

Descripción de los distintos músculos y su activación. Herramientas y definición del sistema en tiempo real

Rocío Cabral¹, Carlo Biancardi²,
Isabel Morales, Andrea Mattiozzi³ y Franco Simini³

¹Estudiante del 30º Seminario de Ingeniería Biomédica 2021.

²Conferencista del Seminario del día 4 de título "Control de locomoción: Introducción a la teoría modular y su abordaje desde la electromiografía de superficie".

³Docentes del 30º Seminario de Ingeniería Biomédica 2021.

Resumen— En las siguientes páginas se presentará una forma de modelar el miembro inferior durante la marcha como un sistema en tiempo real, compuesto por 9 músculos que se contraen y relajan siguiendo cierta secuencia. Para esto primero se realizó una selección de músculos en base a estudios anteriores realizados mediante electromiografía de superficie, teniendo en cuenta las funciones necesarias para llevar a cabo el ciclo de la marcha. Luego se pasó a diseñar el circuito que los representaría; para esto se utilizaron 2 bits para describir el estado del músculo, pudiendo representarse por lo tanto 4 posibles valores de contracción, cada uno de estos manejado por un flip-flop tipo D. Como entrada este recibe una de las 7 etapas que se consideró que componen el ciclo de la marcha, y muestra como salida el valor asignado a su nivel de contracción durante la misma en un osciloscopio.

Si bien hay muchos posibles cambios que mejorarían el sistema obtenido, este permite observar el comportamiento de los músculos elegidos y, por lo tanto, del miembro inferior durante el ciclo de la marcha.

INTRODUCCIÓN

El modelado del cuerpo humano surgió en respuesta a necesidades que se remontan muy atrás en el tiempo: la rehabilitación e incluso el reemplazo de distintas partes del mismo. En particular para el miembro inferior podemos encontrar diseños que se remontan a la época de las pirámides, pasando por las “patas de palo” usadas durante la edad media que fueron mejoradas en el correr del renacimiento, añadiendo funciones articulares y materiales innovadores a su construcción. Hoy en día, múltiples avances en el área de la robótica han permitido la construcción de prótesis específicas para cada paciente que le permiten continuar su vida con normalidad a pesar de presentar lesiones o ausencia de la extremidad. [1]

El primer paso para la creación de cualquiera de estos sistemas es el modelado, con mayor o menor cantidad de detalle, de la parte del cuerpo que se quiera representar; en esta monografía se presentará una forma de modelar el miembro inferior como un conjunto de 9 músculos, representado mediante un circuito digital de componentes básicas donde las contracciones y relajaciones de los mismos durante la marcha se puedan observar en tiempo real. Los músculos con los que se trabajará serán seleccionados en base a estudios previos realizados mediante electromiografía de superficie, teniendo en cuenta su indispensabilidad a la hora de llevar a cabo las distintas etapas de la marcha.

La utilidad de este simulador es meramente educativa; si bien permite observar de manera clara y a grandes rasgos el comportamiento de distintos músculos de interés durante la acción de caminar carece de la exactitud necesaria para tener otras aplicaciones.

I. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Modelado del miembro inferior

Para diseñar un circuito que represente con la mayor rigurosidad posible la actividad del miembro inferior durante la marcha, debemos definir dos cuestiones principales: primero, con cuantos y cuales músculos trabajar; esto se hizo en base a distintos estudios realizados mediante electromiografía de superficie como se detalla más adelante. Segundo, cómo representar las contracciones y relajaciones de los músculos elegidos; para determinar esto se utilizaron conocimientos previos sobre circuitos digitales, teniendo en cuenta las características de las salidas deseadas.

A.1 Músculos a considerar

Empecemos viendo con cuales músculos trabajar. Una primera preselección se hizo a partir de [2] tomando aquellos que presentaban mayor actividad electromiográfica, pero esta se descartó rápidamente por dos motivos: la cantidad de músculos en juego era demasiada, y gracias al criterio usado podrían estarse ignorando contracciones pequeñas pero de mucha importancia para el ciclo de la marcha.

Por lo tanto, más tarde se pasó a considerar la lista de 9 músculos cuya actividad electromiográfica fue medida para todos los individuos participantes en [3], ya que dicha selección fue hecha para representar correctamente la marcha: gastrocnemio, peróneo largo, tibial anterior, bíceps femoral, semitendinoso, recto femoral, vasto lateral, sartorio y tensor de fascia lata. Este último, por ejemplo, habría sido descartado en la selección inicial.

