

Relación matemática entre biomecánica de astronautas y personas con discapacidad motriz.

Víctor Hugo Ortiz

Departamento de Ingeniería Biomédica, Tecnológico de Estudios Superiores de Ixtapaluca (TESI), Carretera Coatepec s/n Km. 7, San Juan, 56580 Ixtapaluca, México. correo: a_biochip@yahoo.com.mx

Resumen— Se aplican modelos matemáticos de biomecánica con base en los modelos de biomecánica desarrollados para astronautas en los viajes espaciales, estos modelos consideran que al no haber gravedad terrestre los músculos pierden fuerza y tienden a atrofiarse. El problema biomecánico que presentan los astronautas se observa en las personas con discapacidad motriz, por lo que el modelo generado en este trabajo tomará las características particulares de estos modelos en los astronautas en personas con discapacidad motriz.

Palabras clave— Biomecánica, modelo matemático, músculo y discapacidad motora.

I. INTRODUCCIÓN

La discapacidad motriz constituye una alteración de la capacidad del movimiento que afecta, en distinto nivel, las funciones de desplazamiento, manipulación o respiración, y que limita a la persona en su desarrollo personal y social [1]. Las personas con discapacidad motriz presentan a nivel muscular atrofia y pérdida de fuerza, las mismas condiciones se presentan en los astronautas, como consecuencia de la ingravidez que ocasiona la pérdida de masa muscular y ósea. Sin la presencia de la gravedad los músculos no necesitan mantener una postura determinada y los grupos de músculos necesarios para moverse para el movimiento de una persona son diferentes en el espacio y en la tierra [2, 3, 4]. Quizá el caso más sencillo de comprender es el manejo de los músculos de vientre y espalda para estirar la espalda, del cuello para levantar la cabeza, o estirar las piernas para mantener y sostener el peso de la cabeza, torso y extremidades. Los músculos atrofiados tienen un efecto en el movimiento de los brazos y piernas como se observa en la Fig. 1.

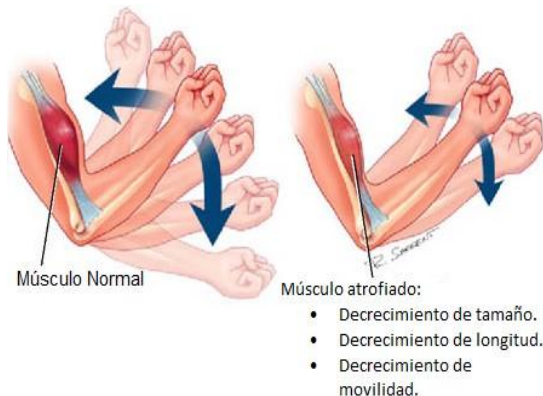


Fig. 1. Representación de la atrofia muscular y sus consecuencias. Fuente: William Larkin y James A. Mullennax del hospital Hughston.

En [5] se desarrolló un modelo matemático para estudiar la fatiga y fases de recuperación de un músculo parapléjico sometido a una estimulación eléctrica funcional (FES, del inglés *Functional Electrical Stimulation*). Este modelo de recuperación de la fatiga permite la transición de la fase de fatiga a la fase de recuperación tan pronto como la estimulación termina y viceversa.

En [5] se desarrolló un modelo matemático para estudiar la fuerza en los músculos a nivel de las extremidades inferiores. Con el modelo se obtiene un método de seguimiento neuromusculo-esquelético (NMT) para estimar las fuerzas musculares que combinan con el seguimiento del movimiento esquelético y neuromuscular óptimo, para producir simulaciones de movimiento con rapidez y precisión.

El seguidor de movimiento esquelético calcula el par de conjuntos necesarios para accionar un modelo esquelético y realizar un seguimiento de los ángulos de segmentos observados y las fuerzas en una simulación de avance de la tarea motora. El seguidor neuromuscular óptimo resuelve el problema de la redundancia de los músculos de forma dinámica y encuentra las excitaciones musculares y las fuerzas musculares necesarias para producir los pares de conjuntos calculados por el monitor de movimiento esquelético.

En [6] se aplicó un modelo matemático que muestra los movimientos de un astronauta, en este modelo se explican los movimientos de los astronautas en ambientes de microgravedad. El modelo de extremidad superior que establecen, incluye tres segmentos: brazo superior, antebrazo y mano, así como tres articulaciones: hombro, codo y muñeca. Los parámetros cinemáticos de las articulaciones durante un periodo se obtuvieron utilizando la solución numérica de la ecuación cinemática inversa.

