

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

---

**EFEITO DA FADIGA  
NA PROVA DE 200M BRUÇOS:  
VARIÁVEIS CINEMÁTICAS, PADRÃO MOTOR  
E ACTIVIDADE NEUROMUSCULAR**

---



—  
Orientadores:

Professor Doutor **Hugo Gonçalo Duarte Louro**  
Professor Doutor **António José Rocha Martins da Silva**  
Professor Doutor **Tiago Manuel Cabral dos Santos Barbosa**

---



— Vila Real ' 2012 —

Este trabalho foi expressamente elaborado com vista á obtenção do grau de Doutor, em Ciências do Desporto, pela Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, de acordo com o disposto no Decreto- lei nº. 216/92, de 13 de Outubro.

Conceição, A (2012). Efeito da Fadiga na prova de 200m Bruços: Variáveis cinemáticas, padrão motor e actividade neuromuscular. Dissertação apresentada às provas de doutoramento. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro. Vila Real.

**PALAVRAS-CHAVE:**

NATAÇÃO

BIOMECÂNICA

ANÁLISE DO MOVIMENTO

LACTATO

T-PATTERNS

ELECTROMIOGRAFIA

**As seções da presente tese foram publicadas:**

Louro H, Garrido N, Ferraz P, Marinho D, Conceição A, Tolentino J, Barbosa T, Silva AJ. (2009).

As técnicas simultâneas em natação pura desportiva: Modelo biomecânico, Modelo Técnico e Modelo de Ensino. Serviços Editoriais da UTAD, ISBN: 978-972-669-796-1. Depósito Legal: 256380/07.

Conceição A, Silva AJ, Barbosa T, Costa M, Garrido N. & Louro L. (2012) Relationships between kinematics and neuromuscular parameters in breaststroke. Poster presentation, In book of abstracts of 6<sup>th</sup> International Symposium Science & Swimming, 26-27 April 2012, Wroclaw, Poland, p.22.;

Conceição A, Silva AJ, Barbosa T, Campaniço J, Matos T & Louro L. (2012). Caracterização dos Padrões Musculares e Motores na Técnica de Bruços. In: Atas do XXXV Congresso APTN/ I Congresso de Atividades Subaquática, Vila Nova de Paiva;

Conceição A, Silva AJ, Barbosa T, Louro H. (2012). Observation and Technical Characterization in Competitive Swimming: 200m Breaststroke. Rev Bras Med Esporte.

**As seções da presente tese foram submetidos para publicação:**

Conceição A, Silva AJ, Barbosa T, Campaniço J, Louro H. (2012). Motor and Neuromuscular Patterns during Maximal in breaststroke pace. J Human Kinetics.

Conceição A, Silva AJ, Barbosa T, Karsai I, Louro H. (2012). Neuromuscular Fatigue during 200m breaststroke. J Sports Sci Med.

## AGRADECIMENTOS

*“Se não utilizarmos cada dia para fazermos algo que nos permita  
deixar a nossa marca, concretizarmos a nossa visão e brilharmos,  
o que é verdadeiramente importante pode passar-nos ao lado”.*

*(Robin Sharma)*

A tese de doutoramento é um marco importante na carreira académica, mas na capa apenas o nome de um autor é mencionado, tendo estado envolvidas direta ou indiretamente um grupo de colegas, amigos e familiares que não poderiam deixar de ser lembradas. Assim gostaria de dar o meu mais profundo agradecimento a cada um deles.

Ao Professor Doutor António Silva, por todos os conhecimentos fornecidos ao longo destes anos, e toda a confiança consignada.

Ao Professor Doutor Hugo Louro, por toda a experiência e conhecimentos transmitidos, apoio, paciência, incentivo, determinação nos momentos difíceis e pela grande amizade.

Ao Professor Doutor Tiago Barbosa, pela excelente orientação prestada e por todos os conhecimentos passados.

Ao Professor Doutor António Moreira e á Professora Doutora Marta Martins, pela amizade e conselhos passados ao longo do percurso académico.

A todos os nadadores que fizeram parte deste estudo e aos seus respetivos treinadores, que foram incansáveis pela sua disponibilidade, compreensão e empenho ao longo do processo de recolhas de dados.

Ao Dr. João Mendes, por todo o apoio nas recolhas de dados, e no estabelecimento de contacto com todos os nadadores e treinadores, tal como a sua amizade incondicional.

Ao Professor Doutor Nuno Batalha, por toda a amizade e disponibilidade de equipamento para a recolha de dados.

Aos Mestres Telmo Matos e João Diogo Freitas, por toda a disponibilidade e dedicação no processo de recolhas de dados.

Ao Mestre Pedro Silva e a todos os funcionários da DESMOR, que sempre se prontificaram no apoio necessário na piscina.

Ao Dr. Carlos Mendes, um excelente profissional e amigo que me transmitiu conhecimentos únicos no processamento de sinal.

Ao Professor Doutor Hugo Gamboa e ao Dr. Hugo Silva, e a todos os funcionários da empresa PLUX que disponibilizaram a manutenção do equipamento EMG utilizado.

Ao Professor Doutor István Karsai, pela partilha de conhecimentos na área em estudo, e pelo privilégio de poder trabalhar com ele.

À direção da Escola Superior de Desporto de Rio Maior, por todo o apoio e incentivo na conclusão desta etapa académica.

Ao Nuno Santos, ao Bruno Mendes e á Ana Freitas e a todos os meus verdadeiros amigos, que me acompanharam e apoiaram ao longo desta etapa académica.

A todos os meus familiares.

## ÍNDICE

	Páginas
<b>Capítulo 1:</b> Introdução Geral.....	16
<b>Capítulo 2:</b> Problema de Estudo.....	23
<b>Capítulo 3:</b> Revisão de Literatura.....	26
<b>Capítulo 4:</b> Estudo I- Padrões motores e neuromusculares durante um teste máximo na técnica de bruços.....	62
<b>Capítulo 5:</b> Estudo II- Observação e caracterização técnica em natação pura desportiva: 200m bruços.....	90
<b>Capítulo 6:</b> Estudo III- Fadiga neuromuscular em 200m bruços.....	107
<b>Capítulo 7:</b> Discussão Geral e Conclusões.....	135
<b>Capítulo 8:</b> Referências Bibliográficas.....	142
<b>Capítulo 9:</b> Anexos.....	185

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Páginas
<b>Capítulo 4: Figura 1.</b> Média e desvio padrão da duração das fases ativas e não-ativas no início (cinza escuro) e final (cinza) do percurso de nado para cada nadador, BB- <i>biceps brachii</i> ; DA- <i>anterior deltoid</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> ; TB- <i>triceps brachii</i> .....	81
<b>Capítulo 4: Figura 2.</b> Comparação entre os valores médios rectificandos (ARV) dos músculos no início (cinza escuro) e final (cinza) do percurso de nado para cada nadador, BB- <i>biceps brachii</i> ; DA- <i>anterior deltoid</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> ; TB- <i>triceps brachii</i> .....	83
<b>Capítulo 4: Figura 3.</b> Representação esquemática (imagem da esquerda) do padrão motor completo, em cinco momentos de observação, com referência espacio-temporal da ocorrência dos percursos (imagem da direita) para todos os nadadores da amostra.....	85
<b>Capítulo 5: Figura 1.</b> Picos máximos de energia do sinal EMG obtida no músculo <i>biceps brachii</i> (BB).....	99
<b>Capítulo 5: Figura 2.</b> Média $\pm$ DP da velocidade de nado ( $v$ ), distância de ciclo ( $DC$ ), e frequência gestual ( $FG$ ) para os 4 percursos de nado de 50m dos 200m bruços. * $p < 0.05$ .....	101
<b>Capítulo 5: Figura 3.</b> Média $\pm$ DP da amplitude e frequência entre o 1º percurso e o 4º percurso de nado para todos os músculos estudados ao longo de 200 m bruços BB- <i>biceps brachii</i> ; DA- <i>anterior, deltoid</i> TB- <i>triceps brachii</i> e PM- <i>pectoralis major</i> .....	102
<b>Capítulo 6: Figura 1:</b> Energia de um segmento do sinal EMG.....	115