Finalmente, se verificó con estudios más cualitativos [4] (capítulos 4, 5 y 6) y [5] que los músculos elegidos cumplieran las funciones necesarias para llevar a cabo la marcha (estas fueron sacadas de los capítulos 1,2 y 3 de [4]).

Pasamos a describir brevemente cuáles son estas tareas para cada etapa del ciclo de la marcha, y qué músculos intervienen en ellas:

A.1.1 Apoyo

Comencemos por el apoyo; la primera etapa de la marcha ocupa un 60% del ciclo y su inicio se da cuando el pie toma contacto con el piso, por lo que lo primero que necesitaremos serán músculos dorsiflexores que se encarguen de posicionar el tobillo para un correcto apoyo; de estos solo consideraremos el tibial anterior, por ser el de mayor tamaño y por lo tanto el que realizará el torque más significativo. Mientras tanto, también será necesario absorber el impacto del peso corporal sobre el pie; esta tarea la cumplirán los músculos vastos (medial, intermedio y lateral), que además mantendrán la rodilla en posición evitando que se flexione rápidamente. Al mismo tiempo se debe extender la cadera para contribuir con el avance del cuerpo sobre el pie; como simplificación, consideraremos que esto es tarea únicamente del glúteo mayor.

Una vez apoyado el pie, este es empujado hacia delante mediante la activación progresiva de los flexores plantares (tomaremos sóleo y gastrocnemio, por motivos que se explican más adelante) hasta que el tobillo se desprende del suelo, dando lugar a la siguiente fase. Mientras tanto la tarea de colocar la pelvis y la cadera para el despegue (generando estabilidad al evitar movimientos laterales) recae únicamente sobre el tensor de fascia lata, por lo que si bien la fuerza realizada por este es pequeña debemos tenerla en cuenta.

A.1.2 Oscilación

Esta etapa ocupa un 40% del ciclo y comienza al desprenderse el pie del suelo; para esto será necesaria una flexión de la rodilla llevada a cabo por los isquiotibiales (de los que solo consideraremos bíceps femoral y semitendinoso), y

regulada por el recto femoral quien evitará que la flexión sea demasiado repentina. Al despegarse el pie del suelo, el anteriormente mencionado tibial anterior actúa revirtiendo la flexión plantar que experimentó el pie durante el despegue y posicionándolo para el nuevo contacto con el piso; el glúteo mayor se encargará nuevamente de mantener la estabilidad de la cadera.

A.1.3 Lista de músculos usados

A partir de lo estudiado en las subsecciones anteriores se añadió a los músculos a considerar el glúteo mayor ya que, de los músculos encargados de sostener y estabilizar la cadera, solo se estaba considerando el tensor de fascia lata y si bien este cumple una función importante es un músculo pequeño y no realiza grandes contracciones durante la mayoría del ciclo por lo que no sería conveniente despreciar todos los demás. También se decidió descartar el peróneo largo y en su lugar considerar el sóleo, ya que este y el gastrocnemio cubren la mayor parte de su función (realizar la flexión plantar): “*The soleus and gastrocnemius account for 93% of the theoretical plantar flexor torque*” (página 57 de [4].) Por motivos similares se eliminó también el sartorio de la lista.

Por lo tanto, finalmente se modelará la pierna como el conjunto de los siguientes 9 músculos: tibial anterior (TA), vasto lateral (VL), glúteo mayor (GM), sóleo (Sol), gastrocnemio (GN), tensor de fascia lata (TFL), bíceps femoral (BF), recto femoral (RF) y Semitendinoso (ST).

A.2 Sistema en tiempo real

A.2.1 Activación muscular

Una vez seleccionados los músculos, veremos como representar su activación; para esto los valores de las contracciones de cada músculo fueron codificados con 2 bits según el criterio que se explica al pie de la Tabla 1. Además, consideramos las 7 etapas de la marcha propuestas en [4] y a cada una de estas se le asignó un número de 3 bits.

TABLA I
ESTADO DE LOS MÚSCULOS DURANTE CADA FASE DE LA MARCHA.

