

# Modelo Lineal vs. Vectorial. Estimación del Movimiento Mandibular y Trabajo Mecánico

## Linear vs. Vector Models. Estimation of Mandible Motion and Mechanical Work

Recibido 13/06/2022

Aceptado 04/08/22

Di Croce DE<sup>1</sup>, Trinks P<sup>2</sup>, Frisia L<sup>3</sup>,  
Rodríguez A<sup>4</sup>, Sánchez GA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> **Universidad de Buenos Aires**  
**Facultad de Odontología**  
**Cátedra de Biofísica y Bioestadística**  
**Buenos Aires, Argentina**

<sup>2</sup> **Universidad de Buenos Aires**  
**Facultad de Odontología**  
**Cátedra de Anatomía**  
**Buenos Aires, Argentina**

<sup>3</sup> **Universidad de Buenos Aires**  
**Facultad de Odontología**  
**Cátedra de Odontología Integral del Adulto Mayor**  
**y Clínica de Prótesis Removible**  
**Buenos Aires, Argentina**

<sup>4</sup> **Universidad de Buenos Aires**  
**Facultad de Odontología**  
**Cátedra de Preclínica de Rehabilitación Protética**  
**Buenos Aires, Argentina**

### RESUMEN

**Objetivo:** Determinar los momentos de fuerza del haz superficial del masetero (SMH) obtenidos por modelos lineal y vectorial. **Métodos:** Investigación comparativa in silico. Se obtuvo la fuerza del SMH con dinamómetro en 12 pacientes varones adultos jóvenes para calcular el momento de la fuerza y trabajo mecánico a través de simulaciones en JAVA+ con NetBeans8.2. La descomposición de la fuerza fue  $F \cdot \cos \alpha(x,y)$  y  $F \cdot \cos \alpha(x,y,z)$  en el modelo lineal y vectorial respectivamente. Los momentos de fuerza fueron comparados por ANOVA ( $p < 0,05$ ). **Resultados:** La fuerza del SMH unilateral obtenida con dinamómetro ( $2,5 \pm 0,1N$ ) no difirió significativamente del modelo lineal ( $2,6 \pm 0,05N$ ), pero difirió ( $p < 0,001$ ) del vectorial: 1,7, 2,2, 4,2N en x,y,z (general  $2,7 \pm 0,02N$ ). El momento medio de la fuerza en el modelo vectorial fue -17,9, -15,5, +14,3N.m-2, apuntando a la inclinación mandibular en el eje lateral en dirección caudal anterior, movimiento de inclinación en el eje lateral en la dirección cráneo-medial, e inclinación en el eje craneal en la dirección lateral-anterior. El modelo lineal mostró momento de fuerza de 13,5N.m-2 apuntando un movimiento traslacional en dirección caudal-craneal en el eje anterior-posterior y menor trabajo mecánico del SMH ( $p = 0,012$ ). **Conclusión:** Los modelos vectoriales son más eficientes proporcionando datos detallados para estimar los momentos de fuerza y el trabajo mecánico del SMH, y deben incluirse en los algoritmos de cálculo utilizados por dinamómetros.

**Palabras clave:** ATM, articulación temporomandibular, biomecánica, músculo masetero, mandíbula

### ABSTRACT

**Objective:** to determine the moments of force exerted by the superficial masseter head (SMH) obtained through linear models and vector ones. **Methods:** comparative in silico research. Data of SMH force obtained with dynamometer in 12 young adult male patients was used to calculate the moment of the

force and mechanical work through simulations in JAVA+ performed with NetBeans8.2. Force decomposition was  $F \cdot \cos \alpha(x,y)$  and  $F \cdot \cos \alpha(x,y,z)$  in the linear and vector model respectively. The moments of force were compared by ANOVA ( $p < 0.05$ ). Results: Dynamometrical unilateral SMH force ( $2.5 \pm 0.1N$ ) did not differ significantly from the linear model ( $2.6 \pm 0.05N$ ), but differed ( $p < 0.001$ ) from the vector model: 1.7, 2.2, 4.2N on x,y,z (overall  $2.7 \pm 0.02N$ ). The mean moment of the force in the vector model was -17.9, -15.5, +14.3N.m-2, pointing to mandible's inclination on the lateral axis in anterior-caudal direction, inclination movement on the lateral axis in the cranio-medial direction and inclination on the cranial axis in the lateral-anterior direction. The linear model showed a moment of force of 13.5N.m-2 pointing to translational motion on caudal-cranial direction on the anterior-posterior axis and lower SMH mechanical work ( $p = 0.012$ ). Conclusion: Vector models are more efficient to provide detailed data to estimate the moments of force and mechanical work of SMH and should be included in the calculation algorithms used by dynamometers.

