

Electromiografia na natação: metodologia e aplicações práticas

Ana Conceição^{1,2}, Hugo Louro^{1,2}

Introdução

A Natação Pura Desportiva (NPD) é considerada um dos desportos que se torna desafiante ao nível da realização de investigação científica, uma vez que para realizar estudos no ambiente aquático acaba por ser uma tarefa bastante difícil, não só por não ser o ambiente natural em que as atividades se desenrolam, mas também porque muitas vezes os humanos/atletas não se encontram familiarizados com o meio, e pelo facto de outros ser fundamental ter em conta vários princípios físicos (Barbosa et al., 2010).

Uma prova de natação pura desportiva pode ser decomposta em quatro fases: i) fase da partida; ii) fase de nado; iii) fase de viragem e iv) fase da chegada. Neste sentido, grande parte das análises biomecânicas em NPD tem sido realizadas nas quatro técnicas de nado: i) Crol; ii) Costas; iii) Bruços e iv) Mariposa (Barbosa et al., 2010).

Cada vez mais os testes de avaliação e controlo do treino têm sido utilizados como suporte ao processo de treino. A principal finalidade para a utilização de vários equipamentos passa pelo facto de cada equipamento estar associado a um protocolo que posteriormente causará respostas distintas nos atletas (Türker & Sözen, 2013) nos vários domínios das ciências do desporto, permitindo auxiliar os treinadores e atletas na otimização dos processos de treino e na própria competição.

Desta forma, o recurso a análises electromiográficas tem vindo cada vez mais a ganhar popularidade no contexto desportivo, nomeadamente em NPD. Os determinantes biofísicos do desempenho da natação são um dos temas mais interessantes em NPD (Barbosa et al., 2009), estando na natação competitiva, o desempenho relacionado com a área da energética e da biomecânica.

1 Instituto Politécnico de Santarém, Escola Superior de Desporto de Rio Maior, Rio Maior, Portugal.

2 Centro de Investigação em Desporto, Saúde e Desenvolvimento Humano, CIDESD, Vila Real, Portugal.

A electromiografia (EMG) consiste na medição da atividade eléctrica gerada no músculo e é uma ferramenta útil para obter uma visão sobre a estrutura/intensidade e tempo dos impulsos neuromusculares recebidos no músculo com origem no sistema nervoso central (Basmajian e De Luca, 1985). Na NPD, a EMG permite-nos obter uma expressão do envolvimento dinâmico dos músculos específicos envolvidos na propulsão do corpo em relação à água (Clarys, 1988a).

A EMG tem sido aplicada a vários campos de intervenção que vão desde a reabilitação (Swinnen et al., 2011), fisioterapia (O'Dwyer et al., 2011), terapia ocupacional (Kulin e Reaston, 2011), odontologia (Ardizzone et al., 2010), psicologia (Bornemann et al., 2012), bem como no desporto e na Educação Física (Fujita et al., 2011; Wilderman et al., 2009).

Em termos históricos, o movimento humano é complexo e tem sido estudado com base em diferentes métodos nos quais a EMG é uma das técnicas que tem vindo a ser utilizada nos últimos anos. Desde Jan Swammerdam (1637-1680), que realizou as primeiras experiências de estimulação eléctrica (Medved, 2001; Clarys and Alewaeters, 2003) até Carlo J. De Luca, que alertou contra a incapacidade de compreender as limitações do EMG (De Luca, 1997), esta área tem vindo a ser desenvolvida ao longo dos anos em vários domínios (Basmajian, 1978).

Os desenvolvimentos tecnológicos na aquisição de dados através da EMG tem sido bastante acentuados, desde que Herbert Jasper (1906-1999) construiu o primeiro eletromiógrafo em 1942-1944 (Medved, 2001), passando pela criação de um eletrodo de agulha unipolar (Basmajian, 1978) e, a partir do final de 1960 (Lewille, 1968), com o aparecimento de uma tendência para o desenvolvimento de dispositivos monitorizados, nomeadamente, os sistemas cinesiológicos-biológicos que começaram a ter uma registo por telemetria de dois canais (Clarys, 1985; Clarys et al., 1973-1983; Lewille, 1968), passando para oito canais (Ellis et al., 1984), podendo nos dias de hoje atingir os 12 canais de aquisição ou até mais.

