

Modelo músculo-esquelético del miembro inferior: un enfoque teórico en busca de la aplicabilidad clínica

Francisco D. Buyatti¹, Matías A. Cano¹, Ariel A. Braidot¹, Marcos J. Crespo², Emiliano P. Ravera^{1,3}

¹Laboratorio de Biomecánica, Universidad Nacional de Entre Ríos, Entre Ríos, Argentina

²Laboratorio de Análisis de la Marcha y Estudio de Movimiento, Instituto FLENI, Buenos Aires, Argentina

³CONICET, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina

Resumen— El análisis biomecánico, es una herramienta habitual de análisis clínico en sujetos con alteraciones motrices. Sin embargo, la distribución de las fuerzas musculares individuales durante el ciclo de marcha no está completamente representada. Un modelo músculo-esquelético representa mediante un conjunto de parámetros numéricos la interacción del sistema óseo-artro-muscular aportando estrategias más efectivas en el análisis y posterior abordaje terapéutico. El sistema locomotor humano es redundante y utiliza óptimos criterios de selección muscular para desarrollar un movimiento. Esto lleva a la utilización de métodos matemáticos de optimización que utilizan principios fisiológicos para explicar el mecanismo y significado funcional de las fuerzas musculares. En este trabajo se desarrolló un modelo musculo-esquelético del miembro inferior en el plano sagital constituido por once músculos y se lo analizó sobre cinco sujetos sin alteraciones de la marcha. El tejido muscular es representado mediante la utilización de un modelo de Hill. Para la resolución del problema de optimización se utilizó el algoritmo SQP. Se compararon los resultados obtenidos con modelos ya existentes. Se logró reflejar los lineamientos a seguir en el desarrollo de un modelo aplicable al ambiente clínico, ayudando a predecir el comportamiento funcional de los músculos y sus posibles modificaciones ante una patología.

Palabras clave — Modelo músculo-esquelético, fuerza muscular, análisis de la marcha.

Abstract— Biomechanical analysis is a common tool in clinician settings for the analysis of subjects with motor abnormalities. However, the individual muscle forces behavior through of the gait cycle is not fully represented on the gait analysis. Musculoskeletal models represent a set of numerical parameters showing the interaction of the system bone-joint-muscles, providing more effective strategies in the analysis and subsequent therapeutic approach. The human musculoskeletal system is redundant and uses optimal selection criteria for developing a muscular movement. This leads to the use of mathematical optimization methods that utilize physiological mechanism to explain the principles and functional significance of muscle forces. A musculoskeletal model of the lower limb was developed in this paper. The model represents the sagittal plane of movement and it consists of eleven muscles. In this work were analyzed five subjects without abnormal gait. Muscle tissue was represented by a Hill-Type model. To solve the static optimization problem the SQP algorithm was used. Our estimations of the muscles force were compared with other musculoskeletal model, developed by other researcher groups. Through this work was possible to reflect the guidelines to follow in the developing a musculoskeletal model applicable in the clinical setting, helping to predict the functional behavior of muscles and the possible modifications from a pathological gait.

Keywords— Musculoskeletal model, muscle force, gait analysis.

I. INTRODUCCIÓN

La dinámica del movimiento humano es el resultado de una activación muscular, la cual genera fuerzas musculares que llevan a mover las articulaciones de una manera controlada. El resultado de este proceso depende en gran medida de las propiedades de la generación de fuerza de los músculos y las características anatómicas del sistema esquelético [1].

En particular el gesto de la marcha es un proceso que comienza en forma voluntaria y se mantiene por la ejecución de movimientos involuntarios y estereotipados,

los cuales son predefinidos en base a la memoria propioceptiva adquirida durante los primeros años de vida [2].

El análisis biomecánico mediante el uso de modelos dinámicos inversos y datos electromiográficos (EMG), se ha convertido en una herramienta habitual en los análisis clínicos de sujetos con alteraciones motrices. Sin embargo, la distribución de las fuerzas musculares durante el ciclo de la marcha no logran estar completamente representadas [1].

Mediciones directas de las fuerzas musculares no son factibles en un entorno clínico dado que requieren de métodos invasivos. En busca de revelar estas incógnitas es que actualmente se propone la implementación de modelos computacionales que representen el sistema óseo-artro-muscular. Así se podría brindar herramientas que ayuden a

Dirección de contacto:

Emiliano Ravera, Ruta Prov. 11 Km. 10, Oro Verde, Entre Ríos, 3101, +54(343)4975-100 int 121, emilianoravera@bioingenieria.edu.ar.

un mejor análisis y valoración clínica, aportando estrategias más efectivas para un abordaje terapéutico [1] [3].

