

¿Es la amplitud de la señal electromiográfica relevante como parámetro de recuperación en rehabilitación?

Hachi Manzur, MD, PhD

Introducción

Imagínese que alguien le pregunta: “¿cuál es el valor normal de ruido fuera de un estadio de fútbol?”.

Usted puede generar una metodología como la siguiente: Pararse afuera de X estadios de fútbol diferentes con un micrófono para determinar cuál es la amplitud normal de ruido y calcular una especie de promedio.

Sin embargo a corto andar nos encontramos con los siguientes problemas metodológicos:

- Cada estadio tiene una arquitectura diferente (tamaño y grosor de las paredes) que deja pasar más o menos ruido.
- Cada evento realizado dentro del estadio (partido de fútbol, conciertos, etc) producirá un monto de ruido diferente.
- Incluso considerando un mismo tipo de evento (partido de fútbol), en cada partido va a haber un número diferente de hinchas, y va a haber diferentes combinaciones de equipos de fútbol que generarán más o menos excitación entre los asistentes. Algunos partidos serán amistosos y otros semifinales.
- Además, siguiendo con la analogía del partido de fútbol, no es claro si hay que reportar el promedio de ruido durante todo el partido, o aquel generado sólo durante las infracciones o los goles.
- También hay que considerar otros factores como la marca y modelo del micrófono (unidireccional u omnidireccional), o cómo decidir en qué parte del estadio situarse para captar el ruido (cerca de la hinchada, lejos de la hinchada, en la ladera sur, donde hay una pared, o sin pared) etc, etc.

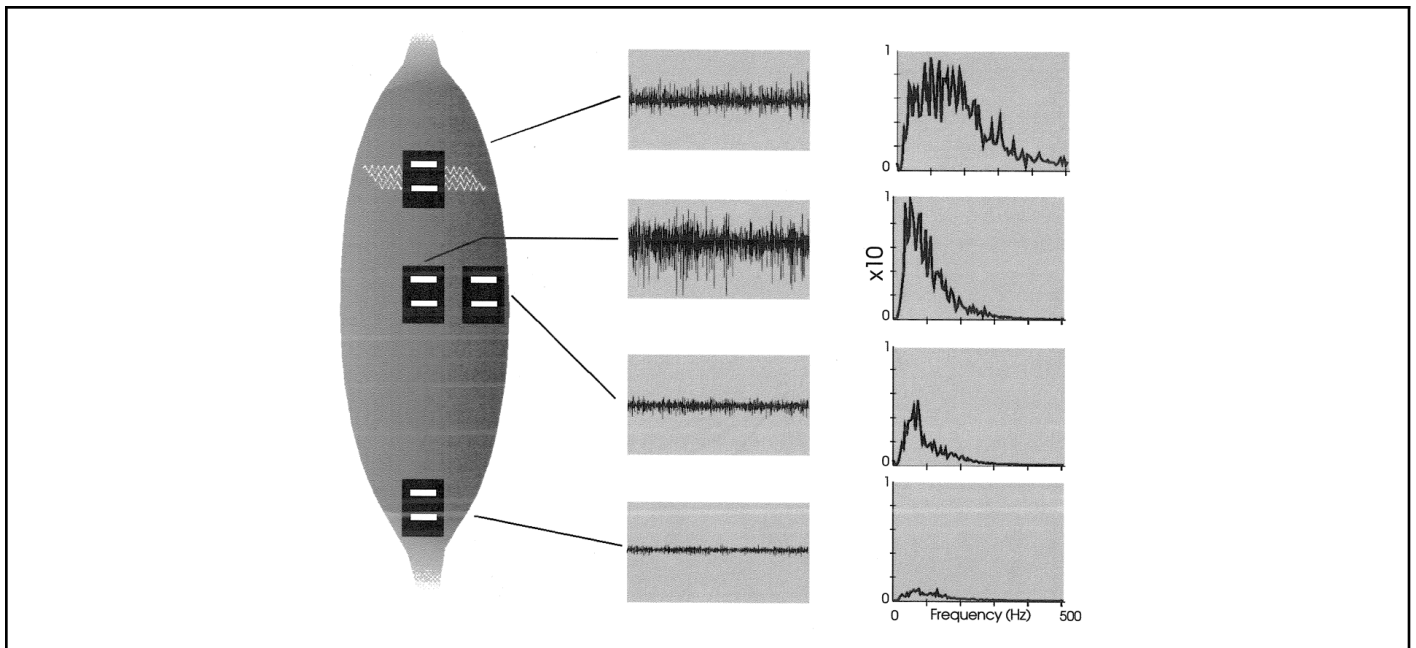
Entonces la combinatoria de factores que actúa sobre el fenómeno a estudiar es tan alta que no podremos responder a la simple pregunta que nos hicieron al principio.