Os estudos de EMG em NPD têm sido orientados principalmente no sentido de compreender a relação entre a atividade neuromuscular e os parâmetros cinemáticos (por exemplo, frequência gestual, distância de ciclo e velocidade de nado) e alguns parâmetros fisiológicos (por exemplo, lactato sanguíneo, consumo de oxigénio), tendo também como objetivo perceber os fenómenos associados à fadiga.

Os objectivos deste capítulo consistem em: i) apresentar os procedimentos metodológicos a ter em conta numa recolha de dados com base na EMG em NPD; ii) apresentar as aplicações práticas com a utilização da EMG em NPD.

Desenvolvimento

A aquisição de dados de EMG no meio aquático, tem vindo a apresentar uma grande panóplia de equipamentos disponíveis no mercado, baseado em variadíssimas marcas com diferentes softwares e hardwares, neste capítulo iremos apresentar as versões de um equipamento de EMG de superfície por telemetria/ Wireless designado Bioplux, desenvolvido por uma empresa Portuguesa- Plux wireless biosignals (Figura 1), que tem vindo a sofrer um conjunto de melhorias ao longo dos últimos anos.

Contudo, existem um conjunto de acessórios fundamentais para complementar o equipamento para o registo dos sinais EMG no meio aquático que são fundamentais: i) bolsa estanque resistente para a colocação do transmissor de dados; ii) eléctrodos bipolares, com reforço para a utilização no meio aquático; iii) pensos à prova de água para isolar os eléctrodos da água, e prevenir a entrada de água; iv) fitas adesivas para fixação dos eléctrodos à pele; v) álcool etílico; vi) gel conductor; vii) silicone.

Para uma preparação adequada da recolha de dado de EMG, esta deverá ser iniciada pela verificação da forma como deve ser colocado o transmissor de EMG no saco resistente à água. Se não for garantido um isolamento adequado da bolsa, os danos poderão vir a atingir grande parte dos canais de EMG, danificando o equipamento na sua totalidade. O isolamento da abertura principal do saco não levanta problemas, mas isolar as aberturas para os cabos dos eléctrodos bipolares torna-se por vezes uma tarefa mais exigente e complicada, uma vez que pode ser um local de entrada de água durante algum tipo de imersão. Neste sentido, é necessário um trabalho suplementar relativamente complexo e preciso, ao qual recomendamos uma preparação e isolamento total de todos os cabos que temos à nossa disposição para o estudo em causa.

No caso de não serem utilizados todos os canais/cabos, deveremos optar por fixar os cabos restantes com fita adesiva resistente à água junto à bolsa, ou adicionar uma bolsa anexa com cabos inutilizados para o estudo. Assim, é fundamental colocar os cabos nas ranhuras já preparadas na vedação de borracha da bolsa, que é

dividida em duas metades e fixada com silicone universal resistente à água. Se o protocolo de estudo envolver tarefas, em que seja necessário imersão total do nadador, sugerimos que seja anexado dentro da bolsa estanque uma segunda bolsa, de forma a anexar um smartphone para que os dados sejam transmitidos por *Bluetooth* e guardados automaticamente no cartão SD do smartphone.

Se utilizarmos a versão mais recente do Bioplux e da sua bolsa estanque, esta preparação será evitada de forma rigorosa, uma vez que o equipamento tem um isolamento fortalecido, com base em cabos estanques, que podem ser utilizados e retirados, consoante o número de músculos em análise, bem como os dados gravados serão guardados directamente no cartão de memória do dispositivo. Desta forma, permitem recolher dados em grandes profundidades, sem o risco de perder informação, sendo posteriormente importados por *Bluetooth* no final da recolha de dados directamente para o computador.



