

Modelado Viscoelástico del Sistema Músculo-Esquelético mediante Analogía Eléctrica para Simulación de Elongación Muscular

Marly Alejandra Ortega Andrade
Universidad de Antioquia
Medellín, Colombia
alejandra.ortega1@udea.edu.co

Juan Esteban Pineda Lopera
Universidad de Antioquia
Medellín, Colombia
jesteban.pineda1@udea.edu.co

Resumen—Este trabajo presenta un modelo simplificado del comportamiento dinámico del sistema músculo-esquelético utilizando una analogía eléctrica de sus propiedades viscoelásticas. Se implementaron simulaciones numéricas en Python, explorando distintos valores fisiológicos de los parámetros R , C_s , C_p y F_0 reportados en literatura, para representar distintos perfiles musculares.

Los resultados muestran cómo pequeñas variaciones en las propiedades viscoelásticas generan diferencias significativas en la dinámica de elongación. Por ejemplo, tejidos con baja viscosidad y alta elasticidad generan una respuesta rápida y mayor extensión, mientras que tejidos más rígidos o con mayor resistencia interna presentan elongaciones menores y más lentas.

Este modelo destaca por su capacidad de capturar de forma funcional y sensible la respuesta mecánica del músculo ante estímulos externos. Su estructura simple pero robusta lo convierte en una herramienta útil para estudios referentes a biomecánica.

I. INTRODUCCIÓN.

El sistema músculo-esquelético humano es una compleja red de estructuras biológicas que permiten el movimiento, sostienen el cuerpo y protegen órganos vitales. Este sistema, compuesto por músculos, huesos, tendones y ligamentos, presenta propiedades mecánicas que pueden ser estudiadas mediante modelos matemáticos y físicos con el fin de comprender su comportamiento ante diferentes estímulos [1].

El análisis de la extensión muscular ante fuerzas externas es fundamental para entender cómo el cuerpo responde a cargas mecánicas, tanto en condiciones normales como patológicas. Estos estudios permiten mejorar estrategias de rehabilitación, optimizar el rendimiento físico y avanzar en el diseño de prótesis o dispositivos biomédicos [2].

En este trabajo se desarrolla un modelo simplificado del sistema músculo esquelético basado en una analogía eléctrica. Dicho modelo representa la fuerza externa aplicada sobre el músculo y su respuesta en términos de elongación, incorporando elementos que simulan el comportamiento de la resistencia viscosa y de las propiedades elásticas tanto de los tendones, como del sarcolema. Esta equivalencia permite aplicar técnicas de análisis de sistemas físicos y simular el comportamiento muscular en el tiempo mediante herramientas computacionales.

Se realiza una búsqueda complementaria de datos experimentales que reportan valores adicionales para los parámetros R , C_s y C_p , así como tres valores distintos para la fuerza contráctil F_0 . Esto no solo aporta solidez al modelo utilizado, sino que también permite reflexionar sobre su sensibilidad y aplicabilidad en contextos más amplios.

II. METODOLOGÍA.

II-A. Analogía mecánica.

Se parte del mecanismo análogo al sistema músculo-esquelético, presentado en la Figura 1.

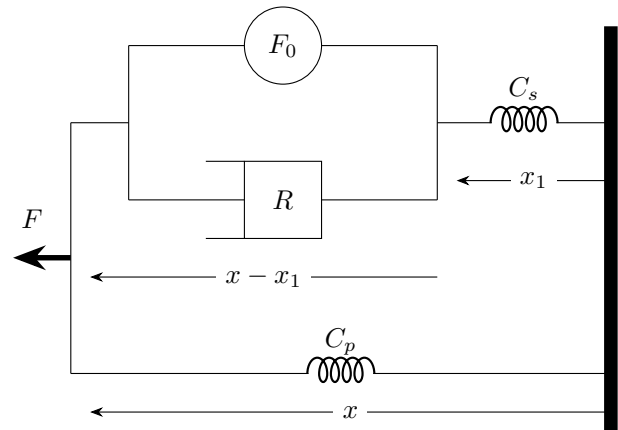


Figura 1: Analogía mecánica del sistema músculo-esquelético

Cada uno de los componentes de la Figura 1 representa una propiedad fisiológica:

- F_0 Es la fuerza ejercida por el elemento contráctil del músculo.
- F Es la fuerza externa resultante en el sistema, considerando las propiedades mecánicas.
- R Representa la amortiguación viscosa inherente en el tejido.
- C_p y C_s representan la elasticidad del sarcolema y los tendones, respectivamente.
- x y x_1 equivalen a distancias, siendo la primera la extensión total del sistema muscular.