Esta simple analogía nos sirve para entender los factores que influyen en la señal electromiográfica obtenida con electrodos de superficie.

Electromiografía de superficie: aspectos a considerar en el registro y reporte de la amplitud.

La EMG de superficie es un índice de la excitación muscular y permite una descripción de los patrones musculares durante la activación (Bouisset y Do, 2008). La amplitud de la señal EMG suele estudiarse mediante el cálculo de la envolvente de la señal (rectificación y filtrado pasa bajo o cálculo de la transformada de Hilbert) o mediante la estimación del valor promedio rectificado o del valor cuadrático medio con una ventana deslizante (Campanini, Merlo, et al., 2007). Sin embargo, los valores absolutos de amplitud de la EMG no son confiables debido a muchos factores que pueden influir en ellos (Farina, Merletti et al., 2004). La variabilidad de la estimación puede reducirse sustancialmente con técnicas especiales, como el filtrado y el procesamiento multicanal (Campanini, Merlo, et al., 2007). No obstante, la principal limitación en la interpretación de los resultados de amplitud de la EMG no proviene de los algoritmos de procesamiento, sino de los efectos enmascaradores de factores no deseados.

Tanto la amplitud, como la composición espectral de la señal electromiográfica de superficie son sensibles a muchos factores intrínsecos y extrínsecos (DeLuca, 1997). Por lo tanto, la amplitud de la EMG solo se podría utilizar para evaluar cambios a corto plazo en la actividad de un solo músculo del mismo individuo cuando la configuración del electrodo no ha sido alterada (Mathiassen, 1997; Mathiassen, Winkel et al., 1995). Para permitir la comparación de la actividad entre diferentes músculos, a lo largo del tiempo y entre individuos, la EMG debería normalizarse (DeLuca, 1997; Knutson, Soderberg et al., 1994; Mathiassen, Winkel, et al., 1995; Mirka, 1991; Yang & Winter, 1984), es decir, expresarse en relación con un valor de referencia obtenido durante condiciones estandarizadas y reproducibles (Mathiassen, Winkel, et al., 1995).



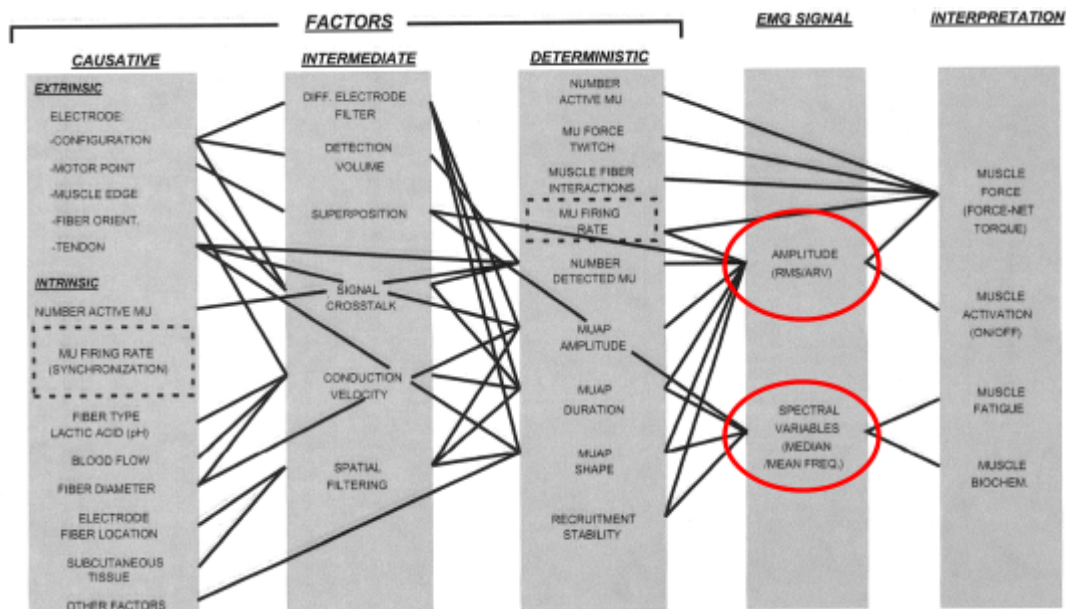
La amplitud y el espectro de frecuencia de la señal de EMG se ven afectados por la ubicación de los electrodos con respecto a la zona de inervación (electrodo superior), la unión miotendinosa (electrodo inferior) y el borde lateral del músculo (electrodo medio derecho). La ubicación preferida es en el centro del vientre muscular entre la zona de inervación más cercana y la unión miotendinosa. En esta ubicación, se detecta la señal de EMG con la mayor amplitud. En los gráficos de la columna derecha se aprecia que la composición espectral del registro en difere según la localización (De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.)