Por ejemplo; personas con parálisis cerebral muestran alteraciones de la marcha que se suelen evidenciar en múltiples trastornos motores generados por el crecimiento anormal de huesos y músculos, acompañadas de anomalías terciarias relacionadas a las compensaciones motrices utilizadas para eludir sus anomalías primarias [4]. De esta manera, mediante la utilización de modelos que brinden información de las fuerzas musculares individuales, el grupo de médicos clínicos podrían “ver” como los músculos son responsables de estos patrones anormales, y seleccionarlos directamente para una intervención quirúrgica [1] [3].

Un modelo músculo-esquelético representa un conjunto de parámetros anatómicos numéricos con el fin de cuantificar su interacción. En una manera simple, los músculos son descritos como una línea recta de acción entre el origen e inserción y las articulaciones como centros de rotación fijos [5].

Una de las principales características del sistema motor humano es poseer más músculos que grados de libertad en cuanto a los movimientos. Debido a esta redundancia, una acción determinada puede ser realizada de diferentes formas y numerosas combinaciones de fuerzas musculares pueden generar el mismo torque articular [6].

Esto sugiere que el sistema nervioso central utiliza principios específicos para el control de las fuerzas musculares individuales, siendo estos principios similares para diferentes personas. Así, se llega a pensar que el sistema nervioso central selecciona óptimos patrones de activación muscular bajo criterios que aún son desconocidos [7].

Asumiendo que el sistema nervioso central minimiza el estrés muscular para lograr que el gesto de la marcha sea lo más eficiente posible y debido a la redundancia que presenta el sistema músculo-esquelético, llegamos a la hipótesis que las fuerzas musculares se pueden estimar mediante un modelo matemático de optimización que utiliza principios fisiológicos que intentan explicar el mecanismo y el significado funcional de las fuerzas observadas [1] [7].

Una variedad de criterios de optimización se han utilizado en la literatura para resolver este problema, basado en criterios fisiológicos como ser la mínima fatiga muscular, el mínimo estrés muscular, y la energía metabólica mínima [7].

El análisis de las funciones musculares mediante un modelo músculo-esquelético basado en una resolución de dinámica inversa requiere el uso de funciones objetivo para resolver la indeterminación matemática. Aunque algunas funciones objetivos se basan en argumentos fisiológicos, su elección es muchas veces arbitraria debido al hecho de que su validación es difícil de realizar; dejando a los patrones de EMG como los principales argumentos disponibles para la comparación de la activación muscular [8].

Este trabajo presenta el análisis y desarrollo de un modelo músculo-esquelético del miembro inferior en el plano sagital. Este modelo permite encontrar una estimación de las fuerzas musculares individuales a lo largo del ciclo de marcha de once músculos mediante técnicas de resolución de dinámica inversa y optimización estática. En este trabajo se logró mostrar una correcta modelización del

tejido muscular mediante los resultados obtenidos de un modelo de segmentos articulados. Se incorporaron los datos de la señal de EMG, los cuales toman gran importancia en el modelado del sistema músculo-esquelético en marchas patológicas [9]. Asimismo se presenta la variación de los brazos de momento muscular en función al ángulo de flexión/extensión de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo; y se comparó el modelo desarrollado con otros ya existentes.

Mediante este trabajo se muestra los lineamientos a seguir para el desarrollo de un modelo músculo-esquelético que puede ser aplicable en el ambiente clínico, buscando entender el comportamiento de las fuerzas musculares individuales durante la marcha, ayudando a predecir el comportamiento funcional de los músculos y sus posibles modificaciones ante una patología.

II. MÉTODOS

A. Población y datos analizados

El estudio se llevó a cabo sobre un grupo de cinco sujetos sin alteraciones de la marcha, de 7 a 14 años de edad, altura de 124 a 167 cm y un peso de 22 a 53 kg (Tabla 1).

TABLA I
DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES PRESENTADOS COMO LA MEDIA
(MÍN-MÁX).

	n=10 pruebas
Edad	9.8 (7-14)
Altura (cm)	142.2 (124-167)
Peso (Kg)	36.6 (22-53)
Velocidad (cm/seg)	110.2 (97-128)
Longitud de paso (cm)	110.9 (106.6-118.1)
Cadencia paso/min	117.2 (105-133)
Fase de apoyo (%)	58.5 (57.5-59.5)

Los datos antropométricos como la altura, el peso, la longitud de las piernas, el ancho de articulación de la rodilla y la distancia entre las espaldas ilíacas anterior superiores (ASIS) para cada sujeto fueron registrados por fisioterapeutas del grupo de trabajo del Instituto FLENI, Escobar, Argentina.