II-B. Analogía eléctrica.

Los elementos del sistema mecánico pueden interpretarse eléctricamente, como se resume en el Cuadro I. En un sistema mecánico, el elemento encargado de generar esfuerzos es la fuerza, mientras que en un sistema eléctrico esta función corresponde al voltaje, por lo que las fuerzas generadas en el sistema se convierten en fuentes de voltaje. Por otro lado, el elemento que moviliza las fuerzas son las velocidades, papel que cumple la corriente en el circuito a generar. Los elementos de oposición, que acá se presentan como un amortiguador, se relacionan claramente con una resistencia eléctrica. Finalmente, los resortes tienen la función de almacenar energía (en el caso mecánico, energía potencial elástica) para posteriormente liberarla instantáneamente, lo que es similar a la función de los capacitores de un sistema eléctrico, que almacenan energía para liberarla rápidamente ante una caída de voltaje.

A partir de esto, se construye el diagrama eléctrico presentado en la Figura 2, teniendo en cuenta que aquellos elementos que comparten velocidades son elementos en serie unos con otros.

Función general	Mecánico	Electrónico
Esfuerzo	Fuerzas (F y F_0)	Voltajes
Flujo	Velocidades (\dot{x} y \dot{x}_1)	Corrientes
Oposición	Amortiguadores (R)	Resistencias
Almacenamiento de energía	Elasticidades (C_s y C_p)	Capacitancias

Cuadro I: Analogías entre elementos mecánicos y eléctricos

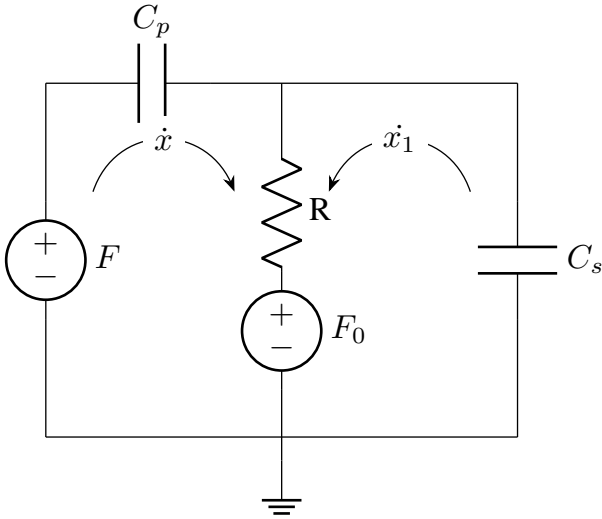


Figura 2: Analogía eléctrica del sistema mecánico

A continuación, se realiza la equivalencia de sus componentes con sus impedancias, facilitando un posterior análisis en el dominio de la frecuencia. Considerar que:

- La impedancia de un capacitor C se representa como $\frac{1}{sC}$.
- La derivada de una variable \dot{x} se representa como sx .

El resultado del circuito en su forma de impedancias se muestra en la Figura 3.