Figura 1. Exemplo do Equipamento de EMG de Superfície Wireless, com acessórios complementares (Plux wireless biosignals, Portugal).

Para as aplicações dos eléctrodos na pele e para gravar o sinal de EMG no meio aquático recorremos a eléctrodos bipolares específicos para o meio aquático, desenvolvidos pela empresa Plux (Figura 2A). Estes eléctrodos são compostos por um reforço na sua superfície, e já contém gel conductor em cada um dos pólos, mantendo a distân-

cia recomendada entre os eléctrodos de 1 cm (De Luca, 2002). No que concerne à utilização do eléctrodo terra/referência utilizamos os eléctrodos unipolares (Figura 2B).

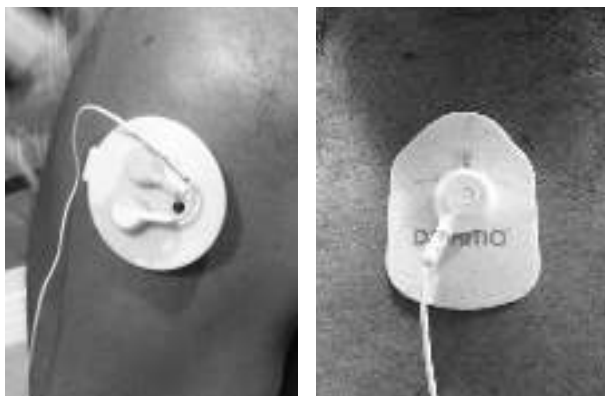
**A****B**

Figura 2. Eléctrodos para recolhas do Sinal EMG (A); Eléctrodos terra/ referência (B)

Uma regra inicial básica consiste em verificar se os eléctrodos estão fixados corretamente e cuidadosamente limpos e desengordurados da pele, neste sentido, utilizamos uma fita e álcool etílico.

Seguidamente, se os eléctrodos já tiverem gel conductor não se justifica acrescentar mais gel conductor, podendo o excesso de gel aumentar significativamente o risco de se soltar do eléctrodo durante o teste (Pánek et al., 2010). É claro que uma pequena quantidade, não garante a aderência adequada do eléctrodo com a pele, aumentando a impedância entre os eléctrodos e a pele, verificando-se um enfraquecimento e interrupção do sinal eléctrico. Se após a fixação e durante o teste no meio aquático tentarmos realizar alguma correção, devido por exemplo, à colocação inadequada dos eléctrodos, esta situação será impossível uma vez que a humidade irá prejudicar este processo. Após a colocação dos eléctrodos na pele, é fundamental efetuar um isolamento com pensos à prova de água e alguma fita de forma a isolar a zona a analisar (Masumoto & Mercer, 2008) (Figura 3).



Figura 3. Isolamento dos eléctrodos com pensos à prova de água e fita adesiva.

Após a colocação de todos os eléctrodos sobre a pele, é fundamental avançar com a fixação da bolsa ao corpo do nadador. Neste sentido, dependendo da versão da bolsa estanque em causa (Figura 4A ou 5), os procedimentos na fixação apresentam algumas diferenças que devemos ter em conta.

No caso da utilização da bolsa estanque apresentada na Figura 4A, podemos realizar a fixação em dois locais ou por baixo da toca do nadador (Figura 4B), ou nas costas do nadador (Figura 4C), as diferenças consistem no facto de na situação 1 o equipamento ao ser colocado debaixo da toca do nadador permitir enviar os dados via wireless para o computador através de uma antena, enquanto que na situação 2 o equipamento tem acoplado o smartphone dentro da bolsa estanque que permite a imersão total do corpo, continuando os dados a ser transmitidos por *Bluetooth* e guardados directamente no cartão SD do telemóvel.



