balanceo o apoyo simple del ciclo de marcha puede llevarse a cabo en ausencia de cualquier fuerza muscular, a través de un modelo mecánico de tres eslabones que representa el cuerpo (uno para la pierna de apoyo y dos para canilla y muslo). Otros estudios han permitido el desarrollo de modelos antropomórficos de marcha, con y sin rodilla, los cuales han demostrado que la estabilidad periódica de la marcha puede lograrse sin ningún tipo de acción muscular cuando se desciende por una pendiente suave porque la gravedad compensa la energía cinética que se pierde durante el golpe de talón (25,26).

⁴ Una “marcha balística” se define como un patrón de marcha en el cual los pies no tienen contacto con el suelo durante algunos momentos y dan estabilidad al sistema

Por su parte, Hurmuzlu y col. (40) proponen un modelo relativamente sencillo de cinco eslabones (tronco y piernas articuladas en la rodilla), con el cuál se logra representar de forma aproximada patrones cinéticos y cinemáticos de la marcha normal y patológica humana. El modelo considera solamente la fase de soporte sencillo del ciclo de marcha, cuya ecuación de movimiento está dada por la siguiente relación

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \mathbf{T} \quad (7)$$

Donde $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ es una matriz de 5x5 simétrica que define la inercia del sistema $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}}$, es un vector que representa las fuerzas centrípetas y de coriolis $\mathbf{G}(\mathbf{q})$, es un vector que representa la fuerza de gravedad que actúa sobre cada eslabón, y \mathbf{T} es un vector que muestra la fuerza que se aplica a cada articulación del modelo. $\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$ representan ángulos, velocidades angulares y aceleraciones respectivamente. Así, considerando nuevamente modelos mecánicos basados en el péndulo invertido (41), fue posible describir características dinámicas de marcha patológicas que afectan directamente el sub-sistema ósteo-articular, como por ejemplo las lesiones y amputaciones de miembros inferiores, caso en el cual se consideran las prótesis como cuerpos rígidos y de masa variable (42–44).

Sin embargo, la aplicación de estos modelos se restringe al campo de la ingeniería, razón por la cual surgen nuevos enfoques que consideran además de relaciones estructurales, elementos generadores y disipadores de fuerzas, que permiten representar tanto movimientos normales como patológicos.

Modelos músculo-esqueléticos

En el análisis de la marcha humana resulta fundamental una descripción adecuada de la participación muscular en la generación del movimiento, con el fin de identificar trastornos músculo-esqueléticos (45). Sin embargo, los modelos basados únicamente en simples relaciones estructurales son insuficientes (1,46). En la literatura, se han propuesto diferentes modelos que introducen factores que representan los elementos generadores de fuerza, necesarios para acelerar y desacelerar el cuerpo (músculos y tendones). De ésta forma ha sido posible simular, usando herramientas computacionales, marchas patológicas como la prótesis o la hemiplejía (3,14). Estas simulaciones han

permitido por su parte optimizarlos mecanismos de rehabilitación usados en éstos casos (1,14,47). Este conjunto de modelos se describen a continuación.

Modelos basados en registros electromiográficos

Una de las técnicas más utilizadas para registro y evaluación del comportamiento muscular durante la marcha es la electromiografía dinámica, estudio neuro-fisiológico realizado mediante el uso de electrodos superficiales que capturan la actividad bioeléctrica muscular en diferentes fases del movimiento. Esta técnica ha permitido obtener un conjunto de patrones que permiten identificar la secuencia de activación y desactivación muscular durante un ciclo de marcha (4,20,48). Con base en ésta información y en algunas relaciones biomecánicas del movimiento, se han propuesto diferentes representaciones de la marcha humana utilizando modelos musculares y articulares que aproximan, en cierto grado, la compleja interacción del sistema músculo-esquelético (49–52). Estos modelos permiten representar patrones de activación muscular e identificar los principales grupos musculares que participan en la generación del movimiento, estimar la fuerza muscular y los momentos articulares generados durante la marcha (39,53). De acuerdo a la complejidad que introducen estos modelos para representar la interacción músculo-esquelética del sistema locomotor, pueden dividirse en modelos basados en sistemas mecánicos y modelos computacionales.

Modelos basados en sistemas mecánicos

El patrón de contracción global de los grupos musculares puede ser modelado por subsistemas, utilizando modelos mecánicos muy simples, compuestos de resortes, amortiguadores y resistencias, bajo la restricción de que cada uno de estos sub-sistemas emula una parte muy pequeña del músculo y que la contracción global es alguna combinación lineal de estos sub-sistemas. Uno de los modelos más influyentes en la literatura, es el propuesto por Hill (54), quien describe un grupo muscular utilizando tres elementos básicos: un elemento contráctil (CE), que representa las fibras musculares, un elemento elástico paralelo (PEE), que representa los tejidos conectivos, y un elemento elástico en serie, que representa todos los elementos elásticos como los tendones, tal y como se ilustra en la Figura 5.