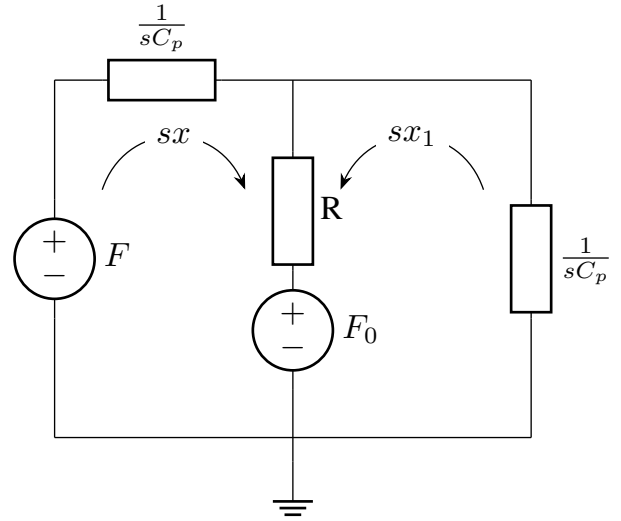


Figura 3: Analogía eléctrica en el dominio de la frecuencia a través de las impedancias de sus componentes

II-C. Modelo para simulación.

Por ley de voltajes de Kirchoff, se obtiene el siguiente sistema de ecuaciones al observar en la malla derecha y la Supermalla, representadas en la Ecuación 1 y 2 respectivamente.

$$\begin{aligned} F_0(s) &= (sx_1 - sx)R + x_1 \frac{1}{sC_s} s \\ F_0(s) &= (x_1 - x)Rs + x_1 \frac{1}{C_s} \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} F(s) &= x \frac{1}{sC_p} s + x_1 \frac{1}{sC_s} s \\ F(s) &= x \frac{1}{C_p} + x_1 \frac{1}{C_s} \end{aligned} \quad (2)$$

De 2 se obtiene que:

$$x_1 = C_s \left(F(s) - \frac{x}{C_p} \right)$$

Al reemplazar x_1 en 1 y despejar x :

$$F_0(s) = \left(C_s \left(F(s) - \frac{x}{C_p} \right) - x \right) sR + C_s \left(F(s) - \frac{x}{C_p} \right) \frac{1}{C_s}$$

$$\begin{aligned} \therefore \\ x &= \frac{C_s C_p R s + C_p}{(R C_s + R C_p) s + 1} F(s) - \frac{C_p}{(R C_s + R C_p) s + 1} F_0(s) \\ \downarrow \\ x &= H_1(s) F(s) - H_2(s) F_0(s) \end{aligned}$$

Con lo que se obtiene la salida x (extensión muscular total), en términos de ambas entradas (F y F_0) y sus respectivas funciones de transferencia ($H_1(s)$ y $H_2(s)$).

Estas funciones de transferencia son posteriormente implementadas en un *script* de *Python* usando la librería *scipy.signal* con la función *lsim*, que permite calcular las salidas a través de la función de transferencia, asumiendo condiciones iniciales iguales a cero.

Se evaluaron distintos valores para los componentes circuitales reportados para personas sanas, cuyos valores se encuentran en el Cuadro II.

Se hayan reportados valores de viscosidad (R) que dependen de la tarea realizada. En tareas activas, se reportan valores de $15,3 \pm 2,27 \frac{Ns}{m}$ [3].

Respecto al modulo de elasticidad de los tendones ($k_s = \frac{1}{C_s}$), se tiene reportado en personas valores normales que oscilan alrededor de los $118,9 \frac{N}{mm}$, mientras que algunos llegan a valores más altos, de $167,1 \frac{N}{mm}$ [4].

Finalmente, para el sarcolema, se reportan valores en modelos murinos de alrededor de entre 500 y 2000 $\frac{dynas}{cm}$ [5].

Parámetro	Tabla	Literatura 1	Literatura 2
R Ns/m	0.5	$15,3 + 2,27$	$15,3 - 2,27$
C_s N/m	0.2	$8,41 \times 10^{-6}$	$5,98 \times 10^{-6}$
C_p N/m	2	1	1.5

Cuadro II: Valores para cada componente circuital según referencia.

Se evidencia que el rango de valores más grande se encuentra en términos de la elasticidad de los tendones, habiendo gran diferencia entre personas sanas con tendones rígidos y elásticos.