Los datos biomecánicos fueron registrados por un sistema de captura de movimiento (Elite 2002 BTS Bioingeniería, Italia) compuesto por ocho cámaras (100 Hz) y dos plataformas de fuerzas (Kistler 9281E, Grupo Kistler, Suiza). Se utilizó el protocolo de Davis [10] para la localización de los puntos de referencia óseos y colocación de los 22 marcadores retro-reflectivos.

La actividad eléctrica muscular se registró utilizando técnicas de electromiografía dinámica superficial mediante un equipo electromiógrafo de ocho canales de adquisición con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz (Teleemg BTS Bioingeniería, Italia).

Todos los datos se importaron para su procesamiento en el software matemático MATLAB (Mathworks, Natick, MA) utilizando el formato estandarizado de datos biomecánicos C3D. Las trayectorias de todos marcadores fueron filtradas con un filtro tipo Butterworth con frecuencia de corte de 6 Hz y orden $n=2$. Los datos electromiográficos fueron filtrados mediante un filtro de tipo Butterworth pasa altos (frecuencia de corte de 30 Hz y $n=4$). Luego a las señales rectificadas se les aplicó un filtro del mismo tipo pasa bajos (frecuencia de corte de 6 Hz y $n=4$) y normalizadas con respecto a su máximo [11].

B. Modelo músculo-esquelético del miembro inferior

La figura 1 muestra el sistema mecánico músculo-esquelético propuesto en este trabajo. Este modelo está constituido por los cuatro segmentos representativos de miembro inferior (pelvis, fémur, tibia-peroné y pie) y once músculos. Cuatro de los músculos cumplen funciones bi-articulares (BF=Bíceps Femoral, GA=Gastrocnemio, RF=Recto Femoral y SM=Semimembranoso) y los siete restantes, funciones mono-articulares (A=Aductor, GM=Glúteo Mayor, Gm=Glúteo medial, I=Ilíaco, SO=Sóleo, TA=Tibial Anterior y V=Vastos). El modelo presenta tres grados de libertad correspondientes a las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital.

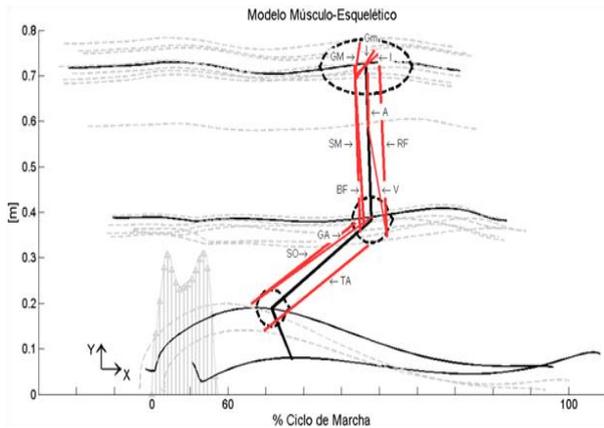


Fig. 1: Esquema del sistema mecánico músculo-esquelético modelado.

Los músculos modelados se seleccionaron mediante el siguiente criterio:

1. Mayor área de sección transversal (PCSA, physiological cross-section area), relacionado con la mayor fuerza de contracción isométrica.
2. Mayor masa, relacionado con el mayor consumo energético muscular.

Se utilizaron referencias cadavéricas [12] y sistemas de referencias que siguen el movimiento de los segmentos del miembro inferior [13] para estimar las posiciones de origen e inserción de los músculos durante todo el ciclo de marcha. El modelo asume que la transmisión de la fuerza muscular actúa mediante su fibra principal conectada entre su origen e inserción [5]. Para los músculos Recto Femoral y Vastos una simple línea de acción entre origen e inserción no es adecuada porque la rótula actúa incrementando la palanca que el tendón rotuliano puede ejercer sobre el fémur aumentando su ángulo de acción. En este caso el vector dirección de la fuerza muscular es estimado como la suma de un vector solidario a la dirección longitudinal de la

tibia-peroné y otro en la dirección longitudinal del fémur [9].