<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 2:</b> Segmento do sinal EMG da fase ativa e não ativa.....	116
<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 3:</b> Exemplo da regressão linear dos valores <i>ARV</i> no início e no final do nado, para o músculo <i>triceps brachii</i> de um nadador.....	116
<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 4:</b> Média $\pm$ DP da <i>v</i> (m/s); Distância de Ciclo ( <i>DC</i> ) m; Índice de nado ( <i>IN</i> ) m <sup>2</sup> /c/s e Frequência Gestual ( <i>FG</i> ) ciclo min <sup>-1</sup> nos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços. * <i>p</i> <0.05.....	121
<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 5:</b> Concentração de lactato sanguíneo após o nado: 1, 3, 5 e 7 minuto. * <i>p</i> <0.05.....	122
<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 6:</b> Comparação da duração média relativa da ativação com DP para <i>RAF<sub>início</sub></i> (barras cinzentas) and <i>RAF<sub>final</sub></i> (barras pretas) para os quatro músculos (BB- <i>bíceps brachii</i> ; DA- <i>deltoid anterior</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> e TB- <i>triceps brachii</i> ), ao longo dos quatro percursos ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.....	127
<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 7:</b> Valor médio <i>ARV</i> com DP para <i>ARV<sub>início</sub></i> (barras cinzentas) e <i>ARV<sub>final</sub></i> (barras pretas) para os quatro músculos (BB- <i>bíceps brachii</i> ; DA- <i>deltoid anterior</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> e TB- <i>triceps brachii</i> ), ao longo dos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade	128
<b>Capítulo 6:</b>	<b>Figura 8:</b> Média do valor <i>MNF</i> com DP para <i>MNF<sub>início</sub></i> (barras cinzentas) e <i>MNF<sub>final</sub></i> (barras pretas) para os quatro músculos (BB- <i>bíceps brachii</i> ; DA- <i>deltoid anterior</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> e TB- <i>triceps brachii</i> ), ao longo dos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade	129

## ÍNDICE DE TABELAS

	Páginas
<b>Capítulo 3: Tabela 1:</b> Variáveis cinemáticas na técnica de bruços: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.....	32
<b>Capítulo 3: Tabela 2:</b> Padrões motores em NPD: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.....	39
<b>Capítulo 3: Tabela 3:</b> Lactatémia em NPD: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.....	44
<b>Capítulo 3: Tabela 4:</b> Síntese dos principais estudos desenvolvidos em EMG para as técnicas alternadas (Crol e Costas) .....	51
<b>Capítulo 3: Tabela 5:</b> Síntese dos principais estudos desenvolvidos em EMG para as técnicas simultâneas (Bruços e Mariposa) .....	52
<b>Capítulo 3: Tabela 6:</b> Síntese dos principais estudos desenvolvidos em EMG para as viragens e partidas.....	53
<b>Capítulo 4: Tabela 1:</b> Momentos de observação e descrição do instrumento utilizado, SOCTB da técnica de Bruços (dividido em 5 momentos de observação) .....	71
<b>Capítulo 4: Tabela 2-</b> Critérios de observação da primeira acção propulsiva dos braços (PAPB), e da segunda acção propulsiva dos braços (SAPB) .....	72
<b>Capítulo 4: Tabela 3-</b> Critérios de observação da primeira acção propulsiva das pernas (PAPP), segunda acção propulsiva das pernas (SAPP) e recuperação (R)...	74
<b>Capítulo 5: Tabela 1.</b> Correlação entre as alterações da $v$ ( $\Delta v$ ), $DC$ ( $\Delta DC$ ), $FG$ ( $\Delta FG$ ), e lactato sanguíneo ( $\Delta La$ ) desde o início até ao final dos 200m bruços.....	102
<b>Capítulo 5: Tabela 2.</b> Coeficientes de correlação entre os parâmetros musculares: frequência e amplitude com as variáveis cinemáticas $v$ , $DC$ e $FG$ .....	103
<b>Capítulo 6: Tabela 1:</b> Duração média das fases ativas com DP para as fases activas <sub>início</sub> (barras em cinzento) e fase activa <sub>final</sub> (barras pretas) para os	

quatro músculos (BB- <i>biceps brachii</i> ; DA- <i>deltoid anterior</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> e TB- <i>triceps brachii</i> ), ao longo dos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.....	124
<b>Capítulo 6: Tabela 2:</b> Duração média das fases não ativas com DP para as fase não activas <sub>início</sub> (barras em cinzento) e fases não activas <sub>final</sub> (barras pretas) para os quatro músculos (BB- <i>biceps brachii</i> ; DA- <i>deltoid anterior</i> ; PM- <i>pectoralis major</i> e TB- <i>triceps brachii</i> ) ao longo dos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.....	126

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>ARV</b>	Average rectified value
<b>ATP</b>	Adenosina trifosfato
<b>BB</b>	<i>biceps brachii</i>
<b>BMDP</b>	Biomedical Computer Programs-P series
<b>DA</b>	<i>anterior deltoid</i>
<b>DC</b>	Distância de ciclo
<b>DP</b>	Desvio padrão
<b>EMG</b>	Electromiografia
<b>FC</b>	Frequência cardíaca
<b>FG</b>	Frequência Gestual
<b>GSEQ</b>	General Sequential Querier
<b>IN</b>	Índice de Nado
<b>La</b>	Lactato
<b>MO</b>	Metodologia Observacional
<b>Mv</b>	Millivolts
<b>NPD</b>	Natação Pura Desportiva
<b>O<sub>2</sub></b>	Oxigénio
<b>P</b>	Periodo
<b>PM</b>	<i>pectoralis major</i>
<b>RMS</b>	Root mean square
<b>RPE</b>	Rated perceived exertion
<b>SAS</b>	Statistical Analysis System
<b>SDIS</b>	Sequential Data Interchange Standard

<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>SPSS</b>	Statistical Package for the Social Sciences
<b>TB</b>	<i>triceps brachii</i>
<b>v</b>	Velocidade de Nado
<b>VO<sub>2max</sub></b>	Consumo máximo de oxigénio
<b>PAPB</b>	Primeira ação propulsiva dos braços
<b>SAPB</b>	Segunda ação propulsiva dos braços
<b>PAPP</b>	Primeira ação propulsiva das pernas
<b>SAPP</b>	Segunda ação propulsiva das pernas
<b>R</b>	Recuperação
<b>MNF</b>	Mean normalized frequency
<b>RAF</b>	Relative duration fo muscle activation

## ABSTRACT

The identification of variables and indicators that contribute to the improvement of swimming performance has been an effort of the scientific community in Sport Science since long. However, there are few studies in the analysis of kinematic variables, motor patterns and neuromuscular activity in 200m breaststroke event. Thus, the aim of this thesis was to quantify the effect of fatigue in the 200m breaststroke event, based on the analysis of the kinematic variables, motor patterns and neuromuscular activity, in order to describe the relationships between them, as realize to what extent is that they can influence the swimming performance. Through this aim, three experimental studies were conducted, the first study aimed to identify the relationship between the neuromuscular and motor patterns in the 200m breaststroke. The results indicated the absence of a neuromuscular pattern common to all swimmers may be related to the fact that each swimmer use different variants of technical model, reproducing equally in the homogeneity of motor patterns, suggesting their each swimmer adjusting each motor pattern and neuromuscular from a unique and distinctive way.

In a second study, the aim was to relate the kinematic variables: swimming velocity ( $v$ ), stroke length ( $SL$ ), stroke rate ( $SR$ ) and swimming index ( $SI$ ) with the neuromuscular activity of the muscles: *pectoralis major* ( $PM$ ), *biceps brachii* ( $BB$ ), *triceps brachii* ( $TB$ ) and *anterior deltoid* ( $DA$ ) in 200m breaststroke. The results indicated that the kinematic variables and neuromuscular patterns showed a relationship with each other, since the decrease in mean muscle frequency ( $BB$ ,  $TB$  and  $PM$ ) and high amplitude muscle correlate with the kinematic variables for muscle  $PM$ .

Finally, in the third study aimed to quantify neuromuscular fatigue, with the support of the kinematic variables and physiological evidence in the 200m breaststroke. The results showed a decrease in  $v$ ,  $SL$ ,  $SR$  throughout the test, and an increase in  $SR$  in the last lap. The amplitude ( $ARV$ ) showed an increase and maintenance at the end of the bout for the  $BB$  and  $PM$ , comparing the 1<sup>st</sup> to the 4<sup>th</sup> lap, and a small decrease for the  $DA$  and  $TB$  showed higher values in the beginning relatively to the end, the frequency ( $MNF$ ) decreased in the 4<sup>th</sup> lap, relative to the 1<sup>st</sup> lap for all muscles under study over the 200m breaststroke, indicating the onset of neuromuscular fatigue.

