4.2 A tensiomiografia

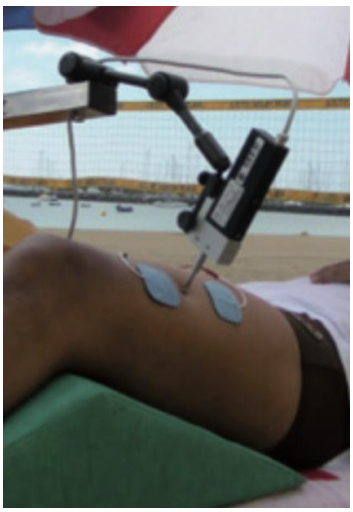
As propriedades e funções mecânicas do músculo têm sido amplamente estudadas nas últimas décadas, através de diferentes metodologias e tecnologias. O conhecimento das adaptações do músculo esquelético e das respostas ao treino e ao destreino é essencial na tomada de decisões, seja para melhorar o desempenho ou para a readaptação e regresso à prática desportiva. Nesse contexto, a tensiomiografia (TMG), método mecanomiográfico, é considerada uma das tecnologias mais exatas na medição das propriedades contráteis do músculo esquelético.

Nesta secção, trataremos especificamente desse tipo de análise e de a relacionar com as propriedades contráteis do músculo e, portanto, com a força muscular.

4.2.1 Fundamentos da tensiomiografia

Como característica básica deste método de avaliação, devemos ter em mente que é uma medição desenvolvida em condições passivas. Ou seja, diferentemente da EMGS, que mede a ativação elétrica do músculo esquelético produzido pelo indivíduo avaliado, a TMG mede a resposta muscular a um estímulo elétrico externo, de modo que o indivíduo não tem nenhum tipo de ação, embora a contratilidade do músculo seja medida (figura 6). Desse modo, a TMG medirá a deformação radial do ventre muscular dos músculos superficiais (Martín-Rodríguez, Loturco, Hunter, Rodríguez-Ruiz e Munguia-Izquierdo, 2017) e como essa deformação se manifesta no tempo e proporciona informações das características mecânicas e contráteis dos músculos (figura 7). Isso é possível devido à aplicação de um sensor de movimento colocado na área contráctil do músculo, que transmite os dados de deslocamento e de tempo para uma CPU para posterior análise.

Figura 6: Colocação dos elétrodos e do sensor de deslocamento para a aquisição de uma TMG

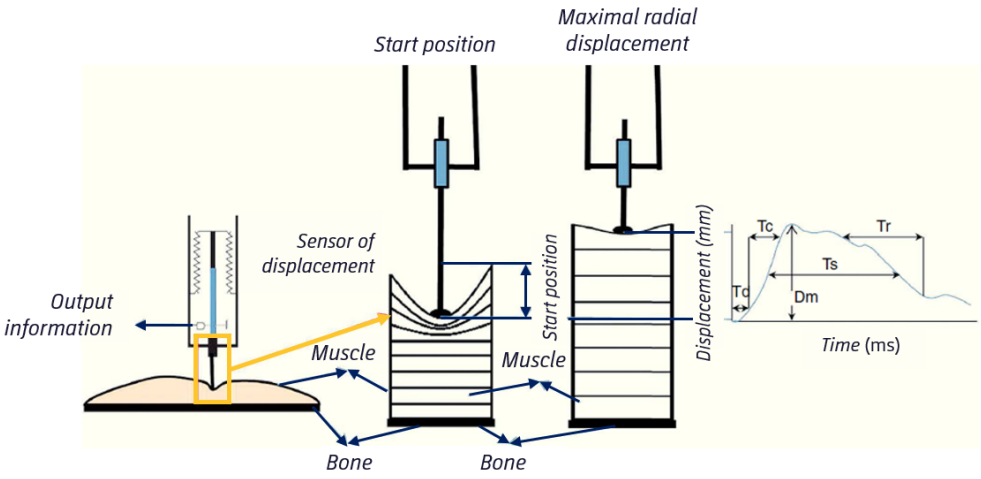


Fonte: Rodríguez-Ruíz, 2017, p. 143.