C. Problema de optimización estática

Un problema de optimización estática fue utilizado para encontrar el valor de las fuerzas musculares para cada instante de tiempo (1) [7].

$$\begin{aligned} & \text{Min}_f G\left(f_i^{(m)}\right) \\ & \text{sujeto a:} \\ & \sum_1^{11} f_i^{(m)} \left(\bar{r}_i \times \bar{\tau}_i\right)_k = \bar{M}_k \quad ; \quad k=1,2,3 \quad (1) \\ & 0 \leq f_i^{(m)} \leq F_i^{(\max)} \quad ; \quad i=1,2,\dots,11 \end{aligned}$$

Donde $G\left(f_i^{(m)}\right)$ es la función objetivo, \bar{M}_k son los momentos netos articulares, $f_i^{(m)}$ es la norma del i th músculo, $\left(\bar{r}_i \times \bar{\tau}_i\right)$ representa la variación temporal del momento muscular, expresado como el momento generado por una fuerza muscular unitaria, y $F_i^{(\max)}$ es el valor máximo que pueden tomar las fuerzas musculares. Así, las fuerzas musculares son restringidas por dos limitaciones fisiológicas: el músculo sólo puede proveer fuerzas de contracción y estas fuerzas están limitadas a un máximo.

En la resolución del problema matemático no lineal fue utilizado el algoritmo SQP, basándose en la realización de aproximaciones cuadráticas sucesivas de la función Lagrangeana. En este método se aproximó a la matriz Hessiana por el método de Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) y mediante la aproximación de Sherman-Morrison-Woodbury se llega a la expresión de la inversa de la Hessiana.

C.1 Función objetivo

En actividades sub-máximas es común suponer que estos movimientos se desarrollan minimizando el consumo de energía. La función objetivo utilizada en este trabajo (2) se basa en los dos procesos de mayor consumo de energía muscular como son el desprendimiento de los puentes cruzados de actina-miosina y la re-entrada de calcio en el retículo sarcoplasmático mediante bombas activas de calcio [8].

$$G\left(f_i^{(m)}\right) = m_i \left\{ a_1 \frac{f_i^{(m)}}{PCSA_i} + b_1 \frac{m_i}{\rho} \frac{f_i^{(m)}}{PCSA_i \sigma_{\max} f_i(l_m)} + b_2 \frac{m_i}{\rho} \left(\frac{f_i^{(m)}}{PCSA_i \sigma_{\max} f_i(l_m)} \right)^2 \right\} \quad (2)$$

C.2 Modelado del tejido muscular

Un aspecto que toma gran importancia en el desarrollo de un modelo músculo-esquelético es el término que restringe el valor máximo que pueden tomar las fuerzas musculares durante todo el ciclo de la marcha. En este punto, lograr un modelado preciso del tejido muscular es crítico.

Basándonos en el modelo descrito por Zajac [14], la unidad músculo-tendón se modela como un elemento contráctil en serie con el tendón. Básicamente, el elemento pasivo y el elemento contráctil en paralelo son los que contribuyen a la fuerza muscular F^M (3). La forma general de la ecuación para la fuerza producida por una unidad músculo-tendón está dada por [11];

$$F^M = PCSA \sigma_{\max} [f_l(l_m) f_v(v_m) a(t) + f_p(l_m)] \cos(\varphi(t)) \quad (3)$$

C.3 Mecánica del tejido muscular

Para comprender la mecánica músculo-tendón, el principal efecto se encuentra modelado mediante el ángulo de penación. Este ángulo permite valorar la orientación entre las fibras musculares y el tendón. Así, las fibras musculares se acortan en una dirección que es no colineal con la dirección en la cual el tendón hace la fuerza [13]. El ángulo de penación (4) cambia con la longitud instantánea de la fibra muscular suponiendo que el músculo tiene un espesor y volumen constante.

$$\varphi(t) = \sin^{-1} \left(\frac{L_{m0}(t) \sin(\varphi_0)}{L^M(t)} \right) \quad (4)$$

Donde $L^M(t)$ es la longitud de la fibra muscular en el tiempo t , φ es el ángulo de penación muscular en la longitud de la fibra óptima L_0^M , $L_{m0}(t)$ es la relación que existe entre la activación muscular $a(t)$ y la longitud de la fibra óptima (5) [9].

$$L_{m0}(t) = L_0^M (\gamma(1-a(t)) + 1) \quad (5)$$

Donde $\gamma = 0.15$, es el porcentaje de cambio de la longitud óptima de la fibra muscular.

C.4 Dinámica del tejido muscular

La dinámica del tejido muscular puede ser dividida entre dinámica de activación y dinámica de contracción. La primera corresponde a la transformación de la excitación neural a la activación del aparato contráctil, y la segunda a la transformación de la activación a la fuerza muscular [14].