Para la fuerza de contracción F_0 , se tiene en cuenta que las fibras musculares ejercen una fuerza por contracción de 30 a 40 N por cm^2 [6]. Teniendo en cuenta, por ejemplo, el músculo cuádriceps femoral, encontramos valores de $0,0838 \pm 0,01 cm^2$ en áreas musculares para personas jóvenes [7], por lo que se toma el valor intermedio y ambos extremos para la realización de los cálculos y se calcula a partir de su relación. Los valores se reportan en el cuadro III.

Área muscular [cm^2]	F_0 [N]
0,0938	3,752
0,0838	3,352
0,0738	2,952

Cuadro III: Valores de fuerza de contracción calculados para distintas áreas musculares reportadas para el cuádriceps femoral.

En todos los casos, se empleo un valor de F de 5N y un tiempo de simulación de 2 minutos (120 segundos).

III. RESULTADOS.

Como se puede ver en la Figura 4, el valor de la fuerza de contracción tuvo efectos en la elongación final lograda por el músculo,

Al comparar los dos modelos reportados en literatura en la figura 5, se nota una diferencia en los valores de elongación máxima, así como en sus tiempos de estabilización.

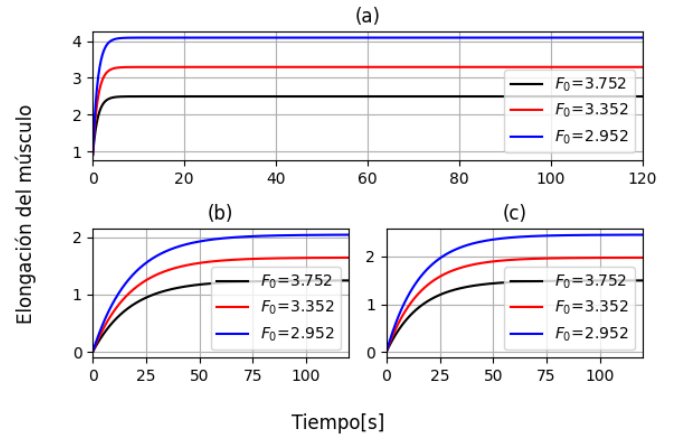


Figura 4: Elongamiento del músculo en el tiempo de acuerdo a la simulación: (a) valores propuestos en el ejercicio (b) Valores encontrados en literatura, con tendones elásticos (c) Valores encontrados en literatura, con tendones rígidos.

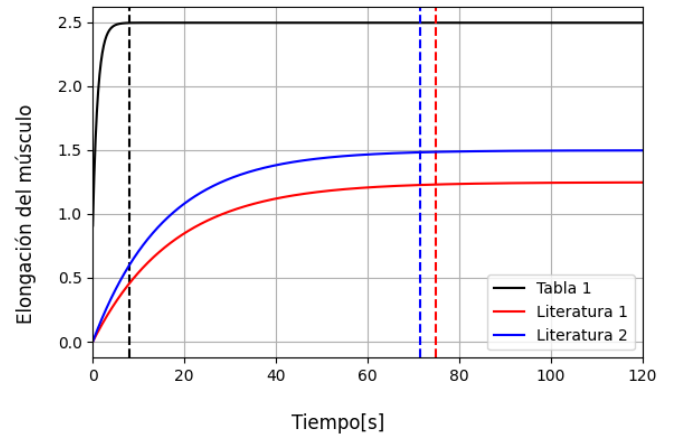


Figura 5: Comparación entre las simulaciones ante un mismo $F_0 = 3,752N$. Se añaden rectas que determinan el punto aproximado de estabilización para cada modelo.

IV. DISCUSIÓN.

Los resultados obtenidos en la Figura 4 permiten observar de manera clara cómo las diferencias en los valores fisiológicos de los parámetros viscoelásticos influyen en la dinámica de la extensión muscular. La subfigura (a) representa una respuesta rápida y de alta magnitud, lo cual sugiere un sistema con baja rigidez y poca oposición viscosa al movimiento. Este tipo de respuesta puede asociarse a parámetros viscoelásticos representativos de tejidos con alta capacidad de deformación y adaptación, como los observados en personas jóvenes o entrenadas, donde la eficiencia mecánica del músculo-tendón es alta [8], como también puede asociarse al tipo de actividad que realiza el sujeto. En condiciones pasivas, la resistencia viscosa R es baja, lo que permite una elongación muscular más rápida ante una fuerza externa, reflejando la baja oposición interna al movimiento.