**Keywords:** TMJ, temporomandibular joint, biomechanics, masseter muscle, mandible

## INTRODUCCIÓN

Las representaciones físicas del sistema estomatognático permiten simular la oclusión, el impacto de una rehabilitación protética e intervenciones quirúrgicas máxilo-faciales en el paciente. Las simulaciones confiables requieren de la caracterización de las propiedades musculares y de la interacción entre los tejidos blandos y el hueso. Una estimación cuantitativa sobre la variabilidad entre individuos y la reconstrucción geométrica anatómica de las estructuras del paciente, son aspectos importantes desde el punto de vista de la medicina personalizada. Muchos de estos estudios experimentales y computacionales se relacionan con alteraciones sobre la articulación temporomandibular (ATM) (Chaves et al., 2017; Cheng et al., 2013; Commisso et al., 2015), reconstrucción quirúrgica de los maxilares (Ackland et al., 2017; Narra et al., 2014), movimientos mandibulares durante la masticación (Martinez Choy et al., 2017; Hirose et al., 2006), y las alteraciones anatómicas que causan disfagia (Mowlavi et al., 2016; Hayoun et al., 2015).

La caracterización experimental del músculo esquelético pasivo (Böl et al., 2014; Hodgson et al., 2012), así como del tejido cartilaginoso del disco de la ATM (Commisso et al., 2016; Lamela et al., 2013), proporciona información valiosa sobre el comportamiento muscular de la masticación mecánica. Con respecto al sistema estomatognático humano, existen muy pocos modelos de elementos finitos en la literatura, que proporcionen una representación tridimensional que

incluya la mandíbula, el cráneo y el músculo masetero (Commisso et al., 2015; Röhrle y Pullan, 2007). Commisso et al. (2015), presentaron una reconstrucción 3D del sistema masticatorio con el fin de estudiar las tensiones en la ATM, así como la influencia del músculo pterigoideo interno en el movimiento de la mandíbula durante la masticación unilateral. El modelo analizó la sensibilidad de patrones de activación en la cinemática y carga de la mandíbula y la ATM.

La necesidad de rehabilitación protética en pacientes adultos constituye una preocupación en América Latina, tanto por su alta prevalencia como por las complicaciones que de ella surgen a nivel sistémico. En todos los casos, la predicción de la evolución del aparato estomatognático en términos estructurales y funcionales, frente a la rehabilitación, es limitada y hasta un tanto incierta. Interesa en particular el impacto que dicha rehabilitación pueda tener sobre la ATM, el hueso maxilar y la musculatura orofacial, entre otros, habiéndose observado lesiones de tejidos articulares en sentido prospectivo, luego de realizada la rehabilitación oral. La generalidad de los consensos coincide en la utilidad que revestirían elementos auxiliares de análisis, que actualmente se centran en la búsqueda y desarrollo de técnicas de diagnóstico clínico precoz, no existiendo actualmente un desarrollo avanzado en el uso de elementos de análisis centrado en la simulación virtual in silico, ni en modelos robóticos. Como consecuencia de ello, el presente trabajo propone un enfoque experimental y numérico combinado, para determinar los momentos de fuerza del haz superficial del masetero (SMH), obtenidos por modelos lineal y vectorial.

Esto permite una comparación directa de lo observado experimentalmente con lo predicho numéricamente por los modelos lineal y vectorial. Se pueden utilizar modelos de masticación computacional validados y predictivos, para estudiar los cambios de fuerzas en trastornos de la ATM, para optimizar la cirugía maxilofacial y predecir el resultado de la rehabilitación del sistema estomatognático.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo es de tipo comparativo in silico. Los datos de fuerza del haz superficial del masetero fueron obtenidos con un dinamómetro en 12 pacientes varones adultos jóvenes. A partir de esos datos, se calculó el momento de la fuerza y el trabajo mecánico de la mandíbula, a través de simulaciones en lenguaje JAVA+, realizadas con el software NetBeans 8.2.