El hecho de que la amplitud de la EMG adquirida nunca sea absoluta se debe principalmente a que la impedancia varía entre las fibras musculares activas y los electrodos (Gerdle, Karlsson et al., 1999). La EMG es altamente variable y depende de la aplicación y ubicación de los electrodos (Jensen, Vasseljen et al., 1993), la transpiración y la temperatura (Winkel & Jørgensen, 1991), la fatiga muscular (Hansson, Strömberg et al., 1992), la velocidad de contracción y la longitud del músculo, la interferencia de músculos cercanos (McGill & Norman, 1986), la actividad en otros sinergistas y antagonistas (Mathiassen & Winkel, 1990), el grosor de la grasa subcutánea y ligeras variaciones en la ejecución de la tarea (McGill, 1991), por mencionar algunos. Sería imposible controlar todos estos moduladores de la amplitud de la EMG en un entorno clínico. Por lo tanto, al comparar variables de amplitud entre mediciones, se requiere alguna forma de normalización, es decir, la señal de EMG se convierte en una escala común, muchas veces adimensional, a todas las ocurrencias de medición. La normalización controla las variables mencionadas anteriormente y facilita la comparación de las señales de EMG entre músculos, entre sujetos o entre días para el mismo sujeto. Al expresar la actividad neural (amplitud de la EMG) como un porcentaje de la tarea de referencia, la interpretación de la señal se sitúa en un marco de significado biológico (Lehman & McGill, 1999).

Table 1. *Factors that influence the surface EMG*

Factors That Influence the Surface EMG	
Nonphysiological	
Anatomic	Shape of the volume conductor Thickness of the subcutaneous tissue layers Tissue inhomogeneities Distribution of the motor unit territories in the muscle Size of the motor unit territories Distribution and number of fibers in the motor unit territories Length of the fibers Spread of the endplates and tendon junctions within the motor units Spread of the innervation zones and tendon regions among motor units
Detection system	Presence of more than one pinnation angle Skin-electrode contact (impedance, noise) Spatial filter for signal detection Interelectrode distance Electrode size and shape Inclination of the detection system relative to muscle fiber orientation Location of the electrodes over the muscle
Geometrical	Muscle fiber shortening Shift of the muscle relative to the detection system
Physical	Conductivities of the tissues Amount of crosstalk from nearby muscles
Physiological	
Fiber membrane properties	Average muscle fiber conduction velocity Distribution of motor unit conduction velocities Distribution of conduction velocities of the fibers within the motor units
Motor unit properties	Shape of the intracellular action potentials Number of recruited motor units Distribution of motor unit discharge rates Statistics and coefficient of variation for discharge rate Motor unit synchronization

Factores que influncian el voltaje medido en electromiografía de superficie. Tomado de J Appl Physiol (1985). 2004 Apr;96(4):1486-95