Figura 4. Bolsa estanque versão 1 (A); Bolsa estanque versão 1 fixação por baixo da touca do nadador (B); Bolsa estanque versão 1 fixação nas costas do nadador (C).

Por último, se recorreremos à utilização da versão 2 (mais recente) da bolsa estanque, esta é colocada na cintura através de um cinto, devendo o dispositivo ser colocado na zona lombar de forma a minimizar os contrangimentos da mesma (Figura 5). Nesta situação os dados serão guardados directamente no cartão interno do dispositivo (Bioplux), sendo transmitidos posteriormente à recolha de dados por *Bluetooth* para o computador. Neste sentido, é fundamental ter cuidado com a composição da bolsa, uma vez que se influenciar a flutuabilidade, poderá influenciar os dados do estudo em causa.



Figura 5. Bolsa estanque versão 2 fixação na zona lombar donadador

Assim, é necessário fixar os cabos soltos dos eléctrodos bipolares colocados sobre a pele para o corpo do nadador, porque ambos podem obstruir o movimento e levar ao desprendimento do eléctrodo e a sua livre circulação também pode afectar do sinal de EMG (Rainoldi et al., 2004). Desta forma, a utilização de um fato completo (Fastskin Speedo®, Speedo Aqualab, USA) ajuda a minimizar estes riscos, reduzindo os constrangimentos para o nadador (Figura 6).

Outro aspecto a ter em conta nestas situações será ter em consideração a forma mais adequada para realizar a entrada na água, ou seja, é fundamental utilizar as escadas laterais da piscina para entrada e saída da água, com o apoio de um ajudante que segura o saco ou que confirma se algo estará em contacto directo com a água. Neste sentido é fundamental, iniciar a entrada na piscina pela zona rasa (Figura 6), onde será mais confortável a entrada na piscina. Assim, este procedimento evitará que o nadador danifique os cabos e retire os pensos impermeáveis que se encontram a isolar os eléctrodos. Esta situação é ainda mais útil, quando se utiliza a versão 2 da bolsa estanque (Figura 5), uma vez que se torna necessário assegurar que a bolsa estanque permaneça acima do nível da água durante o decorrer do estudo.



Figura 6. Entrada na água pelas escadas na zona rasa da piscina.

A comparação da EMG por telemetria e a conexão direta do equipamento de EMG com eletrodos por cabos já foi analisada no estudo desenvolvido por Clarys et al. (1985), ao qual verificaram que não existiam diferenças em ambos os métodos no registo do sinal EMG. Neste sentido, devido à manipulação mais vantajosa com o sistema telemétrico, este método é recomendado principalmente para registo da atividade eléctrica dos músculos no meio aquático, permitindo um transfer mais ajustado e completo dos movimentos realizados em NPD.

Através dos estudos que tem sido desenvolvidos de EMG no meio aquático e, especialmente, quando se compara o comportamento motor de um indivíduo na água e em terra, os resultados indicam aspectos relevantes sobre a forma como o meio aquático afeta o sinal de EMG, bem como as mudanças específicas na atividade muscular causada pela mudança na gravidade e pela resistência que o meio aquático oferece (Pánek et al., 2010).

Os estudos originais realizados por Clarys et al. (1985) e Pöyhönen et al. (1999) apontam para a diminuição da amplitude do sinal de EMG no decurso de contração voluntária máxima (CVM) na água comparada com a actividade EMG em terra, não estando totalmente clarificado se esse resultado foi afetado por limitações metodológicas ou por alterações fisiológicas causadas pelo meio aquático. Significando, portanto que em ambos os casos os autores não utilizaram proteções/isolamento à prova de água dos eletrodos, bem como a fita adesiva (Sulková, 2011).