En [7] se desarrolló un modelo que explica la postura de los astronautas, este modelo toma en cuenta el centro de masa y gravedad y su variación con respecto a la posición del astronauta. En este trabajo, presentan un modelo biomecánico de la postura erguida humana.

El nuevo modelo fue desarrollado para analizar los movimientos del cuerpo durante experimentos de posturografía dinámica con el fin de estudiar las estrategias de coordinación cabeza-tronco y su influencia en los sentidos para equilibrar el control.

II. METODOLOGÍA

Se aplica el modelo matemático desarrollado en [8], simulando el movimiento de los brazos y tendones (bíceps y

tríceps). El modelo de músculo esquelético de la dinámica de vibración se describe a continuación. La masa concentrada m representa la carga del músculo en presencia de gravedad g . El músculo se modela como un resorte elástico con rigidez k_1 , en paralelo con un resorte elástico lineal con rigidez k^2 que está en serie con un amortiguador lineal disipativo b , ver figura 2.

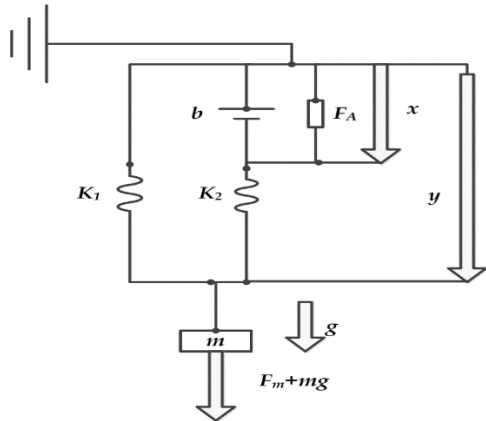


Fig. 2. Sistema representativo de como se observa el musculo para el modelo matematico usado.

En la configuración inicial las longitudes de descanso de los resortes 1 y 2 son L_{1R} y L_{2R} , respectivamente. Un actuador F_A representa el elemento contráctil del músculo y F_m es la fuerza generada por el músculo. Las fuerzas ejercidas por los resortes k_1 y k_2 son $F_1 = k_1(y - L_{1R})$ y $F_2 = k_2(y - x - L_{2R})$ respectivamente. La ecuación de la dinámica de la masa se obtiene a partir de la segunda ley de Newton

$$m\ddot{y} = -F_1 - F_2 + F_m + mg \quad (1)$$

Al sustituir F_1 , F_2 y F_m

$$\ddot{y} + \frac{1}{m}(k_1 + k_2)y - \frac{k_2}{m}x = \frac{1}{m}(k_1L_{1R} + k_2L_{2R}) + g + \frac{F_m}{m} \quad (2)$$

La ecuación del amortiguador $b\dot{x} = F_2 + F_A$ toma la forma

$$\dot{x} + \frac{k_2}{b}x - \frac{k_2}{b}y = \frac{F_A}{b} - \frac{k_2}{b}L_{2R}, \quad (3)$$

Los desplazamientos de los músculos y el elemento disipativo se obtienen con la solución del sistema de ecuaciones (2) y (3).

Las personas con discapacidad motriz sufren atrofia en sus músculos dada su condición de poco movimiento, lo mismo le ocurre a un astronauta que se encuentra en el espacio, dadas las condiciones de microgravedad, los músculos empiezan a atrofiarse y ellos tienen que realizar ejercicios continuamente para revertir esa condición, es por tal motivo que tomamos como base las ecuaciones anteriormente descritas para simular la biomecánica en las extremidades inferiores como se muestra en la Fig. 3.