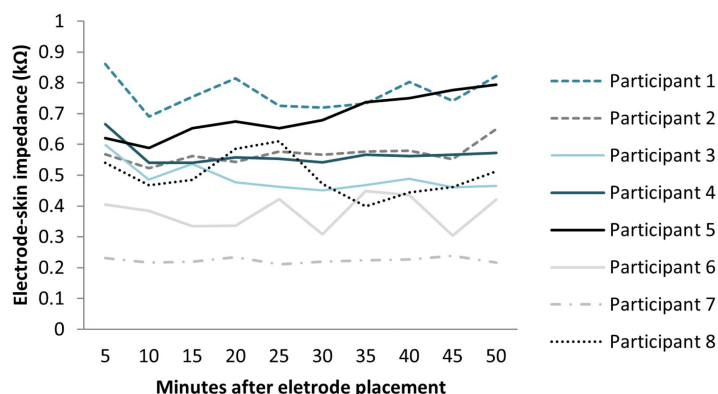


Factores causales, intermedios y determinantes de los dos componentes principales de la señal electromiográfica (marcados con círculos rojos): amplitud y composición espectral. Tomado de De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.

Los registros intra-individuo tampoco son tan confiables.

Se podría pensar entonces que los únicos valores comparables son los registrados en un mismo sujeto consigo mismo en dos momentos diferentes. Sin embargo, ensayos en los que se ha medido la impedancia de los electrodos a través del tiempo en sujetos sanos, muestra variaciones dependientes del tiempo de instalación del electrodo.

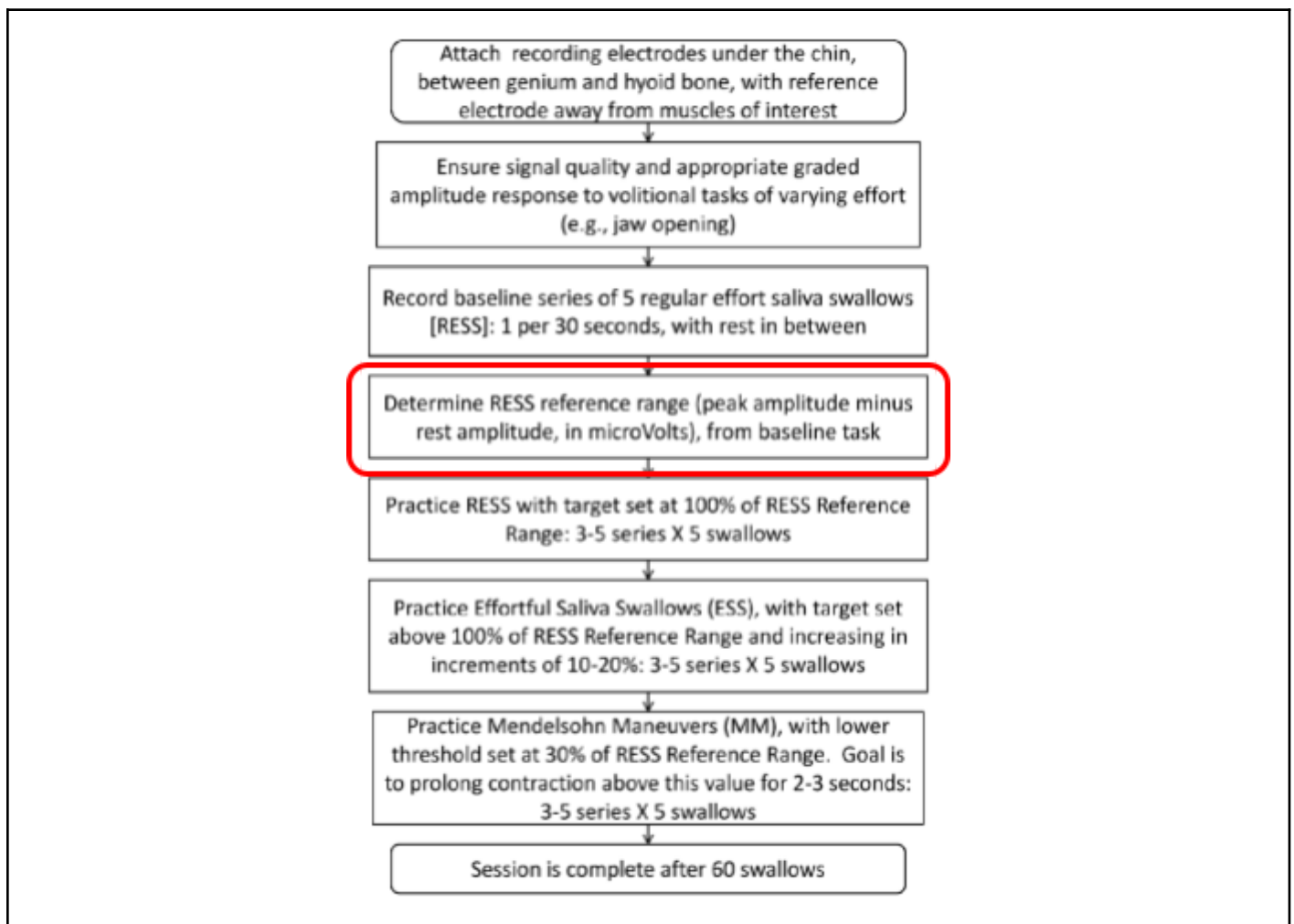
En la figura a continuación Sousa et al 2023 reporta la variación en impedancia en electrodos ubicados en el vasto lateral durante una ventana de 50 minutos. Además de las marcadas variaciones interindividuales, encontraron una caída significativa de la impedancia entre el minuto 5 y el minuto 15. Lo que indica que incluso dentro de un mismo individuo, la impedancia del electrodo varía con el tiempo de uso, y por lo tanto frente a una misma contracción isométrico, el voltaje registrado no será el mismo al principio que al final de la sesión.