Esta ferramenta de medição indica uma alta correlação com a EMG, composição muscular, força, fadiga e tetanização, como explica David Rodríguez ao resumir diferentes trabalhos (Rodríguez-Ruíz, 2017). Este autor afirma que, por não exigir qualquer tipo de esforço por parte do indivíduo avaliado, esta é uma ferramenta bem

aceite no campo desportivo, devido à velocidade da sua aplicação e por não interferir no treino diário do atleta.

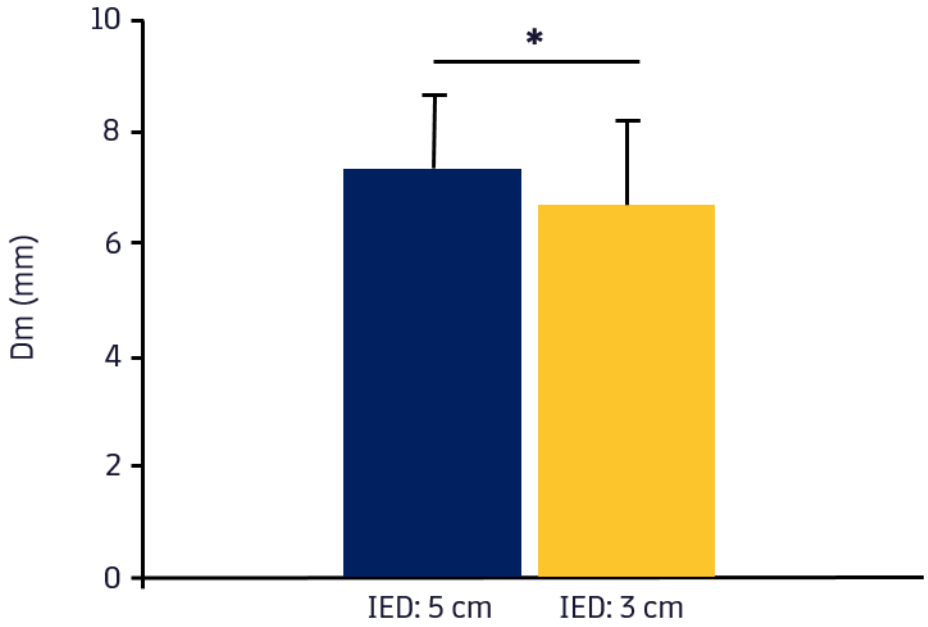
Figura 7: Colocação dos elétrodos e do sensor de deslocamento para a aquisição de uma TMG



Fonte: Rodríguez-Matoso et al., 2010, p. 83.

Tous-Fajardo et al. (2010) estudaram a fiabilidade da TMG como um instrumento para avaliar os parâmetros contrácteis do músculo esquelético. A intenção foi determinar se existiam diferenças significativas nos resultados obtidos, tanto para as mudanças na distância entre os elétrodos dispostos no músculo, como para a mudança de avaliador, quando se utilizou o mesmo protocolo de *teste*. Identificaram o pico de deslocamento radial como o parâmetro que apresentou valores de correlação de alta fiabilidade para um *teste*, provavelmente porque esse é o único valor que não depende do tempo. Os parâmetros que dependem do tempo mostraram baixos níveis de fiabilidade e também é importante notar que o deslocamento radial é extremamente sensível a mudanças na distância entre os elétrodos (figura 8).

Figura 8: Influência da distância interelétrodo (IED) na tensiomiografia (Dm = deslocamento radial)



Fonte: Tous-Fajardo et al., 2010. p. 764

Além disso, o parâmetro que apresentou maior variabilidade intra e interavaliador, durante as diferentes medições, foi o tempo de relaxamento, que corresponde à parte descendente da curva. Note-se que, os avaliadores não tinham muita experiência na realização deste tipo de medição e os autores consideram que isso é positivo se a intenção for realmente determinar a fiabilidade de uma ferramenta de avaliação (neste caso, a TMG), é claro, sob condições mínimas de conhecimento.

Outro aspeto notável deste trabalho é que os autores defendem a TMG como uma ferramenta sensível para determinar a proporção fibrilar (como fazem Macgregor, Hunter, Orizio, Fairweather & Ditroilo, 2018), uma vez que o tempo de contração (Tc) é influenciado, em grande medida, pela existência de ambos os tipos de fibras no músculo.