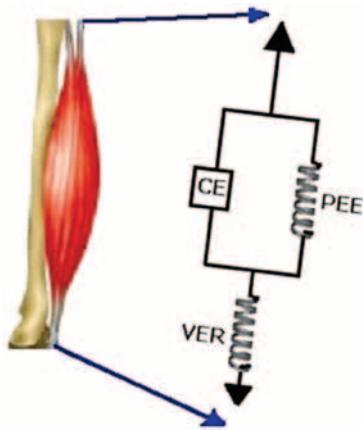


Figura 5. El modelo músculo-tendinoso propuesto por Hill en 1938, emula las características visco-elásticas propias de los elementos músculo-tendinosos del cuerpo humano

Utilizando el modelo de Hill, para representar cada uno de los conjuntos musculares que intervienen durante la marcha (generalmente siete grupos) (55), se han propuesto modelos músculo-esqueléticos que incluyen de forma independiente la acción de cada grupo muscular sobre los mecanismos estructurales del sistema locomotor (56). Mediante estos modelos se ha demostrado como la fuerza generada por cada grupo muscular afecta la aceleración de cada segmento corporal (1,13). Sin embargo, estos modelos no son lo suficientemente precisos como para describir la compleja interacción entre diferentes grupos musculares,

haciendo uso de parámetros experimentales para su continuo ajuste.

Modelos músculo-esqueléticos computacionales

En la literatura se han reportado diversos modelos computacionales que buscan describir la interacción de cada uno de los componentes del sistema locomotor usando la información proporcionada por registros electromiográficos o basándose en relaciones biomecánicas particulares (1,45). Estos modelos han permitido simular la dinámica de la marcha considerando algunos comportamientos no-lineales del sistema locomotor y describiendo diferentes relaciones entre cada uno de sus componentes. Una propuesta para ilustrar la interacción músculo-esquelética con la dinámica ajustada por parámetros de fuerza y movimientos, utilizando actuadores simples, fue introducida por Shin y col. (57). La interacción se simula con un modelo que estima los torques articulares generados durante el movimiento y para ello utiliza información de la anatomía y fisiología particular de los grupos musculares responsables de estos movimientos. Este modelo considera aspectos físicos como la tensión muscular y ciertos parámetros que representan las propiedades el músculo (longitudes, fuerza), obtenidos experimentalmente utilizando la electromiografía dinámica y el torque medido. Aunque este modelo permite describir ciertas situaciones anormales, la descripción de patrones dinámicos es independiente, por cuanto

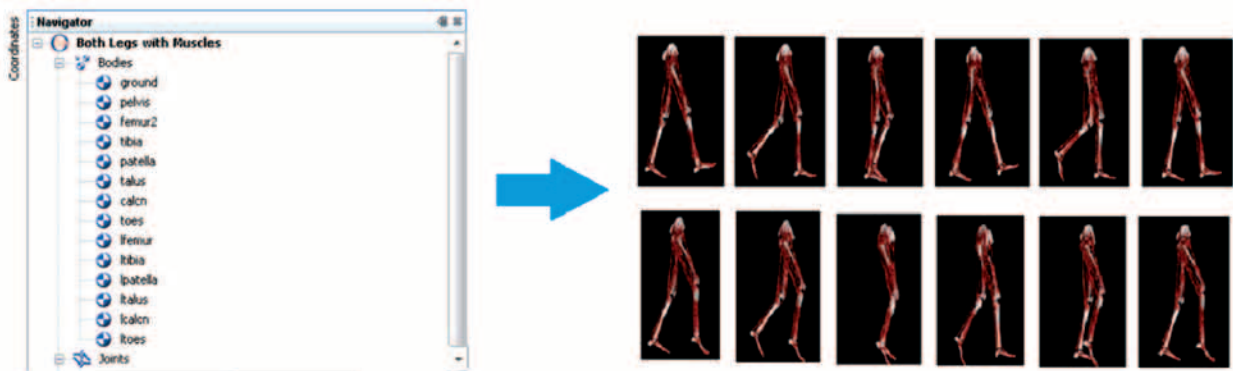


Figura 6. La figura muestra la simulación del modelo computacional propuesto por Delp en OpenSim 2.1 (Delp y col. (45,62)) para una marcha normal (arriba) y patológica (abajo). Este modelo se basa en la teoría del péndulo invertido y en el modelo músculo-tendinoso de Hill. Con el primero se representan relaciones estructurales y de eficiencia en términos de energía, mientras que el segundo sirve para representar cada grupo muscular.

la secuencia de activación, así como las propiedades musculares, son decisión de la experiencia del usuario, con lo cual el modelo resulta altamente dependiente del conocimiento que tenga el usuario del movimiento humano y por tanto, su uso ha permanecido restringido a algunos ambientes clínicos (1,13). En consecuencia, Anderson y col. proponen un modelo cuya hipótesis fundamental es la conservación de la energía propia de la marcha humana, desde una representación músculo-esquelética por medio de un análisis computacional de seis grupos musculares, los cuales generan casi el 70% del total de la energía requerida para la marcha (58). Este modelo permite una descripción cuantitativa de la interacción entre componentes y del trabajo desarrollado por cada uno de los grupos musculares (1,17,59-61).

Por otra parte, Delp y col. (45,62) han introducido un modelo músculo-esquelético, que ha tenido un enorme impacto en el campo de la biomecánica computacional. Este modelo describe diferentes relaciones dinámicas utilizando modelos músculo-tendinosos de Hill (54) y la teoría del péndulo invertido. Estos modelos se parametrizan con especificaciones morfológicas obtenidas de forma experimental, permitiendo simular comportamientos normales y patológicos de la marcha mediante la variación de ciertos parámetros estructurales (Figura 6). Estas variaciones se realizan generalmente usando una interfaz gráfica, donde el usuario determina los parámetros que desea simular, lo cual introduce un alto grado de variabilidad y subjetividad a la representación (20,62-64).