Fase/Músculo	TA	VL	GM	Sol	GN	TFL	BF	ST	RF
Respuesta al peso (000)	10	10	10	01	01	00	01	01	00
Apoyo medio (001)	00	00	01	10	10	01	00	00	00
Apoyo final (010)	00	00	00	11	11	01	00	00	00
Pre-oscilación (011)	10	00	00	00	00	00	00	00	01
Oscilación inicial (100)	10	00	00	00	00	00	00	00	01
Oscilación media (101)	01	00	00	00	00	00	01	00	00
Oscilación final (110)	10	01	01	00	00	00	01	01	00

En la Tabla I, 00 representa un músculo completamente relajado, 01 una contracción menor al 20%, 10 una contracción entre 20% y 40% y 11 una contracción mayor a un 40% según %MMT.

En la Tabla I se ven las salidas que dará el circuito para cada entrada; los valores de las contracciones fueron asignados en base a las gráficas presentadas en [4], ya que de las fuentes consultadas era la única que presentaba una escala.

A.2.2 Componentes utilizadas y armado del circuito

El circuito que representará el miembro inferior fue realizado con la herramienta simulink de Matlab, y está compuesto por flip-flops tipo D (DFF) y compuertas lógicas; se colocaron dos DFF para cada músculo, de manera que cada uno maneje un bit de su estado. Se recibirá como entrada una señal generada desde el Workspace de Matlab, compuesta por escalones a distintas alturas cuyo valor recorrerá en orden ascendente los números asignados en la Tabla I a cada fase de la marcha.

Una ventaja de los DFF, además de su bajo costo, es que reciben un valor y lo mantienen en su salida durante un tiempo que puede definirse usando un reloj personalizado. De hecho, la idea de representar los músculos con DFF surgió de tres factores relacionados a este aspecto: para empezar, no es una buena aproximación pensar los músculos como algo que da una salida instantánea ya que deben conservar su nivel de contracción durante el tiempo necesario para completar la tarea. A esto se le suma la necesidad de que varios músculos cambien su estado al mismo tiempo, lo cual se logra fácilmente

controlando todos los DFF con el mismo reloj; finalmente, no todas las etapas de la marcha tienen la misma duración por lo que poder elegir el tiempo que pasa el reloj en nivel alto y bajo también aportará rigurosidad al modelo.