Tomado de Sousa et al 2023. (*Sensors* 2023, 23(20), 8582; <https://doi.org/10.3390/s23208582>)

Normalización de amplitud en protocolos de biofeedback electromiográfico

Por todo lo anterior, los protocolos de intervención con biofeedback electromiográfico implican una calibración del sistema utilizando una medida de actividad EMG basal, y una segunda medida en la cual se realice un esfuerzo conocido. Un ejemplo de esto es el protocolo empleado por Steele et al para la aplicación de biofeedback electromiográfico en rehabilitación de disfagia:



Protocolo de biofeedback electromiográfico aplicado a la rehabilitación de disfagia neurogénica. Reportado por Steele et al. (M., C., W., J., Chapman-Jay, S., Cliffe, R., M., S., & Oshall, M. (2012). Electromyography as a Biofeedback Tool for Rehabilitating Swallowing Muscle Function. InTech.)

Relación entre cambios en la amplitud de la sEMG y los resultados clínicos.

En este sentido es relevante destacar la falta de correlación entre el cambio de amplitud de la señal electromiográfica después de un período de entrenamiento con biofeedback-EMG y los resultados clínicos.

Steele et al reporta un par de casos ilustradores al respecto. En las figuras se muestran la amplitud de la señal EMG registrada en músculos submentonianos en microvolts al realizar una tarea de deglución forzada (effortful swallow) a través de diferentes sesiones. Las líneas punteadas muestran los límites de dos desviaciones estándar. Bajo cada figura se muestran descripciones clínicas al respecto. Por ejemplo, el participante #4 presentó gran variabilidad de los registros entre sesiones no siendo posible demostrar una mejoría o deterioro de la señal entre sesiones, sin embargo mostró mejoría clínica en los scores de retención de residuos.

<p>“Participant 4 showed a slight improvement on this variable for thin liquids, shifting from a severe to a moderate rating.” “Participant 4 also displayed airway invasion to this level with both thin and thickened stimuli, but this was noted to clear spontaneously (score of 2)”</p>	<p>“... participant 8, who displayed noticeable increases in effortful saliva swallowing amplitudes showed no measurable change in swallowing residues, thus challenging the assumption that an association can be expected between these measures.”</p>

Conclusiones

La señal electromiográfica detectada mediante electrodos de superficie está sometida a una gran cantidad de factores que generan una variabilidad importante tanto interindividual, como intra-individuo. Factores como la localización del electrodo, la limpieza de la piel, la impedancia, la sudoración, el contenido adiposo, la masa muscular, la variabilidad de la activación muscular frente a una misma tarea, etc. hacen que no se puedan extraer valores normativos expresados en Volts que puedan ser comparables entre individuos.

De esta manera, para realizar estudios y análisis de la amplitud de la señal EMG, la recomendación generalizada de los expertos a nivel internacional es realizar algún tipo de normalización de la señal electromiográfica utilizando como base la señal generada por la contracción muscular frente a una tarea conocida: por ejemplo, ejercer una fuerza de XX Newtons sobre una celda de carga. De esta manera se obtiene alguna medida, generalmente adimensional (z-score, decibeles, u otro) que expresa la señal en términos de significado biológico o conductual (por ejemplo 3.5 veces la contracción basal). Así se puede comparar la actividad muscular entre diferentes individuos.