Otros investigadores han diseñado modelos que permiten descripciones músculo-esqueléticas que siguen las limitaciones morfo-fisiológicas del cuerpo humano, usando para ello registros reales antropométricos. Arnold y col. usaron registros de 21 cadáveres que incluían representaciones geométricas de huesos y descripciones cinemáticas de las articulaciones, información que se usó para construir un modelo de la cinética del movimiento de 44 músculos. Este modelo acoplaba el modelo de Hill con cada estructura, con lo cual se logra un detallado estudio de la generación de fuerzas y momentos alrededor de estructuras particulares como el tobillo, la cadera o la rodilla (65). Sin embargo, la dependencia del modelo de los datos experimentales limita su uso porque el conjunto experimental usado para generar los parámetros es muy pequeño, con lo cual se restringe el análisis de algunas características funcionales (65).

Con el fin de desarrollar modelos que permitan analizar diferentes relaciones particulares, como por ejemplo la localización precisa de los centros de giro articulares, Scheys (52,66) ajustó las condiciones iniciales y el dominio geométrico del modelo músculo-esquelético computacional de Delp (45,62), usando las resonancias magnéticas de los pacientes. Sin embargo, esta técnica es costosa y dependiente de un procesamiento que filtre adecuadamente el ruido asociado con la captura (52, 66).

En ingeniería de rehabilitación ha sido importante el desarrollo de modelos de marcha que permitan la descripción, cuantificación y simulación de diferentes patrones dinámicos de la marcha, asociados a alguna patología. Aproximaciones como la del péndulo invertido, buscan describir la dinámica del centro de masa de personas con algún tipo de amputación (42,67), considerando las prótesis como cuerpos rígidos, sin elementos musculares y de masa variable. Estas estrategias han logrado describir con cierto grado de similitud la dinámica de la marcha protésica, pero la utilidad clínica es todavía muy limitada porque este análisis es muy simple (1,15). Los modelos computacionales han permitido un análisis más útil, algunos de ellos complementando la información obtenida de modelos biomecánicos dinámicos (1,13,68), con lo cual ha sido posible la simulación de un número más grande de patrones dinámicos de la marcha.

Por su parte, Goujon y col. (69) propusieron un método dinámico para el cálculo de las fuerzas externas aplicadas en los pies durante la marcha, logrando una aproximación a la cinética de la marcha patológica, con el objetivo de analizar el comportamiento de pies protésicos y las cargas aplicadas durante la marcha. Estos aportes han incidido de manera notable en los procesos de fabricación de dispositivos ortopédicos y de rehabilitación, agregando nuevas estrategias para el cálculo tanto en la distribución de cargas como la aplicabilidad de los diseños de prótesis existentes (13,69). Kuruvilla y col. desarrollaron un método que describe los patrones característicos de la enfermedad de Charcot-Marie-Tooth, también conocida como neuropatía hereditaria motora y sensitiva, o atrofia muscular del peroné, basándose en datos obtenidos de laboratorios de marcha. Los resultados que obtuvieron, han permitido mejorar notablemente la comprensión de éste trastorno y la extracción del conjunto de patrones dinámicos que lo caracterizan, influenciando positivamente en el diseño de tratamientos específicamente orientados a esta patología (70).

Con este nuevo campo de aplicación, nuevas áreas del conocimiento como la biomecánica computacional han propuesto nuevas estrategias para la descripción de patrones normales y patológicos de marcha, mejorando la precisión y variabilidad de los modelos propuestos hasta el momento (1). En éste sentido, uno de los modelos más representativos es el propuesto por Komura y col. (10), quienes con base en la teoría del péndulo invertido y las relaciones musculares propuestas en el modelo de Delp y col. (45), proponen un modelo computacional que permite simular movimientos patológicos relacionados con el debilitamiento de ciertos grupos musculares. Komura asume que el PMC no es fijo, como se considera generalmente (Figura 7), con lo cual genera momentos rotacionales y angulares dados por:

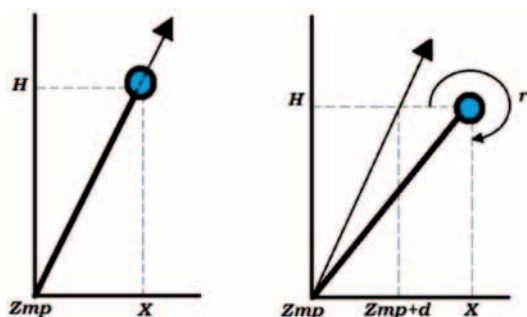


Figura 7. La figura muestra las diferencias entre el modelo clásico del péndulo invertido y el propuesto por Komura. (Izq.). El vector de fuerza generado en el PMC corta el punto dado por el CoG. (der.). El modelo propuesto por Komura sugiere que el vector de fuerza generado desde el PMC no corta el punto dado por el CoG, permitiendo la generación de momentos rotacionales y angulares

$$r = m(1 - c)(aH - g)(C_1 e^{-(\sqrt{a-ac})t} + C_2 e^{-(\sqrt{a-ac})t}) + mg_{a,b} \quad (8)$$

$$\omega_{t_1, t_2} = \left[\frac{m(1 - c)(aH - g)}{\sqrt{(a - ac)(C_1 e^{-(\sqrt{a-ac})t} + C_2 e^{-(\sqrt{a-ac})t})} + mgt_{a,b} \right]_{t_1}^{t_2} + \omega_1 \quad (9)$$

donde r y ω son los momentos rotacional y angular respectivamente y el momento angular en el instante $t = t_1$. Luego formula un problema de cinemática inversa, basándose en el modelo estructural usado por Delp. Posteriormente, calcula los torques generados en cada articulación con la relación:

$$\tau_j(t) = \sum_i (F_i(t) r_{ij}) \quad \text{donde } j = 0, \dots, n_{dof} \quad (10)$$

donde r_i es el momento generado por el músculo i sobre la j -ésima articulación. Como paso siguiente,

se calcula la fuerza que ejerce cada grupo muscular, dada la relación $F_i = f_i(p, t)$. De ésta forma se logran simular marchas patológicas de pacientes con algún grado de parálisis o debilidad muscular. Este modelo permite modificar parámetros estructurales logrando un grado de personalización atractiva en el área clínica; sin embargo, aún está en desarrollo su aplicación real en éste campo (10).