Thus, this study concluded that swimmers take a profile of decreasing the  $v$ ,  $SL$  and  $SR$  throughout the event, and increase the  $SR$  on the last lap, adapting its motor and neuromuscular pattern in a unique and exclusive, as showing more obvious signs of fatigue associated with emergence of evidence in the 200m breaststroke. Therefore coaches should take into account these variables in order to identify the critical moment of onset of fatigue in this event, by identifying the individual motor pattern of swimming and its technical model used by its swimmers, reinforcing the maintenance of the standard of swimming in last laps (3<sup>rd</sup> and 4<sup>th</sup> lap), adjusting the cycles of swimming ( $SR$ ,  $SL$ ) of their swimmers for the variation of the same will not occur severely in muscle activation ( $MNF$ ,  $ARV$ ) and increase anaerobic training to prevent the appearance of lactatemia at the end of the 200m breaststroke.

**KEYWORDS:** swimming, biomechanics, movement analysis, lactate, T-patterns, electromyography

## RESUMO

A identificação de variáveis e indicadores que contribuam para a melhoria do desempenho de nado, tem sido uma constante para a comunidade científica em Ciências do Desporto. No entanto, existem poucos estudos desenvolvidos na análise das variáveis cinemáticas, padrões motores e atividade neuromuscular na prova de 200m bruços. Assim, o objetivo desta tese consistiu em quantificar o efeito da fadiga na prova de 200m bruços, com base na análise das variáveis cinemáticas, dos padrões motores e da atividade neuromuscular, de forma a descrever as relações entre eles, tal como perceber em que medida é que podem influenciar o desempenho de nado. Através deste objetivo, três estudos experimentais foram realizados, o primeiro estudo teve como objetivo identificar as relações existentes entre os padrões neuromusculares e motores em 200m bruços. Os resultados indicaram a ausência de um padrão neuromuscular comum a todos os nadadores podendo estar relacionado com o facto de cada um deles usar diferentes variantes do modelo técnico, repercutindo-se igualmente na falta de homogeneidade nos padrões motores, sugerindo que cada nadador adapta o seu padrão motor e neuromuscular numa forma única e distinta. Num segundo estudo, o objetivo foi relacionar as variáveis cinemáticas: velocidade de nado ( $v$ ), distância de ciclo ( $DC$ ), frequência gestual ( $FG$ ) e índice de nado ( $IN$ ) com a atividade neuromuscular dos músculos: *pectoralis major* (PM), *bíceps brachii* (BB), *tríceps brachii* (TB) e *deltoid anterior* (DA) na prova de 200m bruços. Os resultados indicaram que as variáveis cinemáticas e os padrões neuromusculares apresentaram uma relação entre si, uma vez que a diminuição da frequência média muscular (BB, TB e PM) e a elevada amplitude muscular se relacionaram com as variáveis cinemáticas para o músculo PM. Por último, no terceiro estudo o objetivo foi quantificar a fadiga neuromuscular, com o suporte das variáveis cinemáticas e fisiológicas na prova de 200m bruços, os resultados indicaram um decréscimo na  $v$ ,  $DC$  e  $FG$  ao longo da prova, e o aumento da  $FG$  no último percurso de nado. O aumento e manutenção da amplitude ( $ARV$ ) no final relativamente ao início da prova para o BB e PM, comparando o 1º com o 4º percurso, e um pequeno decréscimo no DA e TB que apresentaram valores mais elevados no início relativamente ao final, tal como a diminuição da frequência ( $MNF$ ) no 4º percurso de nado, relativamente ao 1º percurso de nado para todos os músculos em estudo ao longo dos 200m bruços, indicaram o aparecimento da fadiga neuromuscular.

Assim, com este estudo concluiu-se que os nadadores adotam um perfil de diminuir a  $v$ ,  $DC$  e  $FG$  ao longo da prova, e aumentar a  $FG$  no último percurso, adaptando o seu padrão motor e neuromuscular de uma forma única e exclusiva, tal como apresentando sinais mais evidentes associadas ao aparecimento da fadiga na prova de 200m bruços. Logo, os treinadores deverão ter em conta estas variáveis no sentido de identificar o momento crítico de aparecimento da fadiga nesta prova, através da identificação do padrão motor de nado individual e respetivo modelo técnico utilizado pelos seus nadadores, reforçando a manutenção do padrão de nado nos últimos percursos (3º e 4º percurso), reajustando os ciclos de nado ( $FG$ ,  $DC$ ) dos seus nadadores para que a variação dos mesmos não ocorra de forma acentuada na ativação muscular ( $MNF$ ,  $ARV$ ) e procurando aumentar o treino anaeróbio para evitar que a lactatemia não atinja valores tão elevados no final dos 200m bruços.

**PALAVRAS-CHAVE:** natação, biomecânica, análise do movimento, lactato, t-patterns, electromiografia





A Natação Pura Desportiva (NPD) é uma modalidade que suscita grande interesse, pois permite estudar o movimento humano no meio aquático, possibilitando aos investigadores compreender várias restrições para o controlo e execução dos movimentos de nado. Ao longo do tempo, tem-se denotado uma procura constante de modificar e aperfeiçoar os movimentos dos atletas, especialmente em desportos cíclicos e rítmicos, como a natação e a corrida (Clarys & Rouard, 1996).

Analisar o desempenho dos nadadores consiste numa evidência importante para definir programas de treino, envolvendo uma avaliação ponderada das estratégias utilizadas pelos nadadores. O principal objetivo de treinadores e investigadores baseia-se na identificação de variáveis que permitam contribuir e predizer com maior validade, precisão e fiabilidade o desempenho em natação.

Neste sentido, a investigação em NPD tem facultado um grande contributo para tal desidrato. Os domínios de investigação que mais se destacaram baseado numa métrica do elevado número de estudos publicados foram: i) Biomecânica; ii) Fisiologia; iii) Avaliação e Controlo de Treino (Vilas-Boas, 2010).

O recurso a fatores biomecânicos (Craig & Pendergast, 1979; Wakayoshi *et al.*, 1996; Termin & Pendergast, 2000; Pendergast *et al.*, 2003; Barbosa *et al.*, 2005), fisiológicos (Wasserman, Whipp *et al.*, 1973; Pyne *et al.* 2001), electromiográficos (Ruwe *et al.*, 1994; Caty *et al.*, 2006; Ikuta *et al.*, 2012), antropométricos (van Tilborgh *et al.*, 1983; Zhu *et al.*, 1997; Saavedra *et al.*, 2002), psicológicos (Stallman *et al.*, 1992; Zientek, 2003) entre outros, tem permitido estabelecer um conjunto de associações e tendências entre eles para uma melhor compreensão da performance em NPD (Vilas-Boas, 2010).

Dos vários fatores influenciadores do rendimento em NPD, a especificidade física do meio designa que a técnica destaca-se como um dos fatores mais importantes, apresentando-se como uma preocupação central no treino desta modalidade (Costill *et al.*, 1992; Alves, 1998;

Vilas-Boas, 1998), tal como as variáveis cinemáticas: velocidade de nado ( $v$ ), frequência gestual ( $FG$ ), distância de ciclo ( $DC$ ) e índice de nado ( $IN$ ) que se tem afirmado cruciais para os nadadores tanto no treino como na competição (Craig & Pendergast, 1979; Thompson *et al.*, 2000 a,b; Sánchez & Arellando, 2002).

Com o intuito de obter  $v$  elevadas, o principal objetivo da NPD centra-se no desenvolvimento de uma propulsão máxima com uma mínima resistência (Toussaint & Beeck, 1992). Existe uma tendência para quando os nadadores aumentam a  $FG$ , a  $DC$  ser reduzida (Fritzdorf *et al.*, 2009). Contudo, frequentemente treinadores solicitam aos seus nadadores para manter uma  $DC$  constante a elevadas  $FG$ .

Também, a análise dos padrões motores de nado, tem vindo a ser encarada como um recurso complementar à análise das variáveis cinemáticas. Os padrões motores definem-se pela combinação de movimentos organizados segundo uma disposição espaço temporal concreta (Wickstrom, 1983), desta forma a análise dos padrões motores é caracterizada por ser mais diversa no registo do comportamento técnico em contexto de ação, permitindo dissecar e discriminar aspetos críticos que explicam o processo técnico, através da representação de interações relevantes (Anguera *et al.*, 2000; Sharpe & Koperwas, 2003; Oliveira *et al.*, 2006). Assim, os padrões motores das técnicas de nado constituem um excelente meio de visualizar a direção dos movimentos propulsivos que os nadadores executam por ação dos seus membros inferiores e superiores (Louro *et al.*, 2010).