Embora devam ser considerados aspetos importantes no protocolo de medição, a TMG foi estudada para validação em muitos outros trabalhos. Ditroilo, Smith, Fairweather & Hunter (2013) examinaram o gastrocnémio medial durante um protocolo de fadiga para verificar a estabilidade da medição da TMG e regressaram ao mesmo protocolo quatro semanas depois. O tempo para a contração, a manutenção da contração e o atraso revelaram um bom nível de fiabilidade absoluta na medição, mas evidenciaram uma grande variabilidade (entre fraca e excelente) em relação à fiabilidade relativa. Essa fiabilidade relativa foi de entre bom e excelente no parâmetro de deslocamento muscular, como verificado também por Tous-Fajardo et al. (2010).

Apesar destes valores, como já mencionado, uma má colocação dos elétrodos pode provocar a estimulação das UM adjacentes que são típicas de outros músculos (Rodríguez-Ruíz, 2017; Rodríguez-Matoso, 2013), da mesma forma que descrevemos o efeito de *crosstalk* na unidade referente à EMGS. Além disso, como Rodriguez-Ruíz (2017) explica, devemos ser muito rigorosos na avaliação, dada a dificuldade em interpretar os sinais recolhidos e cumprir os mesmos protocolos a nível metodológico ao realizar medições de repetição. Da mesma forma, as características

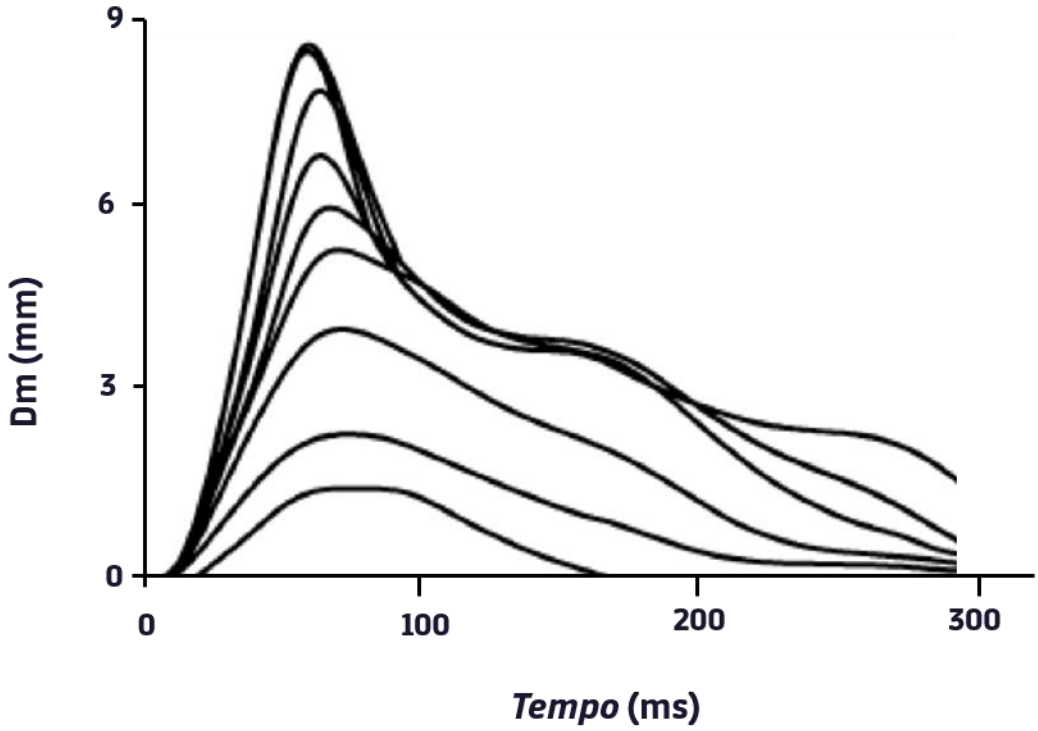
antropométricas dos indivíduos avaliados devem ser tidas em consideração e só podemos considerar estabelecer comparações entre os indivíduos quando eles participam na mesma modalidade desportiva. Por essa razão, é aconselhável usar a TMG juntamente com outros tipos de avaliações, para poder tomar decisões clínicas e de treino.