Modelos neuro-musculares

Estudios de la locomoción humana han demostrado que la estabilidad y la flexibilidad de la marcha se producen por la interacción entre la actividad rítmica del sistema nervioso (20) (comandos neuro-motores) y el movimiento del sistema músculo-esquelético (71,72). Este hecho muestra la importancia de describir la dinámica del movimiento humano considerando además de sus características estructurales (esqueleto, músculos), la entidad encargada de controlar el sistema neuro-muscular, con el fin de aplicar éste conocimiento en el análisis de patrones de marcha que permitan identificar trastornos del sistema locomotor de origen neuro-muscular.

Una de las hipótesis más relevantes en el desarrollo de modelos neuro-musculares sugiere la existencia de un Generador Central de Patrones (GCP), encargado de la generación y control del movimiento músculo-articular. Descubierta en 1985, el GCP podría estar localizado en un nivel relativamente bajo del sistema nervioso central (médula espinal). Los estudios teóricos sobre el control del aparato locomotor han mostrado que el GCP es un sistema adaptativo complejo, desde donde se originan los movimientos por la interacción dinámica entre el sistema nervioso, el cuerpo y el medio ambiente, de una forma auto-organizada. Este concepto usa la evidencia de que los organismos vivos presentan patrones cíclicos de movimiento, con lo cual existe una alta probabilidad de la presencia de un patrón de generación de circuitos neuronales que conducen a movimientos cíclicos. En un modelo biomecánico, el término GCP a menudo se aproxima por un grupo de neuronas artificiales, capaz de generar salidas oscilatorias, sin estimulación cíclica externa (71-73).

El descubrimiento del GCP motivó el desarrollo de sistemas de control adaptados a los sistemas y modelos músculo-esqueléticos existentes, buscando una descripción más detallada del sistema locomotor humano durante la marcha. Buchli (74) realizó importantes

aportes en el área de la robótica, inspirado en el GCP, desarrollando un esquema de control por medio de un grupo de osciladores neurológicos que inducen de forma sincronizada la activación en ciertos grupos musculares que controlan una articulación, tal y como se ilustra en la Figura 8. Las señales de salida de la GCP inducen los movimientos del cuerpo mediante la activación de los músculos, de modo que cada oscilador neurológico en el GCP controla los músculos en torno a una sola articulación.

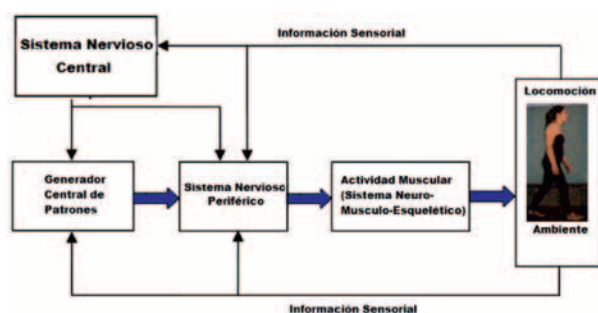


Figura 8. La figura muestra un esquema general del modelo neuro-muscular, considerando la existencia del GCP. El sistema es realimentado por información sensorial, la cual es procesada para que el GCP genere el movimiento

Por otra parte, algunos investigadores han realizado intentos por utilizar algunas aproximaciones clásicas de aprendizaje de máquina, como las redes neuronales para representarla marcha bípeda basada en el concepto de GCP (72,73,75), buscando sistemas de control eficientes y complejos. Los modelos más sencillos consideran solo los movimientos cíclicos de una pierna en el plano sagital, asumiendo simetría en la marcha. Estas hipótesis tan sencillas sin embargo, constituyen un marco de trabajo que permite comprender el complejo mecanismo de control requerido para generar un movimiento coordinado de las extremidades (76).

En los últimos años ha habido un creciente interés en este tipo de modelos (35,75,77), por el interés en mejorar la comprensión de las interacciones en los sistemas neuromusculares, permitiendo simular la marcha sobre la base neuro-fisiológica de la GPC y la biomecánica del aparato locomotor humano y de la compleja interacción entre el sistema nervioso y el sistema músculo-esquelético (35). Taga y col. (71,72), han propuesto un modelo neuro-músculo-esquelético con el cual se exploran los mecanismos de control, encargados de generar el movimiento humano sobre la base de las propiedades emergentes del GCP como

sistema neuronal básico. Este modelo ha permitido una aproximación a comportamientos observados en situaciones de marcha con obstáculos, adicionando un componente generador de movimiento discreto, con resultados todavía muy limitados (72).