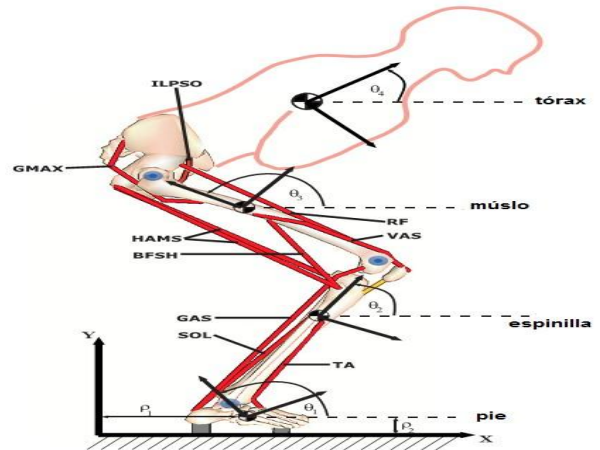


Fig. 3. Representación de los parámetros de las articulaciones [4].

$$\ddot{q} = M^{-1}[\mathcal{Q}(q, \dot{q}) + S(q, \dot{q}) + T\tau] \quad (4)$$

donde: $q = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \rho_1, \rho_2]^T$, M es la matriz de masa, \mathcal{Q} es el conjunto de fuerzas generalizadas, S representa la dinámica del resorte del contacto del pie con la tierra, T es el coeficiente de la matriz de los ángulos y τ es el ángulo, $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$ son los ángulos del pie, el codo, muslo y brazo respectivamente. Además (ρ_1, ρ_2) son las coordenadas del centro de masa del pie con respecto a tierra, y se excluyen de la salida del sistema, ya que estas cantidades no pueden ser medidas con la suficiente precisión para evaluar la dinámica de contacto.

Al linealizar la salida y del sistema con referencia al ángulo θ resultan las ecuaciones:

$$\dot{y}_\theta = \frac{\partial}{\partial q} \left(\frac{\partial \theta}{\partial q} F \right) F + \frac{\partial}{\partial q} \left(\frac{\partial \theta}{\partial q} \cdot F \right) G_\tau, \quad (5)$$

y

$$\dot{y}_s = \frac{\partial s}{\partial q} F + \frac{\partial s}{\partial q} G_\tau, \quad (6)$$

donde $Q = [q, \dot{q}]^T$, $F = [\dot{q}, M^{-1}[\mathcal{Q} + S]]^T$ y $G = [0_{6 \times 3}, M^{-1}T]^T$. Se introduce la variable de control $u = [\dot{y}_\theta, \dot{y}_s]^T$ y se obtiene la ecuación:

$$u = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial q} \left(\frac{\partial \theta}{\partial q} \cdot F \right) \\ \frac{\partial s}{\partial q} \end{bmatrix} \cdot F + \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial q} \left(\frac{\partial \theta}{\partial q} \cdot F \right) \\ \frac{\partial s}{\partial q} \end{bmatrix} \cdot G_\tau \quad (7)$$

El ángulo τ de las articulaciones se calcula del sistema:

$$\tau = \left[\begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial q} \left(\frac{\partial \theta}{\partial q} \cdot F \right) \\ \frac{\partial s}{\partial q} \end{bmatrix} \cdot G \right]^{-1} \left\{ u - \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial q} \left(\frac{\partial \theta}{\partial q} \cdot F \right) \\ \frac{\partial s}{\partial q} \end{bmatrix} \cdot F \right\} \quad (8)$$

El modelo de biomecánica está determinado por las variables x , y y τ , con los parámetros apropiados se simula el movimiento de las articulaciones para proporcionar terapia

como herramienta en la rehabilitación de una persona con discapacidad motriz. Ya que es usado para simular los movimientos de un astronauta para evitar que se atrofien los músculos debido a las condiciones de microgravedad, las ecuaciones 1, 2 y 3 se sustituyeron en las ecuaciones 4, 5, 6, 7 y 8 para un mejor análisis de los movimientos y de la atrofia de los músculos.

III. RESULTADOS

Al resolver las ecuaciones (2) y (3) mostramos el movimiento de los músculos del brazo (Fig. 4), existen 3 ejes principales; el hombro, codo y la muñeca, y sus tendones (bíceps y tríceps). El movimiento se discretiza en N pasos y se empieza con el hombro en $t = 0$, es decir la posición del brazo hasta atrás. El movimiento avanza hasta que el brazo llega a la posición objetivo, para este caso en $N = 10$. Los parámetros cambian conforme el tiempo y el desgaste de los tendones, si cambiamos las variables, el movimiento del brazo es más lento, es lo que sucede a las personas con discapacidad motriz y a los astronautas, conforme sus músculos se atrofian, su movimiento es limitado. Lo mismo pasa con la pierna (Fig. 5), aquí tomamos como ejes principales, el tobillo, rodilla y cadera, y los cuádriceps. En las figuras 6, 7 y 8, se observa como es el movimiento natural de una persona sana, en la parte superior de las imágenes se observa el movimiento de la extremidad inferior (pierna) y en la parte inferior de las imágenes se observa el movimiento de la extremidad superior (brazo).