Uma contribuição significativa para a solução deste problema é o estudo realizado por Rainoldi et al. (2004), que ao monitorizar a atividade EMG do músculo *bíceps brachii* durante a CVM em terra e na água a 25 °C, através da comparação dos parâmetros individuais do sinal EMG (valor médio retificado, *root mean square*, frequência, frequência mediana) durante a CVM com e sem fixação de eletrodos por meio de fita adesiva resistente à água e com fixação dos cabos, verificaram que sem a fita adesiva de cobertura nos eléctrodos, a amplitude do sinal é menor na água do que em terra. A alteração mais relevante surgiu durante contrações isométricas em água corrente, sem a fita de cobertura, quando houve um aumento significativo da componente de frequência na faixa de frequência baixa de 0-20Hz, que afetou todos os parâmetros registrados. A incidência deste artefacto foi causada pelo movimento de cabos livres. Através deste estudo concluiu-se que é fundamental a utilização de fita ade-

siva para registar a atividade EMG na água, evitando a ocorrência de artefatos mecânicos, assegurando condições constantes no decorrer de todo o teste.

Da mesma forma, Veneziano et al. (2006) também recomenda a utilização de fita adesiva isolando na água e em terra os eléctrodos, uma vez que entre outras coisas, a fita de cobertura também desenvolve uma certa pressão sobre a pele e o tecido muscular debaixo do eléctrodo.

Após a aquisição do sinal EMG com base em procedimentos de recolha de EMG no meio aquático, a próxima fase consiste na aplicação do processamento de sinal, que pode ser realizado com base em dois domínios: domínio temporal e/ ou no domínio da frequência.

O processamento do sinal no domínio temporal consiste na preparação do sinal de forma a avaliar qualitativa e quantitativamente a forma como a sua amplitude varia no decurso do tempo (Correia & Santos, 2004). Segundo estes autores, a análise qualitativa do sinal EMG poderá ser bastante útil na avaliação da qualidade do sinal e despiste de artefactos, pois possibilita a determinação do padrão de atividade dos músculos envolvidos através da análise dos períodos de atividade e silêncio.

Em NPD a reprodutibilidade dos sinais do ciclo da braçada e o padrão de um ou mais ciclos de nado precisam ser avaliados qualitativamente por exemplo, para verificar a sincronização e especificidade. Clarys (1983) desenvolveu um sistema de avaliação qualitativa, quantificada com base em critérios simples. A técnica foi designada de “sistema IDANCO” (idêntico, análogo, e conforma-se), e permitiu a comparação das várias técnicas de natação, treino em seco e na água, verificando as diferenças inter e intra individuais ao nível do comportamento muscular. Todo o sistema é baseado nas semelhanças do tempo e amplitude e as diferenças do *linear envelope*.

Relativamente ao processamento de sinal no domínio da frequência, um electromiograma (ou seus derivados) é a expressão do envolvimento dinâmico dos músculos específicos dentro de um determinado intervalo de movimento. Os sinais de EMG podem ser tratados, quer em amplitude ou em frequência para obter a informação de natureza quantitativa (Clarys & Rouard, 2010).

Por outro lado, a análise quantitativa do sinal EMG pode ser realizada tendo em conta três tipos de variáveis (Basmajian and De Luca, 1985; Correia & Santos, 2004): (i) de estrutura temporal, determinando-se os tempos de ocorrência dos fenómenos mais relevantes, no-

meadamente o início e final das ativações ou o momento correspondente ao pico máximo de atividade; (ii) de amplitude, expressando o nível de atividade do músculo, existindo diferentes formas de quantificar a sua intensidade (pico máximo de atividade, valor absoluto médio, valor do integral — iEMG — ou da raiz quadrada média do sinal EMG) e (iii) de frequência, consistem em variáveis que se devem a múltiplos fatores (e.g., composição muscular, intensidade de contração, duração da contração, fadiga, características do potencial de acção das fibras musculares ativas, processos de coordenação intra muscular propriedades dos eléctrodos e respetiva colocação), (Fernandes et al., 2010).