C.4.1 Dinámica de la contracción

Para comprender la dinámica de la contracción muscular, resulta útil comenzar por describir la relación entre la fuerza muscular y la longitud. Los músculos pueden ser divididos en una parte activa que genera fuerza cuando son activados, como un motor, y una parte pasiva que aplica una fuerza resistiva cuando son alargados más allá de una longitud de restricción, como una banda de goma [14].

Las propiedades del tejido muscular en estado estático están definidas por la curva isométrica $f_l(l_m)$. Cuando el músculo está activado y pasivo, la diferencia entre estas fuerzas se denomina fuerza muscular activa. La relación de la fuerza con la longitud de fibra nominal puede ser estimada por la expresión (6).

$$f_l(l_m) = 1 - \left(1 - \frac{l_m}{l_m^0} \right)^2 \quad (6)$$

$$l_m^0 = \text{mediana}(l_m)$$

Las fuerzas pasivas producidas en el músculo son debidas a la elasticidad del tejido que está en paralelo con el elemento contráctil. Las fuerzas pasivas son muy pequeñas cuando las fibras musculares son más cortas que la longitud óptima de la fibra, y aumentará en gran medida a partir de ese instante. Mediante una relación exponencial se describe la relación de las fuerzas pasivas (7) [14];

$$f_p(l_m) = \frac{e^{10(l^M-1)}}{e^5} \quad (7)$$

Donde l^M es la longitud muscular normalizada.

Dado que en la marcha se desarrollan velocidades de acortamiento y alargamiento muscular cercanas a la nominal durante todo el ciclo de marcha se considera $f_v(v_m) = 1$ [15].

C.4.2 Dinámica de la activación

La excitación neural neta $u(t)$ actúa a través de una dinámica de activación que responde a un sistema de primer orden para producir la variación temporal de la activación neta $a(t)$. Una dinámica de primer orden describe la relación entre $u(t)$ y el EMG ($e(t)$) (8) [14];

$$\frac{du(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} (\beta + [1-\beta]e(t)) \right] u(t) = \left(\frac{1}{\tau_{act}} \right) e(t) \quad (8)$$

Donde $0 < \beta < 1$; τ_{act} = retardo electromecánico de activación. Mediante resolución numérica de (8) se llega a la ecuación de segundo orden en recurrencia (9) [16],[17].

$$u(t) = \alpha e(t - \tau_{act}) - \beta_1 u(t-1) - \beta_2 u(t-2) \quad (9)$$

donde $\tau_{act} = 40$ ms [17], β_1 , β_2 y α definen la dinámica del sistema y $e(t)$ es la señal de EMG registrada. La selección de los parámetros β_1 y β_2 son críticos para lograr soluciones estables, entonces (10);

$$\beta_1 = \gamma_1 + \gamma_2, \quad \beta_2 = \gamma_1 \gamma_2, \quad |\gamma_1| < 1, \quad |\gamma_2| < 1 \quad (10)$$

Además, como la ganancia debe ser unitaria $\alpha - \beta_1 - \beta_2 = 1$.

Para cuantificar la relación no lineal entre la excitación neural y la variación temporal de la actividad muscular se utiliza la siguiente función (11) [18].

$$a(t) = \frac{e^{Au(t)} - 1}{e^A - 1} \quad -3 < A < 0 \quad (11)$$

III. RESULTADOS

La figura 2 muestra los momentos netos articulares de la cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante todo el ciclo de la marcha para los diez miembros inferiores analizados.

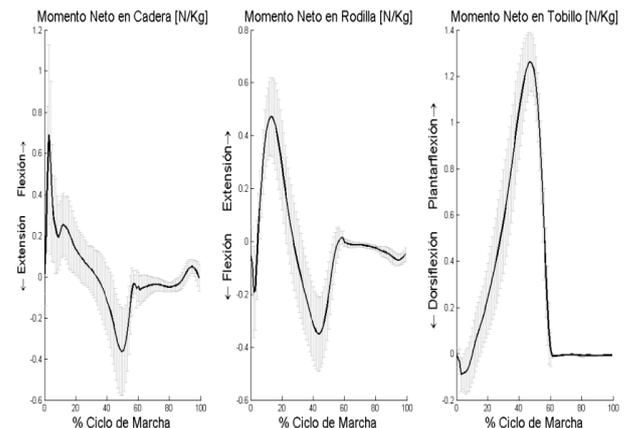


Fig. 2: Media (negro) y desvío estándar (gris) de los momentos netos articulares.