4.2.2 Parâmetros de análise da avaliação tensiomiográfica

Dos parâmetros que a TMG fornece, o deslocamento radial máximo e o tempo de contração, visualizados ao desenvolver a curva de deslocamento/tempo perante um único estímulo, são os mais utilizados na literatura (Macgregor, Orizio, Fairweather & Ditroilo, 2018). Esses autores também destacam a velocidade de contração registada, um parâmetro que combina o pico de deslocamento radial do músculo e o tempo de contração. Isto fornece informações sobre o rácio de estímulo sem ser afetado pela quantidade de deslocamento radial.

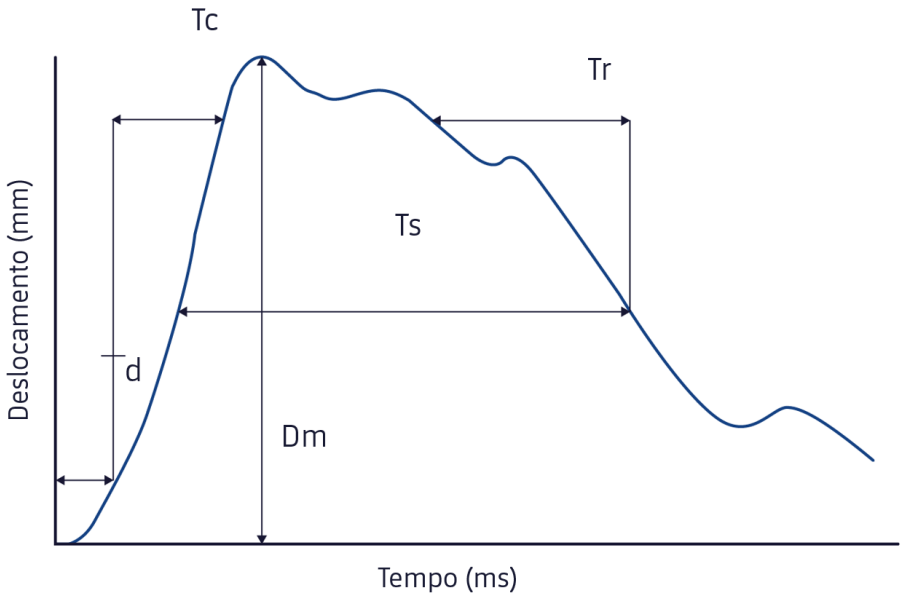
O aumento na magnitude da curva é induzido por um aumento na amplitude da estimulação elétrica. O Dm (pico de deslocamento radial) pode ser identificado pela apresentação de um planalto nas curvas de deslocamento, embora a magnitude do estímulo seja aumentada. Este Dm significa a deformação espacial absoluta do músculo (ver figura 9).

Figura 9: Progressão incremental de curvas de deslocamento



Fonte: Macgregor et al., 2018, p. 1610.

Figura 10: Produção de uma curva típica usando TMG. Os diferentes parâmetros que podem ser estudados neste tipo de avaliação são detalhados a seguir



Fonte: Rodríguez-Ruíz, 2017, p. 144.

A título de síntese, os parâmetros que podem ser registados com a TMG são:

- Deslocamento radial máximo do seio muscular (Dm, em milímetros).
- Tempo para produzir uma resposta ao estímulo, que é o tempo decorrido até atingir 10% do total do raio deslocado e conhecido como tempo de atraso (Td).
- Tempo de contração calculado entre o momento em que alcança 10% até atingir 90% de deslocamento radial (Tc).
- Tempo médio de relaxamento (Tr).
- Tempo de manutenção da contração (Ts).

Os valores desses parâmetros produzirão um ou outro tipo de curva e permitirão identificar o tipo de comportamento que o músculo experimentou no estudo usando TMG. Rodríguez-Ruíz (2017) lista outros parâmetros derivados do acima mencionado: velocidade de resposta normalizada (Vrn) e velocidade de contração (Vc).

4.2.3 Relação da tensiomiografia com as propriedades elásticas do músculo

Em relação às utilizações da TMG, destacamos as avaliações que podem ser feitas no âmbito desportivo. Gacía-Manso et al. (2012) estudaram as respostas tensimiográficas para dois protocolos de treino diferentes, realizando *curls* de bíceps com barra: um deles com cargas elevadas (8 x 3 x 30 kg, com 1 minuto de pausa) e outro com volumes elevados (8 x 15 x 10 kg, com 1 minuto de pausa). Em ambos os casos, a resposta do músculo teve um efeito inicial de pós-ativação (após a primeira série), determinado pelo aumento da velocidade de contração, assim como uma diminuição no deslocamento radial, no tempo de contração sustentada e no tempo de relaxamento.