A atividade neuromuscular tem vindo a ser estudada por meio da eletromiografia (EMG), visto ser aquela que apresenta melhores condições para a realização de estudos no âmbito da dinâmica neuromuscular. Focaliza-se na análise da função dos músculos, baseando-se num princípio estabelecido há mais de 200 anos por Galvani (Basmajin & De Luca, 1985), segundo o qual um músculo-esquelético, quando estimulado eletricamente, contrai-se e, por outro lado, produz corrente elétrica quando se contrai voluntariamente. Comparando os estudos

desenvolvidos na análise das variáveis cinemáticas e fisiológicas, a avaliação neuromuscular é a área menos adotada em NPD. Desde o pioneiro estudo de Ikai *et al.*, (1964) que o estudo da atividade neuromuscular em NPD começou a ser tida em conta, inicialmente através de uma análise qualitativa, baseada na interpretação da representação gráfica neuromuscular no domínio temporal, sendo posteriormente realizadas análises quantitativas, combinando a interpretação gráfica com o processamento de dados para descrever a ativação neuromuscular, bem como o estudo da fadiga neuromuscular (Monteil *et al.*, 1993; Dimitrov, 2003; Figueiredo *et al.*, 2010).

A investigação em EMG tem sido usada para a determinação da relação entre a atividade neuromuscular e as variáveis cinemáticas ( $v$ ,  $DC$ ,  $FG$ ) bem como algumas variáveis fisiológicas (lactato sanguíneo, consumo de oxigénio), sendo maioritariamente, os estudos que relacionam estas variáveis desenvolvidos no estilo de crol, uma vez que é o estilo mais utilizado em provas de NPD, tal como o que permite atingir as  $v$  mais elevadas (Toussaint & Hollander, 1994; Fernandes *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2010; Zamparo *et al.*, 2011).

Contudo, nenhum estudo procurou estabelecer relações entre as variáveis cinemáticas, os padrões motores e a atividade neuromuscular, verificando-se uma lacuna, nomeadamente no que diz respeito ao estilo de bruços.

O estilo de bruços, de todos os estilos de nado em NPD é aquele que tem sido mais constrangido pelos regulamentos técnicos da modalidade (Oppenheim, 1964; Alves, 1984; Vilas-Boas, 1987; Tourny, 1992), bem como aquele que tem despertado um interesse crescente no meio técnico e científico (Ungerechst, 1990). O qual parece ser consequência de dois fatores: i) por um lado, o tradicional constrangimento imposto pelos regulamentos à inovação técnica e, por outro, ii) a continuada oposição de opiniões acerca do nível de adequação mecânica das variantes atualmente praticadas: ondulatória e plana (Vilas-Boas, 1993).

Craig *et al.* (1988) investigaram as alterações temporais e de  $v$  para uma série de  $FG$ , ao qual sugeriram que a mecânica de nado pode ser mais crítica no estilo de bruços do que noutros estilos de nado. Posteriormente, Silva (2001) desenvolveu um modelo de diagnóstico e aconselhamento para o estilo de bruços, apresentado sob a forma de quatro variantes, descritas em função da maior ou menor hiperextensão lombar e posição mais ou menos arqueada do tronco: i) variante ondulatória, com rotação; ii) variante ondulatória, sem rotação; iii) variante sem ondulação e com rotação; e iv) variante sem ondulação e sem rotação.

Assim, ao considerar que a análise das variáveis cinemáticas é um critério fundamental no desempenho desportivo, os padrões motores um suporte fundamental na caracterização do movimento e do modelo técnico adotado, e que através da análise da atividade neuromuscular é possível aprofundar o desempenho muscular dos músculos envolvidos numa prova de nado, parece ainda mais determinante estudar o estilo de bruços. Dos quatro estilos de NPD, é aquele que implica variações de  $v$  ao longo de um ciclo gestual mais pronunciadas, as quais se repercutem, conjuntamente com outros fatores num custo energético superior para percorrer uma dada distância num mesmo intervalo de tempo (Hólmer, 1975).

Como forma de ampliar o conhecimento neste estilo, nos vários domínios inerentes ao desempenho desportivo, nos estudos subsequentes será estudado o estilo de bruços na prova de 200m.

O estilo de bruços é o menos económico dos quatro estilos de nado (Barbosa *et al.*, 2006), estando a questão da economia associada ao aparecimento precoce da fadiga durante o nado.

A fadiga neuromuscular poder ser definida como: (i) incapacidade de manter a força requerida ou esperada, acompanhada de alterações na atividade muscular (Dimitrova *et al.*, 2003); e (ii) incapacidade do músculo-esquelético gerar elevados níveis de força muscular ou manter esses níveis ao longo do tempo (Enoka & Stuart, 1992).

Assim, o estudo do aparecimento da fadiga em provas de 200m sobre as variáveis cinemáticas (Silva *et al.*, 2001; Thompson *et al.*, 2000a,b, 2003, 2004; Sánchez & Arellando, 2002; Alberty *et al.*, 2005; Psycharakis & Sanders, 2008; Seifert *et al.*, 2010), fisiológicas (Wakayoshi *et al.*, 1993; Olbrecht 2000; Pyne *et al.* 2001; Gastin, 2001; Sweetenham & Atkinson, 2003) e neuromusculares (Figueiredo *et al.*, 2011; Ikuta *et al.*, 2012) tem vindo a ser aprofundado na literatura, sugerindo que o desenvolvimento da fadiga em NPD é um tópico interessante, ao qual pode ser estudado recorrendo a vários métodos.

Perante a inexistência de estudos que associem um conjunto de variáveis que permitam elucidar o efeito da fadiga em provas de 200m bruços, o objetivo principal desta tese consistiu em quantificar o efeito da fadiga na prova de 200m bruços, com base na análise das variáveis cinemáticas, dos padrões motores e da atividade neuromuscular, de forma a descrever as relações entre eles, tal como perceber em que medida é que podem influenciar o desempenho de nado.

A tese encontra-se composta de acordo com os seguintes capítulos:

- Capítulo 2 apresenta o problema de estudo desta investigação e os objetivos (incluindo os objetivos gerais e específicos)
- Capítulo 3 expõe uma revisão de literatura geral, contemplando um enquadramento sobre as variáveis cinemáticas, padrão motor, lactatémia, atividade neuromuscular e fadiga.
- Capítulo 4 apresenta o primeiro estudo experimental, com o objetivo de analisar os padrões neuromusculares através da deteção de padrões motores no estilo de bruços.
- Capítulo 5 apresenta o segundo estudo experimental, com o objetivo de observar e caracterizar o estilo de bruços, no que diz respeito à relação entre variáveis cinemáticas e neuromusculares.

- Capítulo 6 exhibe o terceiro estudo, com objetivo de quantificar a fadiga neuromuscular, com o suporte das variáveis cinemáticas e fisiológicas.
- Capítulo 7 apresenta uma discussão geral dos resultados obtidos nos três estudos anteriores e as principais conclusões que a tese apresenta.



## **1. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA DE ESTUDO**

O problema de estudo da presente tese assenta fundamentalmente no estudo das variáveis cinemáticas, dos padrões motores e da atividade neuromuscular e suas relações, de forma a possibilitar clarificar a influência e o aparecimento da fadiga em provas de 200m bruços.

O problema que se colocou neste estudo foi: “Em que medida as variáveis cinemáticas, padrões motores e atividade neuromuscular contribuem para o aparecimento da fadiga na prova de 200m bruços?”, ou seja, pretendemos quantificar de que forma a fadiga é influenciada através destas variáveis no decorrer de uma prova de 200m bruços.