O processo de amplitude inicia-se com a rectificação de onda completa do sinal (isto é, a obtenção dos valores absolutos do sinal), seguido por uma média de uma representação linear gráfica (envelope linear). Todos os sinais precisam de ser filtrados, de forma a eliminar interferências (por exemplo, o ruído, os desvios da linha de base, batimento cardíaco, etc), (Clarys & Rouard, 2010).

No entanto, a intensidade do músculo medido como EMG integral não é, de facto, linearmente relacionada com a força. Diferentes factores afectam o sinal EMG, tais como o tamanho do músculo, do tipo de fibras, a natureza da interface entre a pele e os eléctrodos, a colocação dos eléctrodos e o padrão do tecido adiposo (Solomonow et al., 1988; DeLuca & Knaflitz, 1990; Hermens & Freriks, 1997). Além disso todos e cada indivíduo tem um tónus muscular diferente e por todas estas razões, o sinal tem que ser normalizado para permitir a comparação entre nadadores (por exemplo elite contra iniciantes), bem como para comparar os mesmos indivíduos em situações diferentes (por exemplo, sem fadiga e com fadiga). Geralmente, a EMG de um esforço máximo ou o valor mais alto de EMG é selecionado como o factor de normalização permitindo comparação entre indivíduos. O sujeito é solicitado a realizar uma contração voluntária máxima dos músculos em estudo. O iEMG do CVM é então utilizado como um valor de referência (por exemplo, 100%). A utilização da referência CVM torna-se perfeita em todos os movimentos estáticos, por exemplo, aplicações isométricas. Para todas as atividades dinâmicas, como a natação, o uso de uma referência isométrica é discutível (Clarys, 2000; Clarys 2002). Vários investigadores encontraram atividades dinâmicas que excederam o esforço isométrico máximo do músculo durante atividades dinâmicas, por exemplo Lewillie (1973) e Clarys (1983) encontraram percentuais dinâmicos na natação até 160%.

Claramente os indivíduos são capazes de ultrapassar os valores estáticos de 100% durante um movimento dinâmico, não podendo ser considerado correto. Portanto, outras técnicas de normalização foram desenvolvidos especificamente para EMG em cinesiologia, por exemplo, normalização para o mais alto pico de atividade em condições dinâmicas, para significar EMG integral e para EMG por unidade de força medida (momento net) (Clarys & Reily, 2002).

Mas existe uma questão que tem vindo a ser discutida na literatura, que consiste em verificar se devemos normalizar os dados EMG para a CVM na água ou em terra. Masumoto e Mercer (2008) recomendam que tudo deve ser normalizado para CVM em terra, porque a maioria dos estudos anteriores foram realizados neste meio. Silvers e Dolny (2001) testaram a CVM em terra e na água em 12 indivíduos, concluindo que não houve diferença significativa entre os valores individuais CVM em terra e na água, recomendando a normalização dos valores registados na CVM em terra.

O sinal é decomposto em janelas de tempo curtas (10 ms), a iEMG máxima em todas as janelas de 10ms foi então utilizado como 100% de activação de referência. Resumindo, o esforço passivo é normalizado contra CVM, um esforço dinâmico é normalizado em relação ao pico mais alto da atividade muscular em movimento.

Para completar a quantificação do sinal de EMG, o processamento da frequência pode ser aplicado ao sinal bruto. O processo baseia-se na frequência através da transformada de Fourier que se decompõe o sinal bruto numa soma das diferentes frequências que compõem o sinal. A partir da decomposição de frequência, diferentes parâmetros podem ser calculados como o espectro de potência, a frequência média (MPF) e a frequência mediana (MF) (Clarys & Rouard, 2010).

Conclusões

O conhecimento da atividade muscular com recurso à EMG no meio aquático permite aos investigadores, treinadores e nadadores conhecer e perceber quais os músculos mais envolvidos nas ações técnicas, qual a sua cronologia ao nível da participação, se existem padrões musculares em situações de aprendizagem, aperfeiçoamento e treino, tal como informações ao nível da fadiga muscular.