Ao atingir a última série, foram observados sintomas de fadiga aguda que afetaram a resposta do músculo: aumento do deslocamento radial, no tempo de contração sustentada e no tempo de relaxamento, enquanto houve diminuição da velocidade de contração. Estes parâmetros exibiram um comportamento oposto ao que resultava do efeito da potenciação pós-ativação.

Os autores determinaram que um baixo deslocamento radial é atribuído a um elevado tónus muscular e *stiffness* excessiva, enquanto que um grande deslocamento radial significa falta de tónus e surgimento de fadiga muscular. Em relação a essas interpretações, é notável, especialmente nos desportos, que a TMG também nos informe sobre as propriedades elásticas do músculo, não apenas as contrácteis. A *stiffness* é um parâmetro que é definido pela resistência que uma estrutura, neste caso um músculo, oferece antes de uma carga externa que pretende deformá-lo. Apesar disso, devemos considerar que o deslocamento produzido pelo estímulo evocado produzido na TMG tem uma direção radial, enquanto o tensionamento do conjunto miotendínea ocorre, especialmente na tração, de acordo com o eixo longitudinal da referida estrutura.

Em relação ao que foi dito, devemos ter em mente que a TMG também é considerada uma avaliação que pode informar-nos sobre o tipo de fibra muscular predominante (facto citado acima), a *stiffnes* muscular, as adaptações causadas pelo treino desportivo, fadiga, dano muscular, recuperação e a existência ou não de assimetrias bilaterais (Macgregor, Orizio, Fairweather & Ditroilo, 2018). Entre todos esses aspetos de avaliação fornecidos pela TMG, Gil et al. (2015) estudam a relação desta técnica de medida com o desempenho em relação à força e potência muscular. Aqui, o denominador comum é a *stiffness* muscular. Isto deve-se ao fato de a TMG ser um

marcador indireto da *stiffness* e esta propriedade está relacionada com as capacidades de produção de força e de potência da musculatura.

Por isso, os autores decidiram procurar relações entre os parâmetros obtidos na TMG e o desempenho físico através do salto e da corrida em velocidade máxima em jogadores de futebol. Somado a isso, os investigadores determinaram a simetria lateral entre a perna dominante e a perna não dominante de cada jogador, usando os parâmetros obtidos na TMG. Entre os seus resultados, destacam-se as relações que se estabeleceram, além das já mencionadas, entre o aumento do Dm e a diminuição da capacidade de produção de força durante a realização de um *drop jump* (DJ).

4.2.4 Deteção de fatores de risco de lesão por tensiomiografia

Os resultados da SMG são relevantes, tanto para o desempenho desportivo quanto para aspetos relacionados com a medicina. Os parâmetros avaliados por esse tipo de estudo tendem a estar relacionados com aspetos da função muscular, como, por exemplo, as alterações que podem ocorrer na *stiffness* passiva do músculo, os processos de atrofia muscular, a fadiga, a eficiência na recaptação de cálcio e a determinação dos tipos de fibras musculares predominantes num músculo (Martín-Rodríguez et al., 2017).

Especificamente no processo de reabilitação, Maeda et al. (2017) identificaram como o *Dm* é um excelente parâmetro a ser aplicado durante a recuperação pós-operatória de uma rutura de um LCA (Ligamento Cruzado Anterior). Assim, esse parâmetro pode determinar o tónus muscular perdido no vasto medial da coxa correspondente ao membro lesionado, produto da atrofia crónica, típica do processo de recuperação a longo prazo. Essa conclusão foi obtida após a comparação dos valores obtidos no membro lesado com os do membro saudável e na musculatura de um grupo de controlo, uma vez que o aumento de *Dm* é um indicador de perda de tónus muscular.

Esse aspeto é fundamental pois, após um evento traumático como a rutura do LCA, existem fatores centrais e periféricos envolvidos na perda de diferentes qualidades mecânicas do músculo a longo prazo, nem sempre envolvidos na capacidade de produção de força desse músculo. (Maeda et al., 2017).