## **2. OBJETIVOS DO ESTUDO**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo geral desta tese consiste em compreender o efeito da fadiga na prova de 200m bruços, com base nas variáveis cinemáticas, padrões motores e atividade neuromuscular, de forma a descrever as relações entre os mesmos.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Com base no objetivo principal da investigação, os objetivos foram decompostos nos objetivos específicos seguintes:

- Identificar as relações existentes entre os padrões neuromusculares e motores na prova de 200m bruços (Estudo I);



- Relacionar as variáveis cinemáticas ( $v$ ,  $DC$ ,  $FG$  e  $IN$ ) com a atividade neuromuscular dos músculos *pectoralis major*, *biceps brachii*, *triceps brachii* e *deltoid anterior* na prova de 200m bruços (Estudo II);
- Quantificar a fadiga neuromuscular, com o suporte das variáveis cinemáticas e fisiológicas na prova de 200m bruços. (Estudo III);



## 1. CINEMÁTICA

Foi a partir dos anos 70, que a investigação em NPD começou a apresentar uma maior consistência, verificando-se um aumento da produção científica maioritariamente no estudo das variáveis cinemáticas em natação (Barbosa *et al.*, 2011).

O estudo da mecânica de nado, tal como a sua relação com a  $v$  é um dos maiores pontos de interesse na investigação científica na biomecânica da natação (Dekerle *et al.*, 2005; Hay, 1987; Keskinen & Komi, 1993).

Neste sentido, a  $v$  pode ser considerada como a melhor variável para aceder ao desempenho de nado, sendo o resultado das ações consecutivas dos membros superiores e inferiores durante o nado, e consequentemente poderá ser descrita pelas suas variáveis independentes:  $FG$  e  $DC$  (Barbosa *et al.*, 2008).

A  $v$  é o produto da  $FG$ , e da  $DC$  e pode ser definida pela duração do ciclo de nado,  $T$ :

$$\begin{aligned} v &= DC / T \\ &= DC \cdot FG / 60 \end{aligned} \quad (1)$$

A equação (1) pode ser reescrita para a distância de ciclo,  $DC$ :

$$\begin{aligned} DC &= v \cdot T \\ &= 60 v / FG \end{aligned} \quad (2)$$

A  $FG$  caracteriza-se pelo número de ciclos realizados pelos membros superiores, numa unidade de tempo, enquanto a  $DC$  consiste na distância horizontal que o corpo do nadador percorre durante um ciclo completo dos membros superiores. Significando que a  $FG$  e a  $DC$  são

inversamente proporcionais a uma velocidade constante. Quando os nadadores aumentam a sua *FG*, a *DC* é sempre reduzida, uma vez que a duração do ciclo de nado é mais curta.

Frequentemente, os treinadores solicitam aos seus nadadores para manter uma *DC* a elevadas *FG*, o que significa que a *v* deve ser aumentada proporcionalmente á *FG*, o que raramente se corrobora na prática.

Uma outra variável frequentemente utilizada para aceder à cinemática de nado, é o *IN*, que é considerado como um estimador da eficiência de nado (Costil *et al.*, 1985). O *IN* (m<sup>2</sup>/s/ciclo) consiste na capacidade do nadador se mover a uma determinada *v* com o menor número de braçadas, e é determinado através da multiplicação da *v* com a *DC* (Costill *et al.*, 1985; Barbosa *et al.*, 2010; Seifert *et al.*, 2010):

$$\begin{aligned} IN &= v \cdot DC \\ &= 60 v^2 / FG \\ &= DC^2 FG / 60 \end{aligned} \quad (2)$$

O *IN* é considerado como um indicador válido na eficiência de nado (Costill *et al.*, 1985), tal como um indicador da variação do desempenho. Relativamente, aos vários estilos de nado, no estilo de crol o *IN* é o que apresenta valores mais elevados, seguido do costas, mariposa e bruços (Sánchez & Arellano, 2002). Enquanto numa análise através da distância de prova, a literatura não é completamente consensual, uma vez que, por um lado Sánchez & Arellano (2002) indicaram uma tendência para para um decréscimo no *IN* nas provas de 50m para 400 m, exceto para o bruços, por outro, Jesus *et al.* (2011) verificou que o decréscimo do *IN* não é tão inteligível de provas curtas para longas em finalistas dos campeonatos do mundo.

As relações entre estas variáveis cinemáticas são definidas por vários fatores. O fator mais óbvio consiste na antropometria dos nadadores (Keskinen, Komi, & Rusho, 1989; Pelayo *et al.*, 1996), nos estilos de crol, costas e mariposa em geral nadadores mais altos podem produzir mais

trabalho por ciclo, e por sua vez a sua *DC* é mais longa, enquanto nadadores mais baixos não podem encontrar uma *DC* tão longa, sendo coagidos a utilizar *FG* elevadas para competir com os restantes (Garland *et al.*, 2009), no estilo de bruços estas relações não são tão evidentes.

O tipo de treino é outro fator que afeta a relação entre a *FG* e *DC*. A ênfase no treino aeróbio e de força, e um aperfeiçoamento da técnica, produzem uma maior *DC* (Wakayoshi *et al.*, 1993). Os métodos de treino de velocidade podem auxiliar os nadadores a manter elevadas *FG*, enquanto a *DC* é mais reduzida (Ebben *et al.*, 2004).

Ao longo dos anos, várias equipas de investigação procuraram estimar a eficiência do gesto técnico através de variáveis cinemáticas com o objetivo de determinar uma relação ótima entre a *FG* e a *DC* para a produção de *v* (East, 1970; Pendergast *et al.*, 1977; Craig & Pendergast, 1979; Craig *et al.*, 1985; Changalur & Brown, 1992; Keskinen & Komi, 1993; Arellano *et al.*, 1994; Chollet *et al.*, 1996; Pelayo *et al.*, 1996; Thompson *et al.*, 2000; Thompson *et al.*, 2000a; Thompson *et al.*, 2003).

Contudo, os aumentos e diminuições na *v* devem-se à combinação do aumento e diminuição da *FG* e *DC* (Craig *et al.*, 1985; Hay, 1987; Keskinen & Komi, 1993; Dekerle *et al.*, 2005; Kjendlie *et al.*, 2004; Toussaint *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2008) ao longo de uma determinada distância de nado. A generalidade dos estudos biomecânicos que foram aplicados em nadadores tiveram em conta a relação entre a *FG*, *DC* e o desempenho de nado (Capelli *et al.*, 1995; Kjendlie *et al.*, 2004; Poujade *et al.*, 2002), sendo frequentemente utilizados por treinadores no sentido de manipular estas variáveis para obter uma melhor desempenho de nado.

As alterações das variáveis cinemáticas em competição tem vindo a ser interpretadas como a estratégia utilizada pelos nadadores para lidar com vários fatores, como o aumento da fadiga e as adversidades impostas pela otimização nas zonas de transição, viragens e partidas (East, 1970; Craig *et al.*, 1985; Costill *et al.*, 1992; Chollet *et al.*, 1996; Chollet *et al.*, 1997; Girolid *et al.*, 2001; Seifert *et al.*, 2005).

Atravé da análise da prova de 200m costas, Craig *et al.*, (1985) indicaram um decréscimo na *DC* que foi compensado pelo aumento da *FG*. Ao contrário, de um decréscimo contínuo na *DC* e *FG* foi observado nas outras três provas (crol, bruços e mariposa). Durante os Jogos Olímpicos de Sidney 2000, a *FG* em raparigas nos 200m crol e bruços decresceu nos primeiros 50m e aumentou nos últimos 50m, associado a um decréscimo contínuo na *DC* durante os últimos três percursos de nado (Chatard *et al.*, 2001; Girolid *et al.*, 2001).

Jesus *et al.*, (2011) desenvolveram um estudo com o objectivo de comparar as variáveis cinemáticas e os tempos de prova durante as finais de crol do 13º Campeonato do Mundo verificando uma tendência para o decréscimo da *FG* e *v*, e uma manutenção da *DC* com o aumento das distâncias de prova.

A adaptação às características da braçada em condições de prova tem vindo a ser interpretada como um fator de competência (Sidney *et al.*, 1999; Seifert *et al.*, 2005), alguns postulam que nadadores com elevados desempenhos apresentam maior estabilidade na *DC* e *FG* (Chollet *et al.*, 1997, Sidney *et al.*, 1999).

Desta forma, Chollet (2001, 2004) e Seifert *et al.*, (2004) utilizaram a teoria dos sistemas dinâmicos para interpretar as alterações na *DC* e *FG*. Este modelo teórico interpreta a locomoção como um fenómeno organizado, em que os padrões rítmicos emergem a partir das interações entre o sistema neuromuscular e o ambiente (Masani *et al.*, 2002; Donelan *et al.*, 2004). Assim sendo, estes autores verificaram que através dos requisitos biomecânicos cada ciclo de nado tende a ser estável através da coordenação entre ambos.