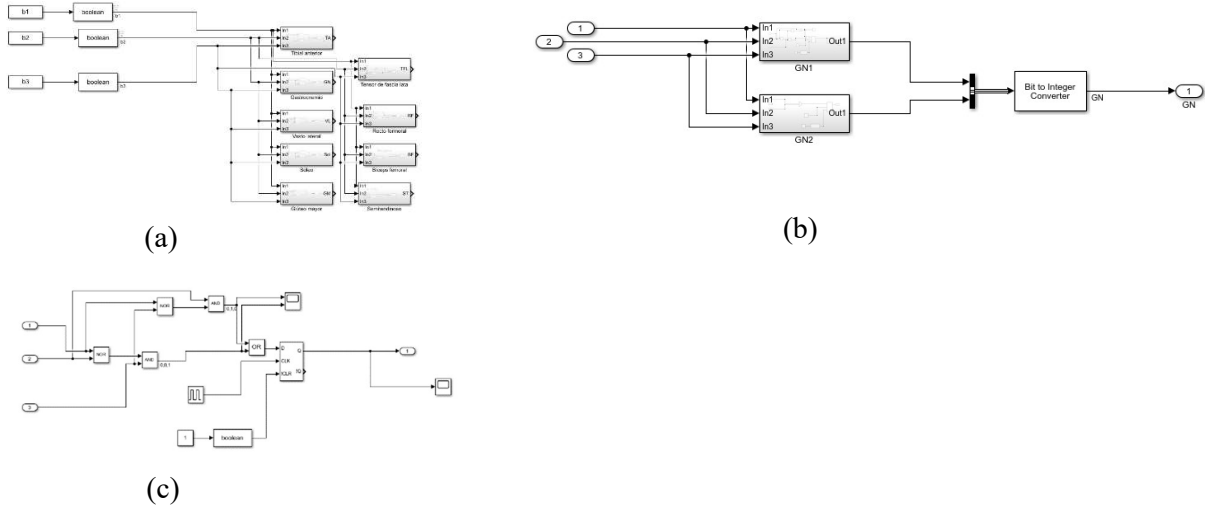
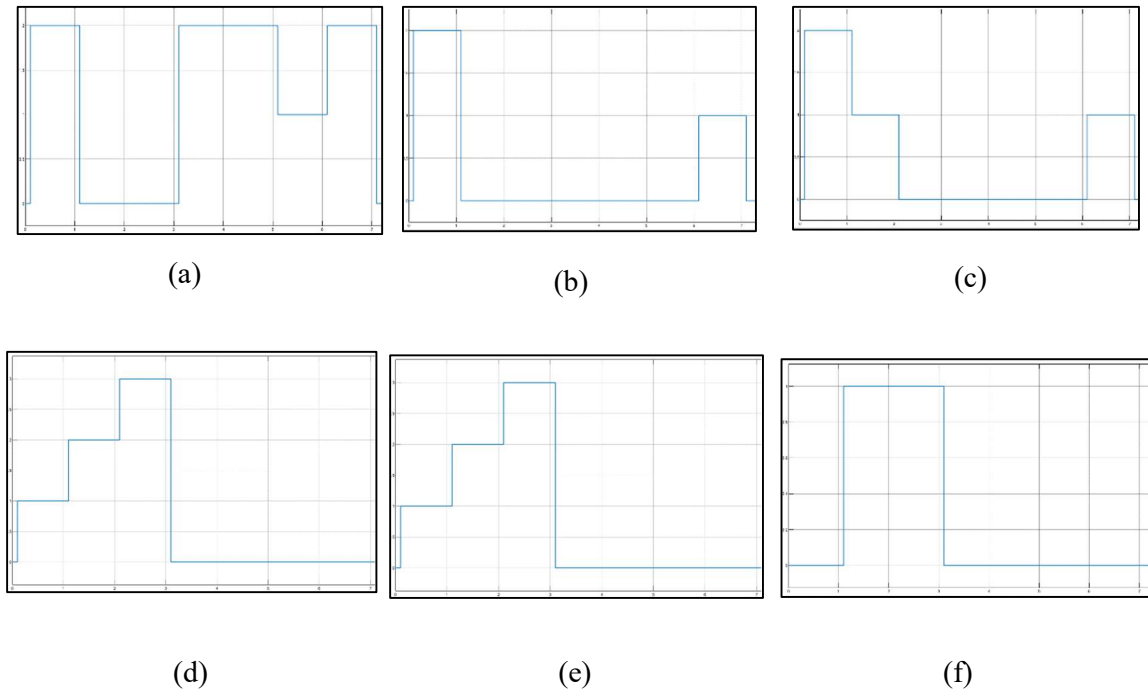


Fig. 2: Distintas capas del circuito utilizado (a) Subsistemas de cada músculo junto con la entrada. (b) El interior del subsistema “Gastrocnemio” (c) El interior del subsistema “GN1”.

En la Fig. 2 vemos como se implementó lo descrito anteriormente; cada músculo está representado por un subsistema, que a su vez contiene un subsistema por controlado por un DFF para cada bit de su estado.

II. RESULTADOS

Vemos ahora la salida obtenida para cada músculo con el sistema implementado:



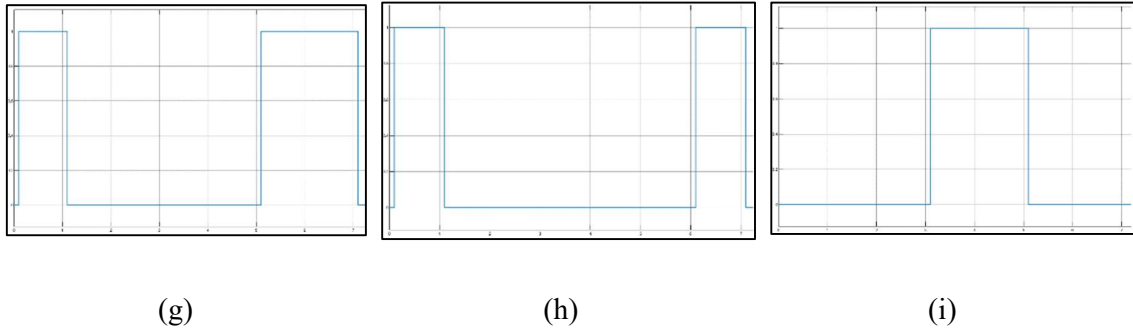


Fig. 3: patrones de activación obtenidos para los distintos músculos mediante el circuito implementado. (a) Tibial anterior (b) Vasto lateral (c) Glúteo mayor (d) Sóleo (e) Gastrocnemio (f) Tensor de fascia lata (g) Bíceps femoral (h) Semitendinoso (i) Recto femoral.