Também em relação à recuperação pós-cirúrgica do LCA, Alvarez-Diaz et al. (2014) estudaram os parâmetros tensiomiográficos em jovens jogadores de futebol, que sofreram uma rutura e foram submetidos à cirurgia. Os jogadores foram avaliados após a lesão, mas antes da cirurgia e, posteriormente, foram analisados um ano após a cirurgia. O protocolo (cirurgia e reabilitação) foi o mesmo para todos. Os investigadores descobriram que tanto o quadríceps como os músculos isquiossurais evidenciaram melhorias após o processo de reabilitação no membro lesionado, em comparação com o membro não lesionado. Essas melhorias, produzidas a nível neuromuscular, foram identificadas por parâmetros como resistência à fadiga, velocidade de contração e tónus muscular. Foi também detetada uma melhoria no equilíbrio entre os músculos quadríceps (que colocam o LCA em tensão) e os músculos isquiossurais (a sua ativação distende o LCA).

Neste estudo, o grupo de atletas operados teve uma redução significativa no tempo de contração, na análise um ano após a cirurgia, resultando num aumento da capacidade de gerar força rapidamente, tanto no músculo semitendíneo como no músculo reto femoral, comparado com o membro não operado. Isso pode traduzir-se num aumento da capacidade de recrutamento do número de fibras musculares rápidas nesses músculos. Os valores obtidos neste estudo permitiram inferir um

aumento na estabilidade do joelho operado, mas não um aumento do tónus na musculatura do joelho. Portanto, esses autores concluem que, após um tratamento cirúrgico do LCA, espera-se em primeiro lugar que haja uma melhoria na estabilidade do joelho e depois que melhore o tónus muscular na parte em causa.

Por fim, os autores citados também concluíram que a melhoria nos parâmetros tensiomiográficos relacionados com os parâmetros de tempo significou um aumento nas características mecânicas e contrácteis da musculatura durante o processo de reabilitação.

Referências

Alizadehkhaiyat, O. e Frostick, S.P. (2015). Electromyographic assessment of forearm muscle function in tennis players with and without Lateral Epicondylitis. *J Electromyogr Kinesiol.* dez; *25*(6), 876-86.

Alvarez-Diaz, P., Alentorn-Geli, E., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Rius, M., Seijas, R., Ballester, J., Cugat, R. (2014). Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *23*(11), 3407–3413.

Ament, W., Bonga, G.J.J., Hof, A.L. e Verkerke, G.J. (1993). EMG median power frequency in an exhausting exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 3, 214-220.

Basmajian, J.V., De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography*. Quinta edição. Baltimore: Williams and Wilkins.

Basmajian, J.V. (1976). *Electrofisiología de la actividad muscular*. Buenos Aires: Panamericana.

Basmajian, J.V. (1977). *Learned control of single motor units. In Biofeedback: Theory and Research*. Nova Iorque: Schwartz and J. Beatty Academic Press.

Beck, T.W., Housh, T., Fry, A.C., Cramer, J.T., Weir, J., Schilling, B., Falvo, M. e Moore, C. (2009). MMG-EMG cross spectrum and muscle fiber type. *Int J Sports Med*. jul; *30*(7), 538-44.

Bigland-Ritchie, B., Cafarelli, E. e Vollestad, N.K. (1986). Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiologica Scandinavica. 128* (Suppl 556); 137-148.

Bonato, P., Cheng, M.S., González-Cueto, J., Leardini, A., O'Connor, J., Roy, S. (2001). EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise. *IEEE engineering in medicine and biology*. *20* (6), 133-143.

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* dez; *20*(6), 1023-35.

Carius, D., Kugler, P., Kuhwald, H.M. e Wollny, R. (2015). Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. *Electromyogr Kinesiol.* dez; *25*(6), 860-869.

Christensen, H., Sogaard, K., Jensen, J.B.R., Finsen, L. e Sjogaard, G. (1995). Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. *5* (1), 27-36.

Clarys, J.P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics. 43* (10), 1750-1762.

Cram, J.R. e Kasman, G.S. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg: Aspen Publishers.

Daanen, H.A.M., Mazure, M., Holewijn, M. e Van der Velde, E.A. (1990). Reproducibility of the mean power frequency of the surface electromyogram. *Euroean Journal of Applied Physiology*. 61, 274-277.

De Luca, C. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering. 11* (4), 251-279.