Relatos de treinadores e investigadores em NPD corroboram que os resultados apresentados em crol são os mais fortemente correlacionados com a *DC* (Arellano *et al.*, 1994; Cardelli *et al.*, 2000; Costill *et al.*, 1992; Kennedy *et al.*, 1990), enquanto estudos desenvolvidos por Keskinen *et al.* (1989) e Wakayoshi *et al.* (1995) indicaram que a *DC* surge com o fator principal na determinação da performance máxima ou submáxima em NPD. Alguns autores referiram que os

desempenhos de nado similares são caracterizados por uma grande variabilidade na *DC* e *FG* (Changalur & Brown, 1992; Craig & Pendergast, 1979; Kennedy *et al.*, 1990; Keskinen & Komi, 1993; Pelayo *et al.*, 1994).

No entanto, tem sido demonstrado que existe uma relação entre a *FG* e a *v* (Craig & Pendergast, 1979; Craig *et al.*, 1985; Chollet *et al.*, 1997), ou seja, estes estudos revelaram que nadadores mais rápidos devem nadar com uma elevada *DC* e portanto, a *v* deverá ser manipulada alterando a *FG* individual. A tabela 1 sintetiza os principais estudos desenvolvidos no âmbito das variáveis cinemáticas no estilo de bruços.

**Tabela 1:** Variáveis cinemáticas no estilo de bruços: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.

Autores	Amostra	Objetivo do Estudo	Principais Conclusões
<b>Craig &amp; Pendergast (1979)</b>	Nadadores de elite masculinos e femininos	Determinar as relações existentes entre <i>FG</i> , <i>DC</i> e <i>v</i> na natação competitiva, nos estilos de crol, costas, bruços e mariposa.	Um aumento da <i>v</i> em bruços encontra-se associado a um aumento da <i>FG</i> , mas a um decréscimo da <i>DC</i> superior relativamente aos outros estilos de nado.
<b>Thompson <i>et al.</i>, (2000a)</b>	N= 159 masculinos, N=157 femininos. Finalistas A e B nos 100 e 200m bruços de 12 provas mundiais, internacionais e nacionais	Determinar a importância relativa da <i>v</i> , <i>FG</i> , <i>DC</i> , distância do início da partida, tempo de viragem e tempo final dos últimos 5m da prova.	A <i>v</i> média a meio da piscina, o tempo médio de viragem e de partida quando incorporado numa equação de regressão auxiliam na predição dos tempos finais para provas de 200m bruços.
<b>Thompson <i>et al.</i>, (2000b)</b>	N= 159 masculinos, N= 157 femininos.	Caracterizar a prova de 100m e 200m bruços através das variáveis cinemáticas.	Os melhores nadadores dos 200m bruços demonstraram uma grande competência em termos da <i>v</i> média a meio da piscina, tempo médio de viragem e de partida, mas não nas variáveis cinemáticas, verificando-se esta ser única para cada indivíduo.
<b>Sánchez &amp; Arellano (2002)</b>	N=313 (181 masculinos e 132 femininos) presentes nos campeonatos do mundo de piscina curta N=420 (217 masculinos e 203 femininos) presentes no Campeonato Nacional Espanhol de Inverno.	Desenvolver o conceito de índice de nado para: i) avaliar a correlação entre o tempo final e o <i>IN</i> ; ii) comparar o <i>IN</i> em nadadores de diferentes níveis; iii) examinar as diferenças entre as várias distâncias de nado e estilos de nado e iv) comparar as diferenças entre sexos.	O <i>IN</i> pode ser utilizado como um indicador do nível de performance, uma vez que em nadadores internacionais o <i>IN</i> foi superior relativamente a nadadores nacionais. Existe uma forte correlação entre <i>IN</i> e o tempo final, no estilo de crol o <i>IN</i> é superior, seguido de costas e mariposa, e por último bruços que apresentou valores inferiores. Relativamente a provas de 50m para 400m, o <i>IN</i> decresce, exceto no estilo de bruços, e por último verificou-se que em todas as provas sem exceção o <i>IN</i> é superior em rapazes comparativamente com raparigas, independentemente do seu nível competitivo.
<b>Thompson &amp; Cooper (2003)</b>	N=9 masculinos	Determinar o efeito do ritmo, negativo e positivo nas variáveis metabólicas, cinemáticas e temporais em bruços.	Analisando em que medida as variáveis fisiológicas e a <i>FG</i> estão associadas com as alterações de desempenho em bruçistas, corroboraram diferenças significativas entre as variáveis de lactatemia e os tempos finais de 100 e 200m, ao qual um aumento nos tempos finais nos 100 e 200m coincidiram com uma redução na concentração de lactato sanguíneo às 2 mmol <sup>-1</sup> e 6 mmol <sup>-1</sup> , tal como um aumento da <i>FG</i> .



<b>Thompson et al., (2004)</b>	N=36 masculinos finalistas A e B da prova de 200m bruços.	Comparar as respostas cinemáticas e temporais na prova de 200m bruços.	Verificaram que nadadores bruçistas de elite melhoraram a sua performance durante a competição em cerca de 1.9%, indicando que a grande maioria das alterações é devido á melhoria da <i>v</i> . Os aumentos na <i>FG</i> e <i>DC</i> conduziram a um aumento da <i>v</i> em nadadores bruçistas nacionais e internacionais que realizem provas de 200m.
<b>Thompson et al., (2006)</b>	N= 1 masculino(ranking mundial top 10)	Aceder individualmente ao desempenho do nadador de 200m bruços, através de um teste de 7x 200m bruços.	Elevada <i>FG</i> , elevada frequência cardíaca e elevados valores de lactato para uma dada <i>v</i> indicam um declínio da eficiência e economia de nado.
<b>Hellard et al., (2007)</b>	N=64 femininas, semi-finalistas dos Jogos Olímpicos de Atenas 2004 N=64 femininas, semi-finalistas dos Campeonato Nacional de França.	Estudar a variabilidade da <i>FG</i> em nadadoras de elite, nas provas de 200m para todos os estilos de nado.	A <i>DC</i> e <i>FG</i> são diferentes para os quatro estilos de nado para nadadores do sexo feminino, a <i>DC</i> foi inferior em mariposa e superior para costas e crol. A <i>DC</i> e a <i>FG</i> são influenciadas pelo padrão, ou seja, o padrão dos nadadores olímpicos demonstram um estilo de costas com ciclos rápidos e estilo de crol com ciclos longos. A variabilidade da <i>FG</i> depende da prova e do padrão, isto é, nadadores olímpicos apresentam menor variabilidade da <i>FG</i> no costas e crol, enquanto na mariposa, costas e crol, a variabilidade da <i>FG</i> diminuiu dos segundos 100m para todas as nadadoras. A <i>DC</i> foi superior nas técnicas alternadas comparativamente às simultâneas, a <i>DC</i> foi melhor em 200m crol e bruços, do que no mariposa, provavelmente devido às possibilidades da utilização das fases de deslize. Não se verificaram diferenças nos 200m bruços entre o grupo de nadadores olímpicos e nacionais, contrariamente á literatura.
<b>Barbosa et al., (2008)</b>	N=18 (5 femininos e 13 masculinos)	Examinar as relações entre o custo energético, <i>v</i> e as variáveis cinemáticas nos quatro estilos de nado.	As variáveis cinemáticas foram consideradas como tendo um óptimo equilíbrio entre a <i>FG</i> e <i>DC</i> quando os valores de <i>v</i> atingiram os valores máximos com um custo energético baixo. Verificou-se, por um lado uma relação polinomial significativa entre a <i>v</i> e <i>FG</i> para todos os estilos de nado, e por outro lado, uma relação polinomial significativa entre a <i>v</i> e <i>DC</i> nos estilos de crol e mariposa. Nos estilos de costas, bruços e mariposa aumentos da <i>FG</i> foram associados com aumentos do custo energético, mesmo quando a <i>v</i> foi controlada. Aumentos na <i>DC</i> promovem decréscimos significativos no custo energético apenas no estilo de bruços, mesmo quando controlada a <i>v</i> .
<b>Leblanc et al., (2010)</b>	N=46 (23 femininos, 23 masculinos)	Medir os parâmetros de flutuação e relacionar com as características de nado.	Através da relação entre os parâmetros de flutuação e as variáveis cinemáticas, concluiu-se que os nadadores com melhor flutuação tendem a utilizar uma coordenação no deslize favorável, tal como em <i>v</i> sub máximas a flutuação tem um impacto na eficiência de nado.
<b>Barbosa et al., (2011)</b>	Artigo de Revisão	Realizar uma caracterização biomecânica dos quatro estilos de nado, baseada na análise cinemática, cinética e neuromuscular, bem como	Na técnica de bruços o tempo entre a acção das pernas e braços é um factor chave em nadadores amadores, por vezes atingem-se velocidades nulas dentro de um ciclo de nado. Alguns estudos indicam que nadadores com um nível competitivo mais elevado apresentam uma menor variação intra-ciclica da velocidade de nado do corpo, este facto parece consistente na técnica de bruços mas menos óbvio nos outros estilos de nado e deverá ser clarificado no futuro.

descrever as relações existentes entre todos os domínios e como isso pode influenciar a performance de nado.