El proyecto fue evaluado y aprobado por el comité de ética de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires (N°003/2019).

La descomposición de la fuerza fue calculada en el modelo lineal como  $F \cdot \cos \alpha$  (en los ejes x, y), y para el modelo vectorial como  $F \cdot \cos \alpha$  (en los ejes x, y, z) como media y desvío estándar. La localización y las distan-

cias a los puntos (m-2) de las fuerzas receptoras (R0), se remitieron al centro de gravedad de la mandíbula (MGC). La línea de acción de la fuerza fue  $R0 + F.\alpha$ . Los momentos de fuerza (N.m) generados fueron comparados por ANOVA ( $p < 0,05$ ).

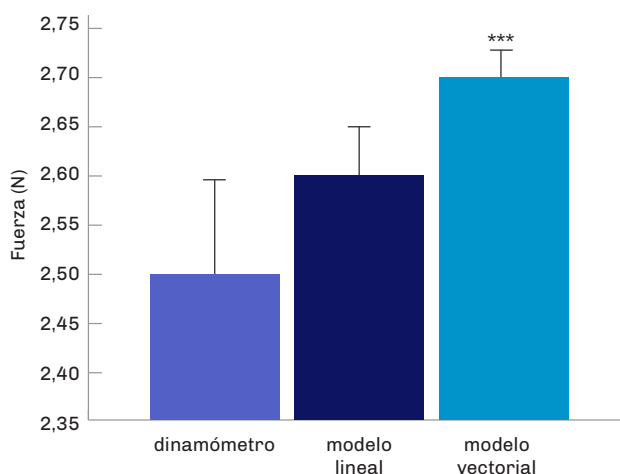
## RESULTADOS

La fuerza del SMH unilateral obtenida con dinamómetro fue  $(2,5 \pm 0,1 \text{ N})$ . Este valor no difirió significativamente del modelo lineal  $(2,6 \pm 0,05 \text{ N})$ , pero difirió ( $p < 0,001$ ) del modelo vectorial: 1,7 N en el eje x, 2,2 N en el eje y, 4,2 N en el eje z con un valor general de  $2,7 \pm 0,02 \text{ N}$ , tal como se puede observar en la Figura 1.

El modelo lineal, con poco detalle, mostró un momento de fuerza de  $13,5 \text{ N.m}^{-2}$  apuntando a un movimiento traslacional en la dirección caudal-craneal en el eje anterior-posterior y un trabajo mecánico menor del SMH ( $p = 0,012$ ) tal como se puede observar en la Figura 2.

En cambio en el modelo vectorial, el momento medio de la fuerza contemplando la matriz de fuerzas y la matriz de posición R y la matriz U (matriz probabilística de rotaciones) fue de  $-17,9 \text{ N.m}^{-2}$ , señalando la inclinación de la mandíbula en el eje lateral en dirección anterior-caudal con una energía de rotación de 17,9 Joules,  $-15,5 \text{ N.m}^{-2}$  el movimiento de inclinación en el eje lateral en la dirección cráneo-medial con una energía de rotación de 15,5 Joules, y  $14,3 \text{ N.m}^{-2}$  la inclinación en el eje craneal en la dirección lateral-anterior con una energía de rotación de 14,3 Joules (Figura 3).

La línea de acción de color rojo que se observa en la Figura 4 se obtiene de una ecuación vectorial que es la suma de la matriz R y la fuerza en los 3 planos del espacio, con la angulación del recorrido de la fuerza (Figura 5). Dicha línea de acción indica que las proyecciones son positivas en las tres dimensiones del espacio, lo que implica que el movimiento de traslación se realiza hacia arriba, afuera y adelante, lo que coincide con el movimiento mandibular bajo la acción del masetero y respalda la validez de cálculos.