La Fig. 3 muestra salida en función de entrada para cada músculo, es decir, para cada uno de los subsistemas que se ven en la Fig. 2(a); ambas fueron pasadas a valores enteros antes de ser graficadas. Como se mencionó en la introducción, el resultado del modelo es muy poco preciso y es fácil notar que se trata de una simulación y no de señales reales; esto podría mejorarse en cierta medida utilizando palabras de varios bits para poder representar una mayor variedad de niveles de contracción. Más allá de esto, los resultados son los esperados ya que coinciden con la Tabla I.

III. DISCUSIÓN

Dos cosas llaman la atención tanto en la Fig. 3 como en la Tabla I: por un lado, para la precisión usada durante las etapas pre-oscilación y oscilación inicial los músculos que se encuentran contraídos y sus niveles son los mismos; esto es más fácil de ver en la tabla, y probablemente hubiera sido una buena idea fusionar estas etapas lo cual hubiera simplificado el sistema sin que este pierda rigurosidad.

Además, si miramos las Fig. 3(d) y 3(e) podemos ver que el sóleo y el gastrocnemio presentan exactamente el mismo patrón de activación (o al menos, la precisión usada no permite ver sus diferencias); si bien ambos juegan un papel fundamental durante la marcha probablemente hubiera sido una buena idea agruparlos en uno, teniendo en cuenta su cercanía física y el hecho de que desempeñan prácticamente las mismas tareas.

Por otro lado, dado que la mayoría de los músculos no alcanzan una contracción de 40%MMT la escala elegida podría modificarse para incluir variaciones más leves pero significativas a niveles de menor contracción, por ejemplo, tomando valores entre 0% y 10%, entre 0 y 20% y mayores que 30%.

A pesar de que esto son varios aspectos para mejorar, igualmente se logra distinguir cuáles músculos toman mayor relevancia durante el apoyo y durante la oscilación, cuales de estos son los que logran mayores contracciones, o cuales grupos trabajan juntos como fue descrito en Materiales y Métodos: podemos ver, por ejemplo, la contracción gradual del Sol y el GN generando la flexión plantar al inicio del apoyo, o como al disminuir la actividad del GM sobre el fin del apoyo el TFL se contrae pasando a cumplir su función.

IV. CONCLUSIONES

Podemos concluir que la idea de modelar el miembro inferior mediante los músculos mencionados y representar sus contracciones mediante flip-flops no parece ser errada; se cumplió el objetivo de representar gráficamente y en tiempo real la actividad muscular del miembro inferior mediante un circuito de componentes sencillas. Además, la selección de músculos realizada parece ser suficiente para representar la mayoría de las funciones de la marcha.

Dicho esto, al circuito presentado se le deberían hacer varias mejoras para mejorar su rigurosidad como añadir posibles niveles de contracción o representar más músculos, seleccionados en base a más estudios. Otro posible método para definir cuales músculos considerar y que mejoraría mucho la validez del modelo en caso de recrearlo es el propuesto en [6]; en un principio se consideró utilizarlo, pero por cuestiones de tiempo y la dificultad de conseguir datos experimentales en bruto no fue posible. Por último, sería muy útil añadir una función que permita visualizar los efectos de distintas afecciones en la marcha; esto también se consideró en un principio, pero nuevamente fue descartado por el tiempo disponible.

V. REFERENCIAS

- [1] K. Norton, «A Brief History of Prosthetics,» *Inmotion*, vol. 17, nº 7, 2007.
- [2] I. Y. P. R. e. a. Capelleni G, «Motor Patterns in Human Walking and Running,» *Journal of Neurophysiology*, vol. 95, nº 6, 2006.
- [3] P. R. L. F. Ivanenko Y, «Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion,» *Journal of Neurophysiology*, vol. 556, nº 1, pp. 267-282, 2004.
- [4] J. Perry, *Gait analysis: normal and pathological function*, Thorofare, NJ: SLACK incorporated, 1992.
- [5] M. A. C. M. L. A. L. Lara Romero, «Actividad electromiográfica normal en la marcha humana,» *Biomecánica*, vol. IV, nº 7, pp. 110-116, 1996.
- [6] R. S. V. M. G, «Muscle activation patterns during gait: A hierarchical clustering analysis,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 31, pp. 463-469, 2017.