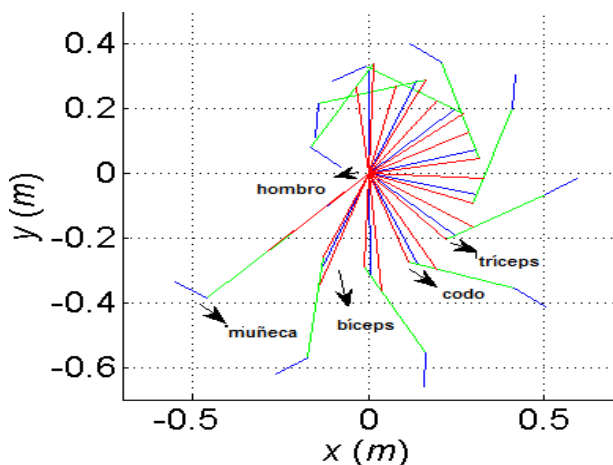


Fig. 4. Evolución del movimiento de las extremidades.

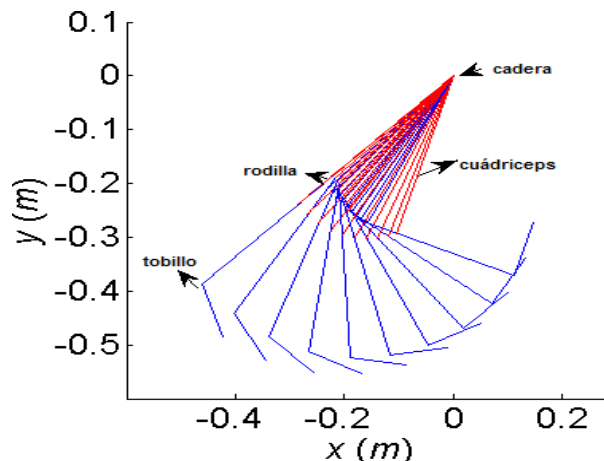


Fig. 5. Evolución del movimiento de las extremidades

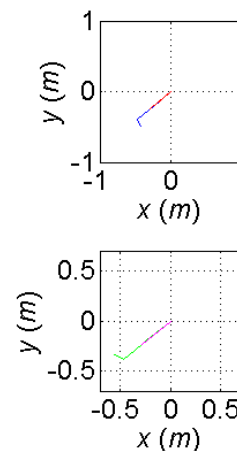


Fig. 6. Evolución del movimiento de las extremidades, cuando empieza el movimiento de ambas extremidades.

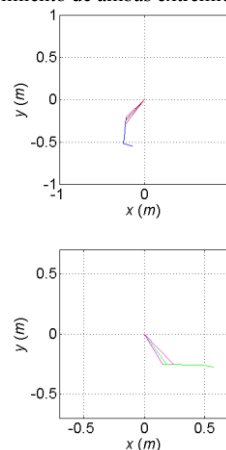


Fig. 7. Evolución del movimiento de las extremidades, cuando evoluciona el movimiento de ambas extremidades.

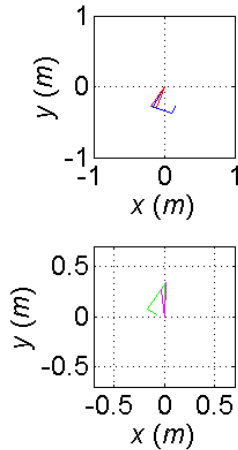


Fig. 8. Evolución del movimiento de las extremidades, cuando termina el movimiento de ambas extremidades.

Resolviendo la ecuación (8) mostramos en las Figs. 9 y 10 mostramos el comportamiento de los ángulos (τ_{a1}) con respecto al tiempo, se observa que para el brazo, donde presenta mayor variación es en (τ_{a2}) que es el eje del codo, ya que el codo presenta mayor flexibilidad, mientras que el ejemplo del hombro tal casi no se presenta flexión y por lo tanto no hay mucha cambio respecto al tiempo. Para el movimiento de la pierna, se muestra la variación de (τ_{l1}), se observa que el movimiento de los músculos y ejes de la pierna presentan mayor cambio en la rodilla, dado por (τ_{l2}).