De los datos electromiográficos registrados sólo se cuenta con la información de cuatro músculos, Recto Femoral, Gastrocnemio, Semimembranoso y Tibial Anterior. Basándose en datos bibliográficos [19] se generó una plantilla de EMG para representar el comportamiento de los restantes músculos modelados. Con las envolventes de las señales de EMG, considerando $\gamma_1 = \gamma_2 = -0.5$ y $A = -0.1$ [17] en (9-11), se estimó la activación neural y la variación temporal de la activación muscular, figura 3.

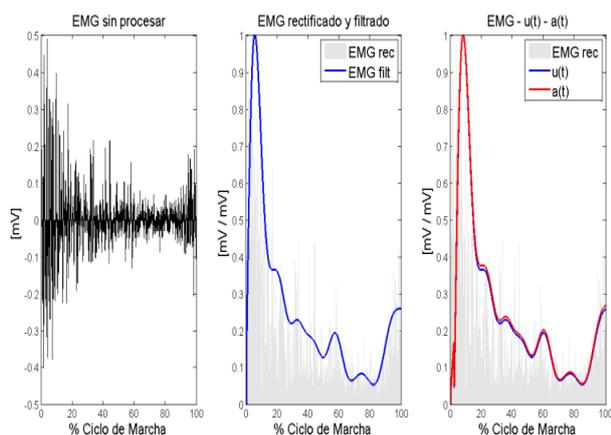


Fig. 3: Procesamiento de la señal de EMG.

Para una mejor interpretación de la mecánica del modelo se representa en la figura 4 la variación de los brazos de momentos musculares en función del ángulo de flexión de cada una de las articulaciones involucradas en el modelo desarrollado.

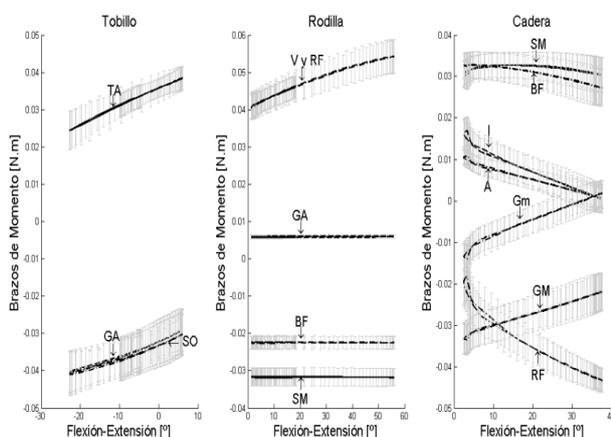


Fig. 4: Media (negro) y desvío estándar (gris) de los brazos de momentos musculares en función de los ángulos de flexión/extensión.

En la figura 5 se muestran las fuerzas musculares individuales obtenidas durante el ciclo de marcha.

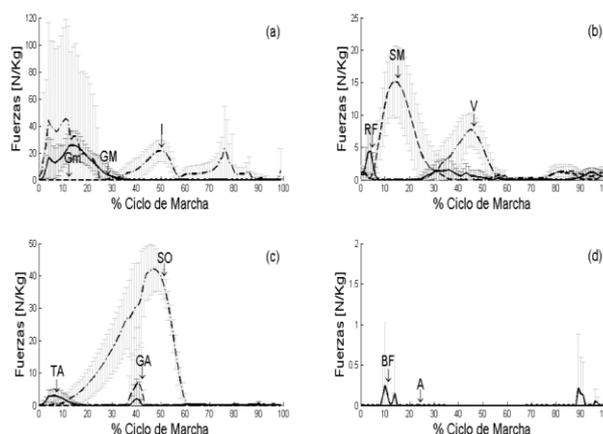


Fig. 5: Media (negro) y desvío estándar (gris) de las fuerzas musculares estimadas por el modelo propuesto.

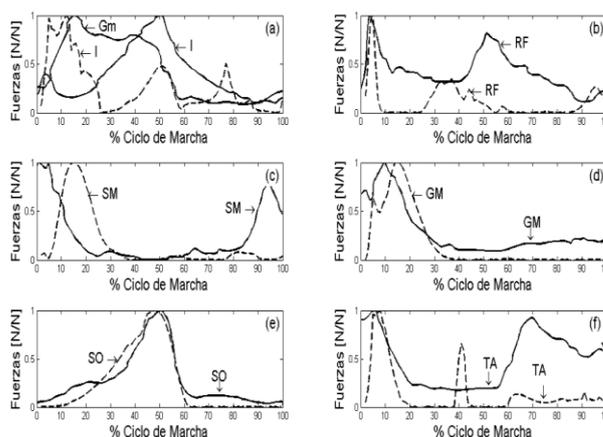


Fig. 6: Comparación de las medias de las fuerzas estimadas por el modelo propuesto (línea de puntos) con el de Van der Krogt et al. (línea llena).