De Luca, C. (1997) *The use of surface electromyography in biomechanics*. Recuperado de www.delsys.com/emg_articles/biomechanics.shtml.

De Luca, C.J., Bonato, P., Roy, S.H., Moore. J. e Vadnais. A. (2002). EMG-based approach to identifying functional motor activities. En Kollmitzer J and Bijak M. XIVth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 22 junho, Viena.

Ditroilo, M., Smith, I.J., Fairweather, M.M. e Hunter, A.M. (2013). Long-term stability of. tensiomyography measured under different muscle conditions. *J Electromyogr Kinesiol*. jun; *23*(3), 558-63.

Enoka, R.M. (2019). Physiological validation of the decomposition of surface EMG signals. *J Electromyogr Kinesiol. 21* (46), 70-83.

Farina, D., Merletti, R., Enoka, R.M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol* (1985) *117*(11), 1215-1230.

Farina, D., Merletti, R., Nazzaro, M. e Caruso I. (2001). Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE Engineering in medicine and biology. 20-6* 62-71.

Gamet, D., Duchêne, J. e Goubel, F. (1996). Reproducibility of kinetics of electromyogram spectrum parameters during dynamic exercise. *European Journal of Applied Physiology*; 74, 504-510.

García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., de Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2012). Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *22*(4), 612–619.

Gazzoni, M., Botter, A. e Vieira, T. (2017). Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. *Physiol Meas*. maio; *38*(5), R27-R60.

Gerdle, B., Larsson, B. e Karlsson, S. (2000). Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. ago; *10*(4), 225-32.

Gil, S., Loturco, I., Tricoli, V., Ugrinowitsch, C., Kobal, R., Cal Abad, C. C. e Roschel, H. (2015). Tensiomyography parameters and jumping and sprinting performance in Brazilian elite soccer players. *Sports Biomechanics*, *14*(3), 340–350.

González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E. e Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* ago; *22*(4), 501-12.

Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J Electromyogr Kinesiol.* fev; *21*(1), 1-12.

Jayalath, J.L.R., de Noronha, M., Weerakkody, N., Bini, R. (2018). Effects of fatigue on ankle biomechanics during jumps: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* out; 42, 81-91.

Karlsson, S. e Gerdle, B. (2001). Mean frequency and dignal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 11, 131-140.

Kippers, V. *Electromyographic equipment and data collection.* Recolhido de www.uq.edu.au/-anvkippe/an324/emgequip.html.

Larson, B., Mansson, B., Karlberg, C., Syvertsson, P., Elert, J., Gerdle, Bjorn, (1999). Reptroducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 9, 351-357.

Leisman, G., Zenhausern, R., Ferentz, A., Tefera, T., Zemcov, A. (1995). Electromyographic effects of fatigue and task repetition on the validity of estimates of strong and weak muscles in applied kinesiological muscle testing procedures. *Perceptual and Motor Skills*. 80 (3) 963-977.

Macgregor, L., Hunter, A., Orizio, C., Fairweather, M., Ditroilo, M. (2018). Assessment of Skeletal Muscle Contractile Properties by Radial Displacement: The Case for Tensiomyography. *Sports Medicine*. 48,1607-1620.

Maeda, N., Urabe, Y., Tsutsumi, S., Fujishita, H., Numano, S., Takeuchi, T., Hirata, K., Mikami, Y., Kimura, H. (2017). Symmetry tensiomyographic neuromuscular response after chronic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *26*(2), 411-417.

Martín-Rodríguez, S., Loturco, I., Hunter, A.M., Rodríguez-Ruiz, D., Munguia-Izquierdo, D. (2017). Reliability and Measurement Error of Tensiomyography to Assess Mechanical Muscle Function: A Systematic Review. *J Strength Cond Res.* dez; *31*(12), 3524-3536.

Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L.l. e Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport*; *45*(165), 127-136.

Moritani, T., Nagata, A. e Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 14, 198-202.

Mulder, T. e Hulstijn, W. (1985). Sensory feedback and the learning of a novel motor task. *Journal of motor behavior.* 17, 110-128.

Muro, M., Nagata, N. e Moritani, T. (1983). Analysis of myoelectric signals during dynamic and isometric contractions. En Matsui, H. e Kobayashi, K. *Bioemchanics* VIII-A. pp. 432-439. Champaign: Human Kinetics Publishers.