## 2. PADRÃO MOTOR

A avaliação da técnica de nado para efeitos competitivos, aparece configurada em forma de “listagens de erros técnicos” (check lists), procurando evidenciar: (i) os aspetos técnicos mais relevantes; (ii) uma sequência de itens de modo a corresponder à ordenação temporal dos eventos a serem observados; (iii) respostas às mesmas perguntas segundo um padrão de análise comum (Chollet, 1990; Alves, 1995; Campaniço, 1999). A validação da informação com este método é efetuada com base num dado modelo biomecânico, ou argumento de especialistas, ou tendo em conta o resultado médio de um determinado número de observações e observadores (índices de Kappa, ou concordância de Bellak), cingindo o treino observacional (Ander-Egg, 1978; Zatsiorski, 1989; Anguera, 1990; Almeida, 1993).

O desenvolvimento e aperfeiçoamento dos recursos tecnológicos tem permitido realizar investigações sobre o desenvolvimento, quer de novos modelos teóricos dos padrões gestuais de propulsão aquática, quer sobre o alcance e limitações dos mesmos no sentido da otimização do desempenho individualizado (Chatard, 1985; Costil *et al.*, 1987; Colman & Persyn, 1995; Colman *et al.*, 1998). Martin *et al.*, (2001) referem que em NPD se fala de técnica adequada e favorável, quando com ela se consegue atingir um ótimo nível biomecânico e de estabilidade, ou pela manifestação de elevada eficácia e eficiência motora (Arellano, 1993; Alves, 1995).

Os padrões motores da técnica de nado constituem um excelente meio de visualizar a direção dos movimentos propulsivos que os nadadores executam por ação dos seus membros inferiores e superiores (Campaniço *et al.*, 2006; Louro *et al.*, 2010). Um modelo técnico não pode ser uma estrutura rígida mas antes uma estrutura flexível, adaptável às características do executante e podendo incorporar consistentemente a evolução das práticas de preparação que se vão afirmando ao longo do tempo. Este deve estar sempre baseado em conhecimentos científicos atualizados e na experiência prática do treinador desportivo.

A Metodologia Observacional (MO) em NPD pode ser encarada como um meio que permite ao observador um leque mais diverso de possibilidades para registo do comportamento técnico em contexto de ação, adaptando-se facilmente a todas as circunstâncias de análise no terreno. O recurso a diferentes técnicas estatísticas associadas a análises sequenciais, permite, por sua vez, dissecar e discriminar aspetos críticos que explicam o processo técnico, com possível representação das inúmeras associações e/ou interações relevantes, proporcionando um conhecimento aprofundado do processo de ação.

A fronteira entre observação e avaliação “quantitativa” e “qualitativa” do movimento esbate-se com esta metodologia. Desta forma, depende-se mais dos objetivos imediatos do observador do que propriamente do suporte instrumental utilizado.

Bakeman & Gottman (1989), Anguera *et al.*, (2000) e Sharpe & Koperwas (2003) referem que são necessários alguns requisitos básicos para a MO: ou seja, a espontaneidade do comportamento, onde o pesquisador não deve intervir na conduta do sujeito ou sujeitos observados, devendo este comportamento ser espontâneo, natural e não devendo ser planeado ou preparado. O indivíduo deve desempenhar o comportamento em condições o mais “naturais” possível e não devem ser modificadas as variáveis de contexto, metodologia e performance (contextos naturais). Quanto ao estudo ideográfico, a observação deve ser individualizada, atendendo a um número reduzido de sujeitos (preferencialmente uma). Também é determinante que o número de condutas a observar seja reduzido. O instrumento “*ad hoc*” abrange as categorias ou sistema de categorias e terá de se adaptar aos níveis de exclusividade, exaustividade e contemplação dos distintos níveis de codificação.

Por fim, a observação deve ser contínua no tempo, caso contrário pode causar erros por causa de fatores influentes (continuidade temporal).

Doutra forma, os mesmos autores (Anguera *et al.*, 2000) classificaram a MO em função do grau científico, de participação, de percepção e dos níveis de resposta. Tal como todas as

metodologias, também a MO possui vantagens e desvantagens, ou seja, Louro *et al.* (2010) referem por um lado, que o facto de ser uma metodologia rigorosa e flexível, de uma planificação eficiente e em poucas horas de registo podermos obter uma grande quantidade de informação é uma vantagem. Por outro lado, o dispêndio em tempo, o desvio por reatividade e a inadequação para o âmbito cognitivo foram apresentadas como desvantagens desta metodologia.

Os instrumentos de observação, tal como a criação de um sistema de codificação é um acontecimento prévio à recolha de informação na investigação com recurso à MO. No âmbito do desporto, mais precisamente na observação, os instrumentos *standard*, devido à diversidade de situações de análise, não podem ser muitas vezes utilizados. Assim, é imprescindível recorrer a instrumentos *ad-hoc* com uma flexibilidade adequada que permita adaptações ao fluxo das condutas e em contexto, onde se inserem as observações em estudo (Anguera, 1998; Anguera *et al.* 2000; Campaniço & Anguera, 2000), tal como, a conceção de um sistema de observação no contexto desportivo baseada num conjunto de aspetos fundamentais: (i) o que se observa; (ii) quem se observa; (iii) como se observa (Alves, 1995; Chollet, 1990).

Cardoso *et al.* (2008) ao analisar o padrão comportamental individual mais comum em vinte e dois mariposistas (catorze masculinos e oito femininos) concluiu que os nadadores masculinos apresentam padrões de nado mais complexos e extensos, revelando maior estabilidade do que as nadadoras, e também que em ambos os géneros o padrão mais longo não pertenceu ao nadador mais rápido da amostra. Assim, concluiu-se que todos os nadadores apresentam comportamentos totalmente diferentes. De igual forma, Louro *et al.* (2010) analisou a estabilidade comportamental em mariposistas, tendo por base os padrões temporais (implicações biomecânicas), concluindo que a estabilidade dos nadadores varia entre eles, uma vez que cada nadador adapta o seu próprio comportamento motor de acordo com as suas características individuais.

Desta forma, no presente estudo recorreu-se à construção de um instrumento de observação formado por uma combinação de formatos de campo e de sistema de categorias (anexo 1). Anguera (1998) e Anguera *et al.* (2000) referem que o sistema de categorias é de maior rigor pelo seu imprescindível suporte teórico e caracteriza-se, essencialmente, por ser um sistema fechado de códigos únicos e não autorreguláveis. Por seu lado, os formatos de campo constituem um instrumento especialmente adequado em situações de elevada complexidade e de falta de consistência teórica, sendo um sistema aberto, apto para codificações múltiplas e altamente autorreguláveis.

A tabela 2 sintetiza os principais estudos desenvolvidos no âmbito dos padrões motores em NPD.

**Tabela 2:** Padrões motores em NPD: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.

<b>Autores</b>	<b>Amostra</b>	<b>Objetivo do Estudo</b>	<b>Principais Conclusões</b>
<b>Campaniço <i>et al.</i>, (2006)</b>	N=7	Examinar tipos de padrões comportamentais repetidos no estilo de bruços utilizando uma análise sequencial específica.	Perante a construção de um instrumento específico para descrever os movimentos de nado a partir de sequências de vídeo, focalizado numa abordagem qualitativa. Através dos resultados identificou-se as características particulares do ciclo de nado, tal como uma avaliação de acordo com os parâmetros de nado, analisando-os de uma forma que garante a identificação das estruturas comportamentais.
<b>Cardoso <i>et al.</i>, (2008)</b>	N=22 (14 masculinos e 8 femininos)	Analisar o padrão comportamental de nado mais comum em mariposistas	Os nadadores masculinos apresentam padrões mais complexos e extensos, revelando maior estabilidade técnica do que as nadadoras. Em ambos os géneros o padrão mais longo não pertenceu ao nadador mais rápido da amostra. Cada nadador(a) apresentou padrões de nado distintos.
<b>Louro <i>et al.</i>, (2010)</b>	N=4 masculinos pertencentes à selecção nacional de natação.	Encontrar padrões de nado no estilo de mariposa, através de uma adaptação do Sistema de Observação Comportamental.	Cada nadador apresenta o seu padrão de nado, cada padrão é ajustado às características individuais de cada nadador. Verificaram-se diferentes padrões entre ciclos e entre nadadores, indicando que existem semelhanças entre eles, ajustando o seu estilo ao modelo técnico utilizado. O modelo técnico é uma referência, cada nadador adapta o padrão de nado de uma forma única e distinta.