La figura 6 muestra las medias de las fuerzas musculares individuales comparadas con las encontradas por otro modelo músculo-esquelético tridimensional que utiliza métodos de resolución de dinámica forward presentado por otro grupo de investigación [20]. Como las fuerzas presentadas por Van der Krogt et al. pertenecen a un grupo de estudio de normales de diferente rango etario, se normalizaron los resultados con su máximo para su comparación.

IV. DISCUSIÓN

Las principales limitaciones de los modelos músculo-esqueléticos es que son anatómica y fisiológicamente incompletos y difíciles de validar. Cuando se busca desarrollar modelos con aplicabilidad en la clínica basados en ajustes mediante datos antropométricos, muestran insuficiente exactitud en los parámetros [21] [22]. Sin embargo, la inclusión de los datos electromiográficos son un parámetro importante para lograr una correcta valoración de las fuerzas a medida que aumenta el grado de complejidad del modelo representado [9].

El algoritmo utilizado en la resolución del problema de optimización estática es considerado uno de los métodos cuasi-Newtonianos más efectivos, mostrando convergencia superlineal, alta robustez en los problemas donde la función objetivo es no-lineal, satisface la regla de la secante y asegura que la matriz Hessiana sea semidefinida positiva en la resolución de problemas cuadráticos [23].

En la figura 3 se observa la importancia que presenta lograr una correcta y completa inclusión de los datos de EMG en la modelización del tejido muscular, dado que aparte de influir directamente en el valor máximo que pueden tomar las fuerzas musculares durante el ciclo de la marcha, estos reflejan el retardo electro-mecánico muscular.

En la figura 4 se observa el momento muscular necesario para generar un desplazamiento de flexión/extensión en cada una de las articulaciones, encontrándose dentro de los rangos esperados reportados en otros trabajos [21] [24]. Debido a la simplificación de tratarse de un modelo bi-dimensional, existen músculos que se ven opacados por otros mostrando comportamientos similares.

En el caso del Bíceps Femoral vemos que muestra similar comportamiento que el Semimembranoso en el momento muscular en la flexión-extensión de la cadera (figura 4), haciendo casi nulo el valores de fuerza de este músculo (figura 5 d). Similar efecto se observa entre el Gastrocnemio y Sóleo en el momento muscular en la flexión-extensión del tobillo (figura 4 y figura 5 c). En el caso del Ilíaco y Glúteo medio queda en evidencia este efecto cuando se lo compara con los valores presentados por otros autores, (figura 6 a). A su vez, el músculo Aductor arroja valores de fuerzas muscular casi nulos (figura 5 d), en relación con el hecho de que éste músculo cumple sus principales funciones en el plano frontal y no en el sagital.

Aún con las simplificaciones que presenta este modelo, se observan similitudes con los resultados presentados por otro grupo de investigación [20] en los valores de fuerzas musculares individuales desarrolladas durante todo el ciclo de marcha, principalmente en las zonas donde se producen sus picos (figura 6).

V. CONCLUSIONES

Desde hace varias décadas, los métodos de optimización se han utilizado para transformar el momento neto articular en estimaciones de las fuerzas musculares individuales mediante modelos músculo-esqueléticos. Sin embargo, estos resultados no fueron trasladados directamente a la práctica clínica. El principal obstáculo de estos estudios era la falta de una exitosa validación de las fuerzas musculares estimadas, la falta de un software amigable para el usuario y computacionalmente eficiente [1].

Recientes avances en métodos de dinámicas forward han abierto nuevas oportunidades. Los problemas de optimización utilizando estos métodos han mostrado mejor desempeño debido a que presentan soluciones menos dependientes de las mediciones cinemáticas y las fuerzas de reacción del suelo [20]. Sin embargo el principal obstáculo que muestran estos modelos es el alto costo computacional que insumen, siendo este un factor muy importante en aplicaciones clínicas [1].

Pese a las limitaciones de este modelo se logró reflejar los pasos teóricos a seguir en el desarrollo de un modelo músculo-esquelético que busca tener aplicabilidad a la práctica clínica. A su vez, se ve que es necesario un modelo que represente las interacciones en los tres planos anatómicos, dado que la mayoría de las patologías de la marcha tienen grandes alteraciones en los demás planos del movimiento.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer al Instituto de Rehabilitación Neurológica FLENI por proporcionar los datos necesarios para este trabajo y al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Tecnológicas (CONICET), al PID 6125 (UNER) y al PICTO 222-2009 (AGENCIA) por proporcionar los fondos de financiamiento necesarios para esta investigación.