A pesar del creciente número de modelos que surgen con éste enfoque, la existencia de una GPC en el control motor humano sigue siendo un tema de debate, debido a la poca comprensión actual del funcionamiento del sistema neuro-motor humano y la poca evidencia experimental que sustente ésta hipótesis (5,15,78). Otros enfoques han intentado modelar el sistema neuro-muscular usando osciladores independientes y controles autónomos para cada articulación. Por ejemplo, Gentaro Taga (71) formuló un modelo neuro-muscular compuesto por ocho segmentos corporales y 20 músculos, sin activación dinámica contráctil, controlado mediante un generador de ritmo que estimula siete osciladores, distribuidos por la estructura, y unos sensores de realimentación para la entrada de los controladores (8,71,72,77,79).

Finalmente, en la literatura se han presentado otras estrategias para el desarrollo de modelos neuromusculares de la marcha, cuyo factor común es la hipótesis de control independiente para cada conjunto muscular. Estos modelos requieren de osciladores desacoplados que gobiernan el movimiento para cada conjunto definido y sensores externos que permiten una retroalimentación al sistema (17). Nuevos enfoques han definido parámetros estocásticos a sus modelos, con lo cual se introduce variabilidad a patrones dinámicos del movimiento y relaciones neuronales para el control locomotor (74,79,80); sin embargo, su aplicabilidad en el campo clínico se encuentra aún en etapa experimental.

Discusión

En este trabajo se ha presentado una extensa revisión de los modelos de marcha descritos en la literatura con la potencialidad de ser utilizados en aplicaciones clínicas de rutina. Para tal efecto, estos modelos deben proveer una descripción cuantitativa del movimiento (patrones dinámicos) y además, deben simular diversas condiciones patológicas que permitan mejorar el análisis que se realiza actualmente en la rutina clínica. De manera genérica estos modelos se han estudiado desde el punto de vista estructural, músculo-esquelético y neuro-muscular.

Los modelos estructurales utilizan analogías físicas que permiten establecer las relaciones fundamentales entre las fuerzas y sus interacciones. El ejemplo típico es el péndulo invertido, cuya dinámica ha mostrado ajustarse apropiadamente al movimiento global del sistema dado por el CoG. Estas representaciones tienen en cuenta únicamente relaciones estructurales, es decir que se simplifica el sistema, en este caso la anatomía humana, permitiendo describir movimientos globales en términos de energía. Sin embargo, la descripción lograda con estos modelos es limitada, y factores importantes para la caracterización de ciertos movimientos anormales, en términos de la fuerza y activación muscular, no son considerados. Además, dada la naturaleza generalmente determinística de estos modelos, no es posible representar fielmente ciertos patrones no lineales de la locomoción humana. Elementos tan esenciales en un patrón de marcha, como por ejemplo el "golpe de talón", no tienen una descripción adecuada en estos modelos. Igualmente, aspectos inherentes a la caracterización de la marcha, como la variabilidad inter-sujeto, no se pueden introducir con estos enfoques, restringiendo por lo tanto la descripción del movimiento a simples trayectorias ideales, muy lejanas de las trayectorias naturales descritas por la marcha humana.

La segunda estrategia produce trayectorias más realistas al introducir una estructura rígida, sobre la que se soporta el sistema muscular, con lo cual se pueden determinar los mecanismos básicos del movimiento, usando para ello algunos grupos musculares modelados, como sistemas visco-elásticos (arreglo resorte - amortiguador) que emulan el comportamiento de contracción muscular generado de forma coordinada durante la marcha. Estas representaciones producen una emulación más precisa de la dinámica de la marcha en términos de fuerzas, momentos y posiciones de los centros de giro articulares de forma sincronizada durante un ciclo de marcha. Sin embargo, la solución obtenida con este tipo de modelos, requiere de un conocimiento del mecanismo de activación muscular, con el fin de establecer las condiciones iniciales del modelo y lograr soluciones convergentes, lo cual tiende a incrementar el nivel de complejidad de la representación.

El resultado de este tipo de limitación es que sólo ciertos grupos musculares se pueden representar en un mismo modelo, con lo que se restringe aún más la descripción adecuada de los patrones de activa-

ción muscular, y cierto tipo particular de relaciones cinéticas presentes en la marcha. Algunos de estos modelos músculo-esqueléticos logran describir, con ciertas restricciones, patrones dinámicos de marchas patológicas, causadas por lesiones musculares u óseas. Estos modelos músculo-esqueléticos permiten el ajuste a diferentes grados de la patología por medio de ciertos parámetros que se pueden variar, facilitando el análisis de movimientos patológicos. Sin embargo, el conjunto de patologías que pueden representarse de esta manera es todavía limitado, puesto que no se pueden considerar ciertos aspectos estructurales y neuro-musculares como las deformaciones óseas o las deficiencias en el control neuro-motor derivadas de obstrucciones en los canales nerviosos o disfunciones motoras cerebrales (causas comunes de patologías asociadas al sistema locomotor humano).

Posteriormente, se extiende la revisión de este trabajo a un grupo de modelos que permiten la descripción del complejo sistema neuro-muscular humano mediante el uso de métodos de control, que utilizan algoritmos de aprendizaje de máquina, y con los cuales se logra representar algunas de las características propias del control motor. Por ejemplo, estos métodos han permitido la simulación de la secuencia coordinada de activación muscular y el complejo sistema de control retro-alimentado, que gobierna el desplazamiento humano. Estas estrategias han permitido formular hipótesis fundamentales sobre el mecanismo de control de base. Por ejemplo, el concepto del GCP definido como un sistema adaptativo complejo, se ha inferido de la regulación que necesita un sistema autónomo conformado por redes neuronales, y desde el cual se generan patrones de movimiento cíclico como resultado de la interacción dinámica entre el sistema y el entorno.