Neste sentido, a EMG apresenta um papel fundamental tanto ao nível da melhoria da exatidão dos feedbacks entre treinadores e nadadores, bem como na prescrição e planeamento do processo de treino.

Referências

- Ardizzone, I., Celetin, A., Aneiros, F., de Rio J, Sanchez T., Moreino I., (2010). Electromyographic study of activity of the masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular joint (TMJ) dysfunction: comparison with the clinical dysfunction index. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cir Bucal* 15(1): 14-9.
- Barbosa, T., Marinho, D., Reis, V., Silva, A. and Bragada, J. (2009). Physiological assessment of head-out aquatic exercises in healthy subjects: a qualitative review. *Journal of Sports Science and Medicine* 8(2): 179-189.
- Barbosa, T.M., Marinho, D.A., Costa, M., Silva, A.J. (2010). Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In: Biomechanics in Applications, Rijeka: In Tech 2011; 367-388.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles Alive*, 5th edn, Baltimore, MD:Williams & Wilkins
- Basmajian, J. V. (1978). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. 4th^{ed} Baltimore: Williams and Wilkins.
- Bornemann, B., P. Winkelman, Van der Meer E. (2012). Can you feel what you do not see? Using internal feedback to detect briefly presented emotional stimuli. *International Journal of Psychophysiology* 85, 116-124.
- Clarys, J.P. & Reilly, T. (2002). Electromyography in occupational activities. In Reilly T. (ed.) *Musculoskeletal Disorders in Health-related Occupations - Biomedical and Health Research*. vol. 49, pp 85-95, Amsterdam - Oxford, IOS Press – Ohmsha.
- Clarys, J.P. (1983). A review of EMG in Swimming: explanation of Facts and/ or feedback Information. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming*. Baltimore: University Park Press, 123-135.
- Clarys, J.P. (1988a). The Brussels Swimming EMG Project. In: Ungerechts B., Wilke K and Reischle K(eds) *Swimming Science V. International series on sport sciences*, volume 18. Human Kinetic Publishers, Champaign, pp. 157-172
- Clarys, J.P., Jiskoot, J., Lewillie, L. (1973). L'emploi des traces lumineuses dans l'analyse biomécanique de different styles de notation. *Kinantropologie*, 5(2), 123-144.
- Clarys, J.P., Massez, C., Van der Broeck, M., Piette, G., Robeaux, R. (1983). Total telemetric surface EMG of the front crawl. In: Matsui H, Kobayashi K(eds) *Biomechanics VIII-B. International series on biomechanics*, 4B. Human Kinetic Publishers, Champaign.
- Clarys, J.P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43, 10, 1750-1762.
- Clarys, J.P. & Alewaeters K. (2003). Science and sports: a brief history of muscle, motion and ad hoc organizations. *Journal of Sport Sciences*, 21: 669-677.
- Clarys, J.P. (1979). Human morphology and hydrodynamics. In J. Terauds & E.W.Bednfield(Eds.), *Swimming III*(pp.3-41). Baltimore:University Park Press.
- Clarys, J.P. (1985). Hydrodynamics and electromyography: Ergonomics aspects in aquatics. *Applied Ergonomics*, 1, 6, 11-24.
- Clarys, J.P., & Rouard, A. (2010). The swimming muscle: history, methodology and applications of electromyography in swimming. In L. Seifert, D. Chollet,