REFERENCIAS

- [1] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, and A. J. van den Bogert, "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 22, no. 2, pp. 131–54, Feb. 2007.
- [2] S. E. Rodrigo, J. A. C. Ambrósio, and O. Penisi, "Análisis Dinámico Inverso de Modelos Biomecánicos Espaciales del Cuerpo Humano," *8º Congr. Iberoam. Ing. Mecánica*, 2007.
- [3] A. S. Arnold and S. L. Delp, "The role of musculoskeletal models in patient assessment and treatment," *Clin. Dev. Med.*, pp. 163–77, 2004.
- [4] T. F. Novacheck and J. R. Gage, "Orthopedic management of spasticity in cerebral palsy.," *Childs. Nerv. Syst.*, vol. 23, no. 9, pp. 1015–31, Sep. 2007.
- [5] K. R. Kaufman, K. W. An, W. J. Litchy, and E. Y. Chao, "Physiological prediction of muscle forces: I. Theoretical formulation.," *Neuroscience*, vol. 40, no. 3, pp. 781–92, Jan. 1991.
- [6] B. Prilutsky, "Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization," *J. Biomech.*, vol. 9290, no. 97, pp. 1025–33, 1997.
- [7] B. I. Prilutsky and V. M. Zatsiorsky, "Optimization-based models of muscle coordination," *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 30, no. 1, pp. 1–13, 2002.
- [8] M. Praagman, E. K. J. Chadwick, F. C. T. van der Helm, and H. E. J. Veeger, "The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption.," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 4, pp. 758–65, Jan. 2006.
- [9] E. P. Ravera, P. A. Catalfamo, M. J. Crespo, and A. A. Braidot, "Electromyography as an Important Parameter for a Proper Assessment of Dynamic Muscles Strength in Gait Analysis," *Am. J. Biomed. Eng.*, vol. 2, no. 6, pp. 269–277, Jan. 2013.
- [10] R. B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 10, no. 5, pp. 575–87, Oct. 1991.
- [11] D. G. Lloyd and T. F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo.," *J. Biomech.*, vol. 36, no. 6, pp. 765–76, Jun. 2003.
- [12] M. D. K. Horsman, H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. P. Prosé, and H. E. J. Veeger, "Corrigendum to 'Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity' [Clin. Biomech. 22 (2007) 239–247].," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. 10, p. 1303, Dec. 2008.
- [13] E. P. Ravera, P. A. Catalfamo, M. J. Crespo, and A. A. Braidot, "Muscle-skeletal model of the thigh: a tool for understanding the biomechanics of gait in patients with cerebral palsy," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 332, pp. 1–10, Dec. 2011.
- [14] F. Zajac, "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 17, no. 4, pp. 359–411, 1989.
- [15] M. D. K. Horsman, "The Twente Lower Extremity Model," 2007.
- [16] R. S. Barrett, T. F. Besier, and D. G. Lloyd, "Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach," *Simul. Model. Pract. Theory*, vol. 15, no. 9, pp. 1146–1155, Oct. 2007.
- [17] T. Buchanan, D. Lloyd, K. Manal, and T. Besier, "Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command," *J. Appl. Biomech.*, vol. 20, no. 4, pp. 367–95, 2004.
- [18] J. R. Potvin, R. W. Norman, and S. M. McGill, "Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting.," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 74, no. 1–2, pp. 119–32, Jan. 1996.
- [19] C. Vaughan, B. Davis, and J. O'connor, *Dynamics of Human Gait*. 1992.

- [20] M. M. van der Krogt, S. L. Delp, and M. H. Schwartz, "How robust is human gait to muscle weakness?," *Gait Posture*, vol. 36, no. 1, pp. 113–9, May 2012.
- [21] A. Arnold and S. Salinas, "Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-Based musculoskeletal models of the lower extremity," *Comput. Aided Surg.*, vol. 119, pp. 108–19, 2000.
- [22] L. Scheys, A. Spaepen, P. Suetens, and I. Jonkers, "Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models.," *Gait Posture*, vol. 28, no. 4, pp. 640–48, Nov. 2008.
- [23] J. Nocedal, S. J. Wright, and S. M. Robinson, *Numerical Optimization*. 1999.
- [24] J. L. Krevolin, M. G. Pandy, and J. C. Pearce, "Moment arm of the patellar tendon in the human knee.," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 5, pp. 785–788, May 2004.