Öberg, T., Sandsjö, L. e Kadefors, R. (1990). Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle. *European Journal of Applied Physiology*. 61 362-369.

Osborne, M.D., Chou, L.S., Laskowski, E.R., Smith, J. e Kaufman, K.R. (2001). The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sports Med.* Sep-Oct; *29*(5), 627-32.

Petrofsky, J.S., Glaser, R.M., Philips, C.A., Lind, A.R. e Williams, C. (1982). Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics,* 25, 213-223.

Pope, M.H., Aleksiev, A., Panagiotacopulos, N.D., Lee, J.S., Wilder, D.G., Freiesen, K., Stielau, W. e Goel, V.K. (2000). Evaluation of low back muscle surface EMG signals using wavelets. *Clinical Biomechanics.* 15, 567-573.

Potvin, J.R. e Bent, L.R. (1997). A validation of thecniques using EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. *7* (2), 131-139.

Rahnama, N., Lees, A. e Reilly, T. (2006). Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *J Electromyogr Kinesiol.* jun; *16*(3):257-63.

Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Sarmiento, S., Vaamonde, D., Da Silva-Grigoletto, M.E., García-Manso, J.M. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography
in a range of positions. *Revista andaluza de Medicina del deporte. Elsevier*. 3(3):81-86

Rodríguez Matoso, D. (2013). *Aplicación de la tensiomiografía en la evaluación de la respuesta muscular en adaptaciones agudas y crónicas al ejercicio físico.* (Tese de Doutoramento). Las Palmas de Gran Canaria: Universidad de las Palmas de Gran Canaria.

Rodríguez-Ruíz, D. (2017). *Documento de apuntes del Máster de Readaptación a la Actividad Física y la Competición Deportiva*. Volume I [pp. 142-151]. Girona: EUSES (Univeridad de Girona).

Romero Rodríguez, D. (2003). *Análisis biomecánico de la fatiga muscular como etiología de la alteración de la coordinación neuromotriz en jóvenes sedentarios.* (Tese de Doutoramento). Zaragoza: Universidad de Zaragoza.

Roy, S., De Luca, C.J. e Casavant, D.A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine. 14*(9), 992-1001.

Roy, S.H., Bonato, P. e Knaflitz, M. (1998). EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *Journal of Electromyograpy and Kinesiology*. *8* (4): 233-245.

Sakamaoto, K., Usui, T., Hayami, A. e Ohkoshi, K. (1982). The wave analysis with the Fast Fourier Transform on surface electromyogram and tremor during an acute and an accumulative fatigue. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. 22: 207-228.

Shankar, S., Gander, R.E. e Brandell, B.R. (1989). Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 73, 142-150.

Sheth, P., Yu, B., Laskowski, E.R. e An, K.N. (1997). Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med*. jul-ago; *25*(4), 538-43.

Sodeberg, G., Knudson, L., (2000) A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. (2000). Physical Therapy. doi:10.1093/ptj/80.5.485

Stulen, F.B. e De Luca, C.J. (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal measure of muscle conduction velocity. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 28, 515-523.

Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Doutres, D. M., e Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(4), 761-766.

Valentin S. e Zsoldos, R.R. (2016). Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*. jun; 28, 167-83.

Vannozzi, G., Conforto, S. e D'Alessio, T. (2010). Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *J Electromyogr Kinesiol*. ago; *20*(4), 767-72.

Vestergaard-Poulsen, P., Thomsen, C., Sinkjaer, T. e Henriksen, O. (1995). Simultaneous 31P-NMR spectroscopy and EMG in exercising and recovering human skeletal muscle: a correlation study. *Journal of Applied Physiology*. 79: 1469-1478.

Viitasalo, J.T. e Komi, P.V. (1975). Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. *Acta Phsyiologica Scandinavica*. 93, 531-50.

Viitasalo, J.T. e Komi, P.V. (1977). Signal characteristics during fatigue. *European Journal of Applied Physiology*. 37, 111-121.

Vilarroya, A., Marco, M.C. e Moros, T. (1997). Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación. 31: 230-236.

Wong, Y.M. (2009). Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? *Phys Ther Sport*. 10, 71-74.

Xiao, S., Leung, S.C.S. (1997). Muscle fatigue monitoring using wavelet decomposition of surface EMG. *Biomedical Sciencies Instrumentation*. 34, 147-152.