Este método busca simular la forma natural usada por los organismos vivos para generar patrones cíclicos como movimiento reflejo (ej. la marcha en los humanos). Sin embargo, esta hipótesis tan atractiva es aún objeto de una gran polémica en el área, por la poca evidencia experimental que soporte la existencia de un GCP y el limitado conocimiento de los mecanismos fisiopatológicos de las alteraciones de la marcha.

Finalmente, debido a la complejidad de los modelos resultantes, se hace muy difícil una descripción de la marcha y el desarrollo de aplicaciones de apoyo clínico, que describan la dinámica humana y se acoplen a

las variaciones necesarias para describir movimientos patológicos.

Conclusiones y perspectivas de trabajo

- El análisis clínico actual presenta un alto grado de subjetividad dado por la intervención del especialista clínico en la interpretación de los patrones dinámicos de la marcha de cada paciente y por las medidas indirectas sobre las cuales se infieren dichos patrones.
- En la literatura se han reportado diversos modelos con el fin de mejorar la cuantificación de los diferentes patrones de la marcha, con diferentes niveles de abstracción. Se han reportado desde los modelos basados en la dinámica del péndulo invertido hasta modelos computacionales complejos que describen la dinámica del sistema neuro-músculo-esquelético. Sin embargo, su motivación ha sido casi exclusivamente la solución de problemas de ingeniería, con lo cual su inclusión en la práctica clínica ha sido casi inexistente.
- Otras aproximaciones, propuestas para representar la dinámica de algunas patologías de tipo músculo-esquelético, han logrado obtener ciertos resultados en el campo clínico. Estos modelos han permitido representar algunos patrones dinámicos que mejoran el conocimiento acerca de la fisiopatología misma de la enfermedad y del nivel en el cual se encuentra la enfermedad. Sin embargo, existen aún limitaciones que mantienen los niveles de subjetividad de los procesos de rehabilitación ya expuestos.
- Considerando algunas de las dificultades observadas en los modelos estudiados, relacionados principalmente con la falta de variabilidad y precisión en el seguimiento de la dinámica natural de la marcha, el desarrollo de modelos estadísticos que combinen información apriori con modelos determinísticos, se muestran como una alternativa interesante en la búsqueda de una solución integrable con el trabajo del rehabilitador en la rutina diaria.

Referencias

1. Zajac F, Neptune R, Kautz S. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*. 2003;17:1-17.
2. Fregly BJ. Design of Optimal Treatments for Neuromusculoskeletal Disorders using Patient-Specific Multibody Dynamic Models. *Int J Comput Vision and Biomech*. 2008;r:1-31.
3. Baker R. Gait Analysis Methods in Rehabilitation. *J NeuroengRehabil*. 2006;3:4-14.
4. Bermudez AP, Dolhagaray P, Duque V. Material de Apoyo a la Asignatura Kinesiterapia (I) – Capítulo 11: Marcha; 2006. p. 179.
5. Polanco A, Rogriguez C. Modelos Dinámicos de Movimientos Humanos. In: 8vo congreso Iberoamericanode Ing. Mecánica; 2007.
6. Martínez F, Gómez F, Romero E. Análisis de Video para Estimación del Movimiento Humano: Una revisión. *Revista Med*. 2009;17:95-106.
7. Martínez F, Gómez F, Romero E. Desarrollo de un laboratorio de marcha con integración sincrónica mediante una arquitectura en módulos. *Acta Biológica Colombiana*. 2010;15.
8. Reinbolt J, Haftka R, Chmielewski T, Fregly B. A Computational Framework to Predict Post Treatment Outcome for Gait-related Disorders. *Med Eng& Physics*. 2008;30:434-43.
9. Ren L, Howard D, Kenney L. Computational Models to Synthesize Human Walking. *J Bionic Eng*. 2006;3:127-38.
10. Komura T, Nagano A, Kudoh S, Shinagawa Y. Simulating Pathological Gait using the Enhanced Inverted Pendulum Model. *J Biomech Eng*. 2004;52(9):1-18.
11. Sanz C M. Marcha Patológica. *Revista del pie y tobillo*. 2003;17:1-7.
12. Goñi J, García J M. Dinámica de los Sistemas Biológicos Modelando Complejidad. Inicialización a la Investigación. *Revista Electrónica*. 2006;1:1-9.
13. Zajac F, Neptune R, Kautz S. Biomechanics and Muscle Coordination of Human Walking Part I: Introduction to Concepts, Power Transfer, Dynamics and Simulations. *Gait Posture*. 2002;16:215-32.
14. Ackermann M. Dynamics and Energetics of Walking with Prostheses. University of Stuttgart; 2007.
15. Pandy M. Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Ann Rev Biomed Eng*. 2001;3:245-73.
16. Saunders M, Inman V T, Eberhart H D. The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *J Boneand Surgery*. 1953;35:543-58.
17. Stanford University. Laboratorio Stanford; 2010. Available from: <http://nmbi.stanford.edu>.
18. Horsman M, Koopman H, Van der Helm F, Poliacu L, Veeger H. Morphological Muscle and Joint Parameters for Musculoskeletal Modelling of the Lower Extremity. *Clin Biomech*. 2007;22:239-47.
19. Inman V, Ralston H, Todd F. Human Walking 2nd Edition. Wilkins BW, editor. Rose J, Gamble JG editors; 1994
20. Ivanenko Y, Poppele R, Lacquaniti F. Five Basic Muscle Activation Patterns Account for Muscle Activity during Human Locomotion. *J Physiol*. 2004;556:267-82.
21. Minettif A, Alexander R. A Theory of Metabolic Costs for Bipedal Gaits. *J Theor Biol*. 1997;186:467-76.
22. Lara M, Angulo M, Llanos L. Actividad Electromiográfica Normal en la Marcha Humana. *Biomecnica*. 1996;7:110-6.
23. Gard S, Childress D. The Effect of Pelvic List on the Vertical Displacement of the Trunk during Normal Walking. *Gait Posture*. 1997;5:233-41.
24. Pandy M, Berme N. Quantitative Assessment of Gait Determinants during Single Stance Via a Three Dimensional Model/Part 1. Normal Gait. *J Biomech Eng*. 1989;22:717-41.
25. García M, Ruina A, Coleman M, Chatterjee A. Passive Dynamic Models of Human Gait; 1998. Department of Theoretical and Applied Mechanics.
26. McGeer T. Passive Dynamic Walking. *J Biomech Eng*. 1998;123:264-9.
27. Kajita S, Yamaura T, Kobayashi A. Dynamic Walking Control of a Biped Robot Along a Potential Energy Conserving Orbit. *IEEE Trans Rob Autom*. 1992;8:4-8.