En contraste, durante actividades que implican contracción muscular o generación de fuerza, R aumenta considerablemente debido al reclutamiento de fibras y el incremento de la fricción interna, lo que ralentiza la extensión y proporciona mayor estabilidad al sistema [9].

La subfigura (b) muestra una respuesta más lenta, con una menor extensión final, asociada a un aumento en los valores de R , C_s o C_p . Estos parámetros reflejan una mayor resistencia pasiva y rigidez estructural, lo que retrasa el asentamiento de la curva y limita la elongación muscular. Fisiológicamente, esta respuesta es coherente con tejidos tendinosos más rígidos, posiblemente en sujetos con menor actividad física habitual [10] o mayor edad, donde se ha demostrado una reducción en la viscoelasticidad y un incremento en la resistencia a la deformación. [11].

Por otro lado, la subfigura (c) representa una condición intermedia. Aunque la extensión final es comparable a la observada en la subfigura (b), el sistema alcanza el estado estacionario en un tiempo ligeramente menor. Esta diferencia sutil sugiere que ambos conjuntos de parámetros corresponden a tejidos con propiedades viscoelásticas similares, posiblemente reflejando individuos con niveles de condición física distintos, más que diferencias estructurales significativas. Es decir, la variación podría deberse a un sujeto con mayor actividad física regular, lo que se traduce en una respuesta más eficiente, sin implicar un cambio sustancial en los valores de rigidez o resistencia.

Por otro lado, en las tres subfiguras de la Figura 5 se evidencia como, ante menor fuerza de contracción, mayor elongación del músculo. Esto es de interés cuando tenemos en cuenta que diversas condiciones, como la vejez, suelen venir acompañadas de pérdidas de masa muscular, que se traducen en menor capacidad de contracción, lo que puede llevar a elongaciones excesivas y posteriores daños en el tejido [7].

Estas tres simulaciones permiten observar cómo la variabilidad fisiológica entre sujetos sanos se traduce en diferentes perfiles de respuesta ante una misma carga. La sensibilidad del modelo frente a los parámetros seleccionados está respaldada por estudios de modelado multiescala que demuestran cómo alteraciones en las propiedades del colágeno y la matriz extracelular afectan directamente el comportamiento del sistema músculo esquelético desde niveles moleculares hasta dinámicas globales [12]. Además, el uso de modelos computacionales como OpenSim ha permitido validar la influencia de estos parámetros en simulaciones realistas de movimiento y carga articular [13].

V. CONCLUSIONES.

Los resultados obtenidos en este trabajo permiten concluir que el modelo análogo propuesto es adecuado para representar de forma funcional el comportamiento dinámico del sistema músculo esquelético ante la aplicación de una fuerza externa. A través de la analogía eléctrica, fue posible traducir las propiedades viscoelásticas del tejido muscular —como la resistencia viscosa y la rigidez elástica— en elementos de un

sistema físico lineal, lo que facilita su análisis matemático y computacional.

La respuesta del sistema modelado mostró coherencia fisiológica tanto en la forma de las curvas como en los tiempos y magnitudes de extensión obtenidos. Se evidenció que variaciones relativamente pequeñas en los parámetros viscoelásticos conducen a respuestas diferentes, lo cual coincide con lo que se observa en sujetos con distintas condiciones físicas dentro de rangos saludables. Esto respalda la capacidad del modelo para capturar la sensibilidad del sistema muscular frente a cambios funcionales reales.

El modelo, además, permite concluir, desde la información teórica, los posibles riesgos provocados por la pérdida de fuerza en la contracción muscular, que viene asociado a diversas condiciones patológicas y no patológicas que afecten el área superficial del músculo, y que se evidencian en cambios en la elongación ante un mismo estímulo externo, que pueden llevar a daños en los tejidos debido a cambios de mayor magnitud en el mismo tiempo.