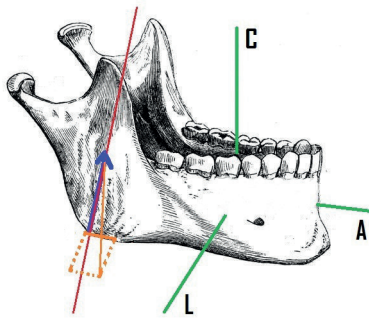
**FIGURA 1.** Fuerza del haz superficial del masetero. Las fuerzas fueron calculadas como se indica en la sección Materiales y métodos. Las barras de error indican DS ( $n = 12$ ). \*\*\* $p < 0,001$  (comparado con todos los grupos).

$$\begin{aligned} M_{MGC}(F_{SMH}) &= D(R_{SMH}) \cdot F_{SMH} \\ &= 7,9 \cdot 10^{-2} \text{ m} \cdot 5 \cos 70^\circ \text{ N} \\ &= 13,5 \text{ N.m}^{-2} \end{aligned}$$

**FIGURA 2.** Momento de la fuerza en el modelo lineal

$$\begin{aligned} F_{SMH} &= 5 \begin{pmatrix} \cos 70^\circ \\ \cos 65^\circ \\ \cos 33^\circ \end{pmatrix} \text{ N} \\ R_{SMH} &= \begin{pmatrix} 3,5 \\ -4 \\ -0,5 \end{pmatrix} 10^{-2} \text{ m} \\ M_{MGC}(F_{SMH}) &= U(R_{SMH}) \cdot F_{SMH} \\ &= \begin{pmatrix} 0 & 0,5 & -4 \\ -0,5 & 0 & -3,5 \\ 4 & 3,5 & 0 \end{pmatrix} 10^{-2} \text{ m} \cdot 5 \begin{pmatrix} 0,34 \\ 0,43 \\ 0,84 \end{pmatrix} \text{ N} \\ &= \begin{pmatrix} -17,9 \\ -15,5 \\ 14,3 \end{pmatrix} \text{ N.m}^{-2} \end{aligned}$$

**FIGURA 3.** Momento de la fuerza en el modelo vectorial



**FIGURA 4.** Línea de acción ejercida por el SMH (rojo) en las 3 dimensiones del espacio. (C) eje craneal, (A) eje antero-posterior y (L) eje lateral

## DISCUSIÓN

Tal como fue indicado en la introducción, estos resultados serán tomados como base para la planificación y construcción de simuladores robóticos del sistema estomatognático, teniendo relevancia tanto a la práctica de la odontología clínica como a la enseñanza de la odontología, y permitiendo una mayor comprensión de la eventual respuesta del aparato estomatognático frente a una rehabilitación protética, evaluada en términos de parámetros biomecánicos habituales con los que el odontólogo generalista tiene un alto grado de familiaridad. En tal sentido, contribuirá a una mejor indicación del tipo de rehabilitación protética individualizada y a la planificación del tratamiento, permitiendo evaluar predictivamente las ventajas y desventajas de la rehabilitación a indicar. A su vez, la unidad robótica podrá ser utilizada en docencia como simulador clínico para la toma de decisiones a la hora de un tratamiento rehabilitador, y también para la exposición didáctica de la dinámica mandibular. Ello contribuirá a la formación integral tanto de grado como de posgrado.

Adicionalmente, el desarrollo de algoritmos aplicables al aparato estomatognático reviste relevancia desde el punto de la investigación básica, permitiendo ampliar el campo de estudio y de interacción con otras disciplinas en aras del estudio de situaciones de la clínica odontológica diaria. Se trata de un algoritmo pionero en su aplicación a un sistema de interés odontológico, que podrá servir de base para ulteriores actualizaciones en función de la evolución del conocimiento clínico de la dinámica mandibular. Por ende, es actualizable y puede adaptarse a diferentes poblaciones, biotipos y etnias. Contribuye a mejorar los modelos matemáticos a los cálculos que pueden

$$R(\alpha) = R_o + \alpha F$$

$$R(\alpha) = \begin{bmatrix} 3,5 \\ -4 \\ -0,5 \end{bmatrix} 10^{-2} \text{ m} + \begin{bmatrix} 0,34 \\ 0,43 \\ 0,83 \end{bmatrix} \cdot 5 \text{ N}$$

**FIGURA 5.** Línea de acción de la fuerza

hacer los dinamómetros y cualquier otro sistema de registro de fuerzas.

## CONCLUSIONES

Podemos concluir que los modelos vectoriales son significativamente más eficientes para proporcionar datos detallados para estimar los momentos de fuerza y el trabajo mecánico de los músculos masticatorios, y deben incluirse en los algoritmos de cálculo utilizados por los dinamómetros.