28. Kuo A. A Simple Model of Bipedal Walking Predicts the Preferred Speed Step Length Relationship. *J Biomech Eng.* 2001;123:264-9.
29. García M, Chatterjee A, Ruina A, Coleman M. The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling. *J Biomech Eng.* 1998;120(2):281-8.
30. Collins S, Wisse M, Ruina A. A Three Dimensional Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees. *Int J Rob Res.* 2001;17:607-615.
31. Frank B, Kevin C, Walker M, Rainbow M. Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clin Biomech.* 2006;21:288 - 296.
32. Goswami A, Espiau B, Keramane A. Limit Cycles and their Stability in a Passive Bipedal Gait. *IEEE Magazine.* 1998;1:246-51.
33. Martínez F, Gómez F, Romero E. A Kinematic Method for Computing the Motion of the Bodycentre-of-mass (CoM) during Walking: A Bayesian Approach. *Comp Meth Biomech Biomed Eng.* 2010;doi:10.1080/10255842.2010.486761.
34. Collins S, Ruina A. A Bipedal Walking Robot with Efficient and Human-Like Gait; 2006. University of Michigan.
35. Thalmann D, Boulic R, Mas R. A Robust Approach for the Control of the Center of Mass with Inverse Kinetics. *Computers & Graphics.* 1996;20:5.
36. Kuo A D. Energetics of Actively Powered Locomotion Using the Simplest Walking Model. *J Biomech Eng.* 2002;124:113-20.
37. Kuo A D. The Six Determinants of Gait and the Inverted Pendulum Analogy. A Dynamic Walking Perspective. *Human Movement Science.* 2007;26:617-56.
38. Mochon S, MacMahon T. Ballistic Walking. *J Biomech.* 1980;13:49-57.
39. Whittlesey S, Van Emmerik R, Hamill J. The Swing Phase of Human Walking Not a Passive Movement. *Motor Control.* 2000;4:273-92.
40. Hurmuzlu Y. Dynamics of Bipedal Gait Part I: Objective Functions and the Contact Event of a Planar Five-Link Biped. *IEEE Magazine.* 1998;24:1-18.
41. Sujatha M, Srinivasan, Tech B. Low-dimensional Modeling and Analysis of Human Gait with Application to the Gait of Transfemoral Prosthesis Users. The Ohio State University; 2007.
42. Perry M, Ayyappa E, Shan S, Torburn L. Below Knee Amputee Gait with Dynamic Elastic Response Prosthetic Feet. A Pilot Study. *J Rehabil Res Dev.* 1990;27:369-84.
43. Fonseca S, Hold K, Saltzman E. A Dynamical Model of Locomotion in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy Influence of Walking Speed. *Clin Biomech.* 2001;16:793-805.
44. Riley P, Kerrigan D C. Kinetics of Stiff-Legged Gait: Induced Acceleration Analysis. *IEEE Transaction of Rehabilitation Engineering.* 1999;7:420.
45. Delp S, Loan J. A Graphics Based Software System to Develop and Analyze Models of Musculoskeletal Structure. *Comput Biol Medical.* 1995;25:22-34.
46. Winby C, Lloyd D, Besier T, Kirk T. Muscle and External Load Contribution to Knee Joint Contact Loads during Normal Gait. *J Biomech.* 2009;42:2294-2300.
47. Inaba H, Miyazaki S, Hasegawa J. Muscle Driven Motion Simulation based on Deformable Human Model Constructed from Real Anatomical Slice Data. *Lecture Notes in Comp Science.* 2002;2492:32-42.
48. Barrett R, Besier T, Lloyd D. Individual Muscle Contributions to the Swing Phase of Gait: An EMG-based forward Dynamics Modelling Approach. *Sim Modelling Practice and Theory.* 2007;15:1146-55.
49. Naruse K. Biped Walking Pattern by Virtual Muscle Oscillation in Growing Physical Parameter of Robot Model. ICROS SICE international Joint Conference 2009. 2009;r:2696 - 2699.
50. Ghafari A S, Meghdari A, Vossughi G. Estimation of Human Lower Extremity Musculoskeletal Conditions During Backpack Load Carrying. *Trans Biomech Eng.* 2009;16:451-62.
51. Komura T, Nagano A. Evaluation of the Influence of Muscle Deactivation on other Muscles and Joints during Gait Motion. *J Biomech.* 2004;37:425-36.
52. Scheys L, Jonkers I, Schutyser F, Pans S, Spaepen A, Suetens P. Image based Methods to Generate Subject-specific Musculoskeletal Models for Gait Analysis. *Int Congress Series.* 2005;1281:62-7.
53. Lloyd D, Besier T. An EMG-driven musculoskeletal model to Estimate Muscle Forces and Knee Joint Moments in Vivo. *J Biomech.* 2003;36:765-76.
54. Hill AV. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of The Royal Society Biological Science.* 1938;136:136-95.
55. Lee L F, Krovi V N. Musculoskeletal Simulation-based Parametric Study of Optimal Gait Frequency in Biped Locomotion. *IEEE Explore.* 2008.
56. Hoy M, Zajac F, Gordon M. A Musculoskeletal Model of the Human Lower Extremity: The Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on the Moment-angle Relationship of Musculotendon Actuators at the Hip, Knee, and Ankle. *J Biomech.* 1990;23:157-69.
57. Shin D, Kim J, Koike Y. A Myokinetic Arm Model for Estimating Joint Torque and Stiffness From EMG Signals During Maintained Posture. *J Neurophysiol.* 2009;101:387-401.
58. Anderson G, Liu L, Wright A. Trajectory Planning and Control for a Human-like Robot Leg with Coupled neural-oscillators. In: Proceedings of the 7th Mechatronics Forum: International Conference and Mechatronics Education Workshop; 2000.
59. Endo K, Herr H. A model of Muscle Tendon Function in Human Walking. In: 2009 IEEE Int Conf on Robotics and Automation; 2009.
60. Endo K, Herr H. Human Walking Model Predicts Joints Mechanics, Electromyography and Mechanical Economy. In: The 2009 IEEE/RSJ Inter Conference on Intelligent Robots and Systems; 2009.
61. Delp S L, Anderson F C, Arnold A S, Loan P, Habib A, John C T, et al. Open Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54:1940-51.
62. Delp S. An Interactive Graphics Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990;37:757.
63. Baldassarri S, Arbeloa S. Sistema MOBiL: Deformaciones Musculares Durante la Locomoción. *Actas del XV Congreso Español de Informática Gráfica CEIG 2005.* 2005;15:159-68.
64. Yamaguchi Y, Shimizu H, Taga G, Miyake Y. Generation and Coordination of Bipedal Locomotion Through Global Entrainment. In: Proceedings of International Symposium on Autonomous Decentralized Systems; 1993.
65. Arnold E, Ward S, Lieber R, Delp S. A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Ann Biomed Eng.* 2010;38:269-79.
66. Scheys L, Campenhout A V, Spaepen A, Suetens P, Jonkers I. Personalized MR-based Musculoskeletal Models Compared to Rescaled Generic Models in the Presence of Increased Femoral Anteversion: Effect on Hip Moment Arm Lengths. *Gait Posture.* 2008;28:358-65.