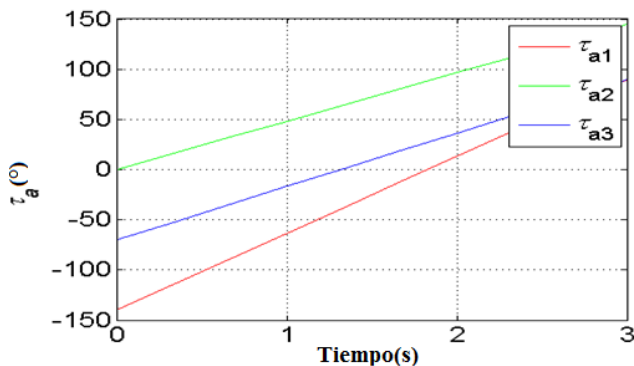


Fig. 9. Evolución del ángulo del movimiento de las extremidades.

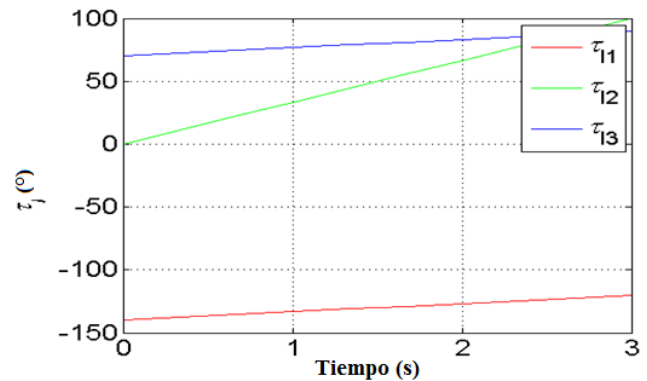


Fig. 10. Evolución del ángulo del movimiento de las extremidades.

V. CONCLUSIÓN

Al implementar las ecuaciones de los diferentes movimientos de las extremidades de los astronautas observamos que se pudiesen aplicar a terapias de rehabilitación de personas que sufren alguna discapacidad motriz. Ya que se miden variables tales como: el movimiento muscular de brazos y piernas, además que se observa el comportamiento del ángulo de la articulación. Dado que han dado resultados favorables en los astronautas y ha evitado que los músculos se atrofién, podemos utilizar estos modelos para diseñar mejor mecanismos de rehabilitación de personas con discapacidad motriz que en algunos aspectos tienen similitud. Dentro de estos diseños se puede incluir sistemas inmersos como realidad virtual y aumentado, mejor rutinas de ejercicios, en el diseño de exoesqueletos entre otros.

REFERENCIAS

- [1]. Guyton, A.C., Hall, J.E.: Textbook of Medical Physiology. Elsevier (2006)
- [2]. Entrénate como un astronauta: Estrategias de actividades físicas adaptadas. NASA.
- [3]. Guía rápida de consulta para padres y profesionales trastornos de la motricidad evaluación e intervención para niños pequeños (de 0 a 3 años). Normas de práctica clínica. Departamento de salud del estado de nueva york división de salud familiar oficina de intervención temprana.
- [4]. Kendrick D. The Gravity Loading Countermeasure Skinsuit: A Passive Countermeasure Garment for Preventing Musculoskeletal Deconditioning During Long-duration Spaceflight. Tesis de Doctorado, MIT, USA. (2016)
- [5]. Giat, Y., Mizrahi, J., Levy, M.: A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent FES. Journal of Biomechanical Engineering pp. 357–366 (1996)
- [6]. Nicholas, S., Gasway, D., Paloski, W.: A link-segment model of upright human posture for analysis of head-trunk coordination. Journal of Vestibular Research 8, 187–200 (1998)
- [7]. Seth, A., Pandy, M.G: A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement. Journal of Biomechanics 40, 356–366 (2007)
- [8]. Williams, R.: Notes book supplement for me 4670 / bme 5670 engineering biomechanics of human motion. Tech. rep., Ohio University (2014)
- [9]. Yang, A., Chen, C.K., Cheng, G., xin Yang, C., Hu, H.: Simulation of astronaut's movement for orbital replaceable units. IEEE 18Th International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management pp. 1749–1753 (2011)