Además es posible argumentar que incluso dentro de un mismo individuo, la impedancia de la interfase entre la piel y el electrodo sufre cambios con el tiempo. Esto naturalmente se traducirán en cambios a nivel de la amplitud de la señal registrada, lo que sugiere que dentro de una sesión de registro, los valores iniciales no serían enteramente comparado con los valores medidos al final de la sesión.

En cuanto al biofeedback, la manera recomendada de aplicarlo de manera efectiva es realizar una calibración que tome un mínimo y un máximo para instar a la persona a que logre contracciones que correspondan a un porcentaje entre estos dos extremos.

Finalmente, el resultado esperado de las terapias de biofeedback electromiográfico debiera ser siempre un resultado con impacto clínico. La experiencia muestra pacientes que no habiendo mejorado la señal electromiográfica presentan mejoría clínica y viceversa, la mejoría de la amplitud de la señal electromiográfica no se correlaciona con mejoría clínica. Por ello, los resultados esperados debieran medirse con un instrumento diferente al que se está utilizando para aplicar la terapia. Esto es, por ejemplo, si se aplica BF-EMG al piso pélvico, el resultado no debiera ser una ganancia en el potencial eléctrico máximo alcanzado por el músculo (voltaje), sino alguna escala clínica por ejemplo de incontinencia, de calidad de vida, o de discomfort sexual.

La correcta utilización de herramientas como la electromiografía depende enteramente no sólo de conocer la información que efectivamente nos puede entregar, sino también de tener un profundo entendimiento de sus

limitaciones y de los confundentes a los que está sometida, para no utilizarla de manera errónea, o de modo que nos entregue información que nos haga obtener falsas conclusiones.

Bibliografía

- Bouisset S. & Do M. C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38 6, 345-362.
- Campanini I., Merlo A., Degola P., Merletti R., Vezzosi G. & Farina D. (2007). Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17 4, 515-526.
- DeLuca C. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 2, 135-163.
- Farina D., Merletti R. & Enoka R. (2004). The extraction of neural strategies from surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1486-1495.
- Gerdle B., Karlsson S., Day S. & Djupsjöbacka M., 1999. Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram. *Modern techniques in neuroscience*. Berlin: Springer.
- Hansson G.-Å., Strömberg U., Larsson B., Ohlsson K., Balogh I. & Moritz U. (1992). Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work. *Ergonomics*, 35 11, 1341 - 1352.
- Jensen C., Vasseljen O. & Westgaard R. (1993). The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 67 3, 266-273.
- Knutson L. M., Soderberg G. L., Ballantyne B. T. & Clarke W. R. (1994). A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4 1, 47-59.
- Lehman G. & McGill S. (1999). The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22 7, 369-370.
- M., C., W., J., Chapman-Jay, S., Cliffe, R., M., S., & Oshall, M. (2012). Electromyography as a Biofeedback Tool for Rehabilitating Swallowing Muscle Function. In *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*. InTech. <https://doi.org/10.5772/26443>
- Mathiassen S. & Winkel J. (1990). Electromyographic activity in the shoulder-neck region according to arm position and glenohumeral torque. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61 5, 370-379.
- Mathiassen S. E. (1997). A checklist for normalization of surface EMG amplitude. Paper presented at the Proceedings of the Second General SENIAM Workshop Chapter 2, Stockholm, Sweden.
- Mathiassen S. E., Winkel J. & Hägg G. M. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies -- A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5 4, 197-226.
- McGill S. & Norman R. (1986). Partitioning of the L4/L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and
- McGill S. M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 9 1, 91-103.
- Mirka G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34 3, 343 - 352.
- muscular components during lifting. *Spine*, 11, 666-678.
- Sousa, A. S. P., Noites, A., Vilarinho, R., & Santos, R. (2023). Long-Term Electrode–Skin Impedance Variation for Electromyographic Measurements. In *Sensors* (Vol. 23, Issue 20, p. 8582). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s23208582>
- Winkel J. & Jørgensen K. (1991). Significance of skin temperature changes in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63 5, 345-348.

- Yang J. & Winter D. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Therapy Medicine and Rehabilitation*, 65, 517-521.