En conclusión, el modelo análogo empleado cumple con los objetivos planteados, mostrando que es una herramienta válida y funcional para simular la extensión muscular en condiciones fisiológicas normales. Su simplicidad estructural, junto con su capacidad de respuesta diferenciada, lo convierten en una base sólida para futuras aplicaciones en biomecánica.

REFERENCIAS

- [1] J. Grasa, B. Hernández-Gascón, A. Ramírez, J. F. Rodríguez, and B. Calvo, "Modelado numérico del comportamiento del tejido músculo-esquelético," *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, vol. 28, no. 3, pp. 177–186, Jul. 2012. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0213131512000193>
- [2] R. V. Rajkumar, "Neglected Mechanical Basis of Skeletal Muscle Stretch: Dichotomous Biomechanical Insights," *International Journal of Science and Healthcare Research*, vol. 7, no. 3, pp. 149–156, Aug. 2022, publisher: Galore Knowledge Publication Pvt. Ltd. [Online]. Available: https://ijshr.com/IJSHR_Vol.7_Issue.3_July2022/IJSHR22.pdf
- [3] V. M. Zatsiorsky, "On muscle and joint viscosity," *Motor Control*, vol. 1, no. 4, pp. 299–309, 1997. [Online]. Available: <https://journals.humankinetics.com/abstract/journals/mcj/1/4/article-p299.xml>
- [4] K. Kubo, Y. Kawakami, and T. Fukunaga, "Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans," *Journal of Applied Physiology*, vol. 87, no. 6, pp. 2090–2096, Dec. 1999. [Online]. Available: <https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jap.1999.87.6.2090>
- [5] K. P. García-Pelagio, R. J. Bloch, A. Ortega, and H. González-Serratos, "Biomechanics of the sarcolemma and costameres in single skeletal muscle fibers from normal and dystrophin-null mice," *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, vol. 31, no. 5-6, pp. 323–336, 2011. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4326082/>
- [6] Science Learning Hub – Pokapū Akoranga Pūtaiao, "Muscle performance," <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/1916-muscle-performance>, 2018, consultado el 29 de abril de 2025. [Online]. Available: <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/1916-muscle-performance>
- [7] D. Munezero, C. Krishnan, and Y. Y. Dhafer, "Muscle and joint contributions to knee extension performance: A combined experimental and simulation study," *Journal of Biomechanics*, vol. 158, p. 111755, 2023, consultado el 29 de abril de 2025. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0531556523000803>
- [8] N. D. Reeves, C. N. Maganaris, and M. V. Narici, "Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals," *The Journal of Physiology*, vol. 548, no. 3, pp. 971–981,

May 2003. [Online]. Available: <https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.2003.t01-1-00971.x>

- [9] D. Rodríguez-Rosell, F. Pareja-Blanco, P. Aagaard, and J. J. González-Badillo, "Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle," *Clinical Physiology and Functional Imaging*, vol. 38, no. 5, pp. 889–903, 2018. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29266685/>
- [10] Oreka Centro de Fisioterapia y Osteopatía. (2022) Tratamiento de la tendinopatía con ejercicio. Consultado el 1 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://osteoreka.com/es/tratamiento-de-la-tendinopatia-con-ejercicio/>
- [11] L. Subervier-Ortiz, "(PDF) La tendinopatía degenerativa y su abordaje multidisciplinario desde la evidencia científica," in *ResearchGate*. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/347959243_La_tendinopatia_degenerativa_y_su_abordaje_multidisciplinario_desde_la_evidencia_cientifica
- [12] M. Eltayeb, "Biomechanical model for musculoskeletal simulation," in *Proceedings of the International Conference on Biomechanics and Medical Engineering*. MRForum, 2022, p. Chapter 20. [Online]. Available: https://www.mrforum.com/wp-content/uploads/open_access/9781644902592/20.pdf
- [13] G. S. Jung and M. J. Buehler, "Multiscale modeling of muscular-skeletal systems," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 19, pp. 435–457, 2017. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28460181/>