## REFERENCIAS

- Ackland, D. C., Robinson, D., Redhead, M., Lee, P. V. S., Moskaljuk, A. y Dimitroulis, G. (2017). A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: from implant design to implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69, 404–411. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.048>
- Böl, M., Ehret, A. E., Leichsenring, K., Weichert, C. y Kruse, R. (2014). On the anisotropy of skeletal muscle tissue under compression. *Acta Biomaterialia*, 10(7), 3225–3234. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.03.003>
- Chaves, T. C., Dos Santos Aguiar, A., Felicio, L. R., Gregghi, S. M., Hallak Regalo, S. C. y Bevilaqua-Grossi, D. (2017). Electromyographic ratio of masseter and anterior temporalis muscles in children with and without temporomandibular disorders. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 97, 35–41. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2017.03.022>

Cheng, H. Y., Peng, P. W., Lin, Y. J., Chang, S. T., Pan, Y. N., Lee, S. C., Ou, K. L. y Hsu, W. C. (2013). Stress analysis during jaw movement based on vivo computed tomography images from patients with temporomandibular disorders. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(3), 386–392. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.07.005>

Commisso, M. S., Calvo-Gallego, J. L., Mayo, J., Tanaka, E. y Martínez-Reina, J. (2016). Quasi-linear viscoelastic model of the articular disc of the temporomandibular joint. *Experimental Mechanics*, 56(7), 1169–1177. <https://doi.org/10.1007/s11340-016-0161-2>

Commisso, M. S., Martínez-Reina, J., Ojeda, J. y Mayo, J. (2015). Finite element analysis of the human mastication cycle. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 41, 23–35. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.022>

Hayoun, P., Engmann, J., Mowlavi, S., Le Reverend, B., Burbidge, A. y Ramaioli, M. (2015). A model experiment to understand the oral phase of swallowing of Newtonian liquids. *Journal of Biomechanics*, 48(14), 3922–3928. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.022>

Hirose, M., Tanaka, E., Tanaka, M., Fujita, R., Kuroda, Y., Yamano, E., van Eijden, T. M. y Tanne, K. (2006). Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. *European Journal of Oral Sciences*, 114(5), 441–448. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2006.00389.x>

Hodgson, J. A., Chi, S. W., Yang, J. P., Chen, J. S., Edgerton, V. R. y Sinha, S. (2012). Finite element modeling of passive material influence on the deformation and force output of skeletal muscle. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 9, 163–183. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.01.010>

Lamela, M. J., Fernández, P., Ramos, A., Fernández-Canteli, A. y Tanaka, E. (2013). Dynamic compressive properties of articular cartilages in the porcine temporomandibular joint. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 23, 62–70. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.04.006>

Martinez Choy, S. E., Lenz, J., Schweizerhof, K., Schmitter, M. y Schindler, H. J. (2017). Realistic kinetic loading of the jaw system during single chewing cycles: a finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(5), 375–384. <https://doi.org/10.1111/joor.12501>

Mowlavi, S., Engmann, J., Burbidge, A., Lloyd, R., Hayoun, P., Le Reverend, B. y Ramaioli, M. (2016). In vivo observations and in vitro experiments on the oral phase of swallowing of Newtonian and shear-thinning liquids. *Journal of Biomechanics*, 49(16), 3788–3795. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.011>

Narra, N., Valášek, J., Hannula, M., Marcián, P., Sándor, G. K., Hyttinen, J. y Wolff, J. (2014). Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 264–268. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.016>

Röhrle, O. y Pullan, A. J. (2007). Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3363–3372. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.011>

### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo de investigación fue financiado por el Programa de Apoyo a la Investigación Integrada, en la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires. Rs (CD) 507/18.

### CONFLICTOS DE INTERÉS

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

### Dirección para correspondencia

Cátedra de Biofísica y Bioestadística  
Facultad de Odontología  
Universidad de Buenos Aires  
Marcelo T de Alvear 2142, 17 B  
Ciudad Autónoma de Buenos Aires, C1122AAH  
[daniel.dicroce@odontologia.uba.ar](mailto:daniel.dicroce@odontologia.uba.ar)

La Revista de la Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires se encuentra bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivadas 2.5 Argentina