- & I. Mujika (Eds.), *World Book of Swimming - From Science to Performance*. (pp. 43-68). Nova Science Publishers.
- Correia, P.P., Santos, P.M-H (2004). Introdução. In: Correia PP, Mil-Homens P (eds.), *A Eletromiografia no estudo do movimento humano*. Lisboa: FMH edições, 13-21.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- DeLuca, C. (2002). Surface Electromyography: Detection and Recording. In: Delsys, 2.3.2006, Available from <http://delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>.
- DeLuca, C.J. & Knaflitz, M. (1990). *Surface electromyography : what's new?* Monograph of the Neuromuscular Research Center, Boston University, Boston, MA 02215 USA.
- Ellis, M.I., Seedhom, B.B., Wright, V., (1984). Forces in the knee joint whilst rising from a seated position. *Journal Biomedical Engineering* 6, 113-120.
- Fernandes, R., Figueiredo P., Vilar, S., Sousa, A., Gonçalves, P. e Vilas-Boas, JP. (2010). Avaliação da atividade eléctrica muscular em natação. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 10(3), 121-141.
- Fujita, E., Knaehisa, H., Yoshitake, Y., Fukunaga, T., Nishizono, H. (2011). Association Between Knee Extensor Strength and EMG activities during squat movement. *Medicine and Science in Sports Exercise* 43, 2328-34.
- Hermens, H.J. & Freriks, B. (1997). The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface EMG. The SENIAM EC-project. Roessingh Research and Development BV, Enschede, the Netherlands
- Kulin, J. & M. Reaston (2011). Musculoskeletal disorders early diagnosis: A retrospective study in the occupational medicine setting. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 6(1): 1
- Lewillie, L. & Sneppe R (1968). Telemetric measurement of the respiratory function, *Ergonomics*, 11(1), 77-81.
- Lewillie, L. (1973). Muscular activity in swimming. In S. Cerquiglini, A. Venerando, & J. Wartenweiler (eds.) *Biomechanics III*, Karger Verlag, Basel, 440-445.
- Masumoto, K. & Mercer, J. (2008). *Biomechanics of Human Locomotion in Water: An Electromyographic Analysis: Methodological Considerations for Quantifying Muscle Activity During Water Locomotion*. Exercise and Sport Sciences Reviews., Vol. 36, No.3, (2008), pp.160-169, ISSN 0091-6331.
- Medved, V. (2001). *Measurement of human locomotion*. Boca Raton, FL: CRC Press.
- O'Dwyer C, Sainsbury D, O'Sullivan K. (2011). Gluteus medius muscle activation during isometric muscle contractions. *Journal of Sport Rehabilitation* 20(2):174-86.
- Pánek, D., Jurák, D., Pavlů, D., Krajča, V., Čemusová, J. (2010). Water Surface Electromyography –WaS-EMG. *Rehabilitation and Physical Medicine*. Vol. 17, No. 1,
- Pöyhönen, T., Kyrolainen, H., Keskinen, K., Hautala, A., Savolainen, J., Mäkiä, E. (1999). Isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology and Occupation Physiology* 80(1): 52-56.
- Rainoldi, A., Cescon, C., Bottin, A., Casale, R., Caruso, I. (2004). Surface EMG al-

- teration induced by undewater recording. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14(3): 325-331.
- Silvers, W. & Dolny, D. (2001). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21(1):95-101.
- Solomonow, M., Barrata, R., Zhou, B.H., & D'Ambrosia, R. (1988). Electromyogram co-activation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. *Experimental Neurology*, 100, 470-477.
- Sulková, I. (2011). Possibility of using Aquatherapy for shoulder stabilization. Diploma thesis. Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Education and Sport, Charles University, Prague, Czech Republic, 2011 (in Czech).
- Swinnen, E., Baeyens, J.P., Meeusen R, Kerckhofs E. (2012). Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22, 1-12.
- Türker, H. & Sözen, H. (2013). Surface electromyography in sports and exercise. *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*, 175-194.
- Veneziano, W., da Rocha, A., Goncalves, C., Pena, A., Carmo J., Nascimento, F. & Rainoldi, A. (2006). Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 44(4)348-351.
- Wilderman, D. R., S. E. Ross, et al. (2009). Thigh muscle activity, knee motion, and impact force during side-step pivoting in agility-trained female basketball players. *Journal of Athletic Training* 44(1): 14-25.