67. Donald P D, Shurr L, Jane C, Golden C, Meier K, Nielsen C D. Comparison of Energy Cost and Gait Efficiency during Ambulation in Below-knee Amputees Using Different Prosthetic Feet. *Iowa Orthop J*. 1988;8:95-100.
68. Dong F, Clapworthy G, Krokos M, Yao J. An Anatomy based Approach to Human Muscle Modeling and Deformation. *IEEE Trans Vis Comput Graph*. 2002;8:154-70.
69. Goujon H, Bonnet X, Sautreuil P, Maurrisset M, Darmon L, Fode P. A Functional Evaluation of Prosthetic Foot Kinematics during Lower-limb Amputee Gait. *Prosthetics and Orthotics International*. 2006;30(2):213-23.
70. Wright A, Yoder D, Andriacchi T, Costa J. Characterization of Gait Parameters in Patients with Charcot-marie-tooth Disease. *Neurol India*. 2000;48:49-55.
71. Taga G. A Model of the Neuromusculo Skeletal System for Anticipatory Adjustment of Human Locomotion during Obstacle Avoidance. *Biol Cybern*. 1998;78:9-17.
72. Taga G. A Model of the Neuro-musculo-skeletal System for Human Locomotion Emergence of Basic Gait. *Biol Cybern*. 1995;73:97-111.
73. Hooper S. Central Patterns Generators. *Current Biology*. 2000;10(5):176-7.
74. Buchli J, Ijspeert AJ. Distributed Central Pattern Generator Model for Robotics Application based on Phase Sensitivity Analysis. In: *The First International Workshop on Biologically Inspired Approaches to Advanced Information Technology*; 2003.
75. Full R, Abbas J. Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement. *J Biomech Eng*. 2000.
76. Corazza S, Gambaretto E, Mundermann L, Andriacchi TP. Automatic Generation of a Subject Specific Model for Accurate Markerless Motion Capture and Biomechanical Applications. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2010;57:806-12.
77. Zielinska T. Coupled Oscillators Utilised as Gait Rhythm Generators of a Two Legged Walking Machine. *Biological Cybernetics*. 1996;74:256-73.
78. Pandy M. Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Annu Rev Biomed Eng*. 2001;3:245-73.
79. Hatze H. Towards a Comprehensive Large-scale Computer Model of the Human Neuromusculoskeletal System. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*. 2005;6:239-50.
80. Ivanov P, Stanleya E, Ashkenazya Y, Hausdor J. A Stochastic Model of Human Gait Dynamics. *Physica*. 2002;316:662-70.