### 3. LACTATÉMIA

O recurso à lactatémia (La) tem vindo nas últimas décadas a assumir uma importância crescente, no que diz respeito às alterações homeostáticas do organismo durante e após o esforço, não sendo considerado um tema recente (Gladden, 2001). Contudo, não deixa de ser atual e pertinente já que disponibiliza informações pertinentes para a compreensão dos fenómenos em estudo.

Costill (1992) salienta que, a La é resultado da produção de lactato ao nível muscular, da difusão do lactato dos músculos para o sangue e do nível de oxidação e remoção do lactato do sangue. A sua interpretação terá que ser analisada com prudência, dado que se observa a intervenção de vários sistemas e órgãos reguladores.

Por sua vez, quando o lactato é doseado no sangue, a discussão mais marcante relativa ao valor encontrado está relacionada com o facto de ele não traduzir a verdadeira dimensão do fenómeno muscular, na medida em que é o reflexo final de um conjunto de três processos: produção-difusão e remoção (Jacobs *et al.*, 1982; Jacobs *et al.*, 1983; Jacobs, 1986).

De entre os vários fatores capazes de alterar as concentrações de lactato em função da intensidade do esforço realizado podem salientar-se, como mais significativos, a dieta alimentar, o estado de fadiga (curta ou longa duração), a eficiência do movimento, o estado mental, as perceções da tarefa e os fatores ambientais, como a altitude e a temperatura da água. Alguns destes fatores são fáceis de controlar em ambiente laboratorial, mas não em testes no terreno. É necessário refletir, também, que o La é uma medida de contexto global. No estudo da fadiga local, como em certas modalidades desportivas onde isto é mais prevalente, a concentração de lactato é maior em determinados segmentos do corpo, comparativamente com outros (Soares, 2007).

Assim, é preponderante analisar os sistemas de produção de energia inerentes a este processo. Os produtos finais da glicólise e da glicogenólise são os ácidos pirúvicos e láctico. A



disponibilidade de  $O_2$  para a respiração celular conduz á formação de piruvirato, bem como NDAH extramitocondrial, para ser utilizado como substrato energético, dos processos mitocôndriais subsequentes (Karlsson & Jacobs, 1982). Uma relativa insuficiência de  $O_2$  altera este processo e o ácido láctico torna-se no produto final da glicólise.

Esta situação conduz à limitada possibilidade de oxidação de NDAH extramitocôndrial e evita a paragem imediata da glicólise e glicogenólise. Esta suposição conduziu à noção de glicólise/glicogenólise aeróbica ou anaeróbica consoante o produto final fosse o piruvirato ou o ácido láctico.

Karlsson (1971) e Saltin (1990) assumiram que a formação de lactato se devia exclusivamente a uma falta de  $O_2$  e ao metabolismo anaeróbico ao nível celular. Este princípio baseou-se na observação da elevação da La em conjunto com o deficit de  $O_2$  e o aumento brusco do lactato ao nível extremamente baixo de  $O_2$  no fluxo venoso sanguíneo. Ainda segundo estes últimos autores a elevação da concentração do lactato muscular ou sanguíneo, apresentava-se bem correlacionada com a percepção da fadiga em exercício físico intenso (Rama, 1997).

Aliás umas das teorias mais amplamente divulgadas sobre a origem da fadiga, relaciona-se com a acumulação de ácido láctico nos esforços com predomínio da fonte anaeróbica láctica baseando-se nas seguintes constatações: i) em exercícios intensos a fadiga está relacionada com níveis elevados de ácido láctico, e a taxa de acumulação do mesmo no músculo, está relacionada com a intensidade do exercício; ii) a acumulação do ácido láctico a nível muscular, de acordo com Hermansen (1977) conduz a um abaixamento do pH local o que por sua vez pode provocar, interferência no mecanismo do cálcio indispensável à atividade contráctil das miofibrilas ou a inibição das enzimas glicolíticas.

A capacidade do músculo em eliminar o ácido láctico é cada vez mais um fator que assume grande importância relativamente á sua produção. A produção de ácido láctico em NPD resulta da dissociação das reservas de glicogénio muscular via glicólise, e que por força de esforços de

grande intensidade a grande produção láctica no músculo leva à diminuição do pH, e conduz á fadiga. Esta última ocorre em consequência do aumento da concentração de hidrogénios, em ligação com a dissociação do ácido láctico reduzindo o pH muscular abaixo de 6.9 (Costil, 1992).

Existe um extenso corpo de conhecimentos relativo ao uso de testes de lactato sanguíneo enquanto ferramenta de medida em várias atividades desportivas e vários trabalhos que discutem a oportunidade do seu uso (Rushall, 1991; Simon, 1997; Olbrecht, 2000; Pyne *et al.*, 2001; Smith *et al.*, 2002; Lomax *et al.*, 2011; Oliveira *et al.*, 2012; Devereux *et al.*, 2012).

Apesar de constituir uma técnica minimamente invasiva, os procedimentos e metodologia de testagem, diminuem grandemente o peso negativo desta característica. Com o aparecimento de equipamentos e tecnologia capazes de medir com aceitável validade a La, realizando a leitura praticamente imediata após a colheita, tem sido possível a sua avaliação (Rama, 1997).

A La não deverá ser a única variável a constituir o alvo de avaliação. Poderá ser considerada um indicador de referência, mas deverá ser utilizado em conjunto com outras variáveis ( $VO_{2max}$ , economia de nado,  $v$ , FC, RPE, Nutrição, EMG), por forma a ser possível um espectro maior de informações, que permitam uma determinação mais precisa do perfil do nadador.

Na NPD partindo do pressuposto que todo o desempenho competitivo é realizado à máxima intensidade, a participação relativa de cada sistema depende, evidentemente da duração de cada prova (Troup 1991; Capelli *et al.*, 1998; Sweetenham & Atkinson, 2003, Costa *et al.*, 2012; Figueiredo *et al.*, 2012). O controlo ao longo da época do perfil de acumulação do lactato sanguíneo tem sido utilizado na monitorização de nadadores (Wakayoshi *et al.*, 1993; Pelayo *et al.*, 1996; Thompson & Cooper, 2003; Anderson *et al.*, 2006; Rodriguez *et al.*, 2007; Santhiago *et al.*, 2009; Robertson *et al.*, 2010), constituindo uma das estratégias mais difundidas no controlo da adaptação à carga de treino (Whipp *et al.*, 1973; Olbrecht, 2000; Pyne *et al.* 2001; Maglisho, 2003). Com efeito, estas avaliações são realizadas em contexto de treino ou de competição. Ao

ponto de inclusive em provas internacionais de nível continental e mundial, ser possível a sua realização perante solicitação aos organizadores da prova.

Apesar da aplicação das características de aumento do lactato, os valores das concentrações de lactato são utilizados nos nadadores para estimar a intensidade (Gilman & Wells, 1993; Steed *et al.*, 1994; Held & Marti, 1999) ou como critério de máxima exaustão.

Os pré-requisitos para um elevado nível de sucesso no desporto, consiste em tolerar elevados níveis de concentrações de lactato e suportar a dor muscular (Agaoglu *et al.*, 2010). As concentrações de lactato são um parâmetro adequado para detetar o efeito do treino (Sharkey, 1983). A tabela 3 sintetiza os principais estudos desenvolvidos no âmbito da lactatémia em NPD.

**Tabela 3:** Lactatemia em NPD: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.

Autores	Amostra	Objetivo do Estudo	Principais Conclusões
<b>Wakayoshi et al., (1993)</b>	N=8	Analisar os efeitos do treino aeróbio na La	A La a intensidades submáximas aumenta ao longo do teste.
<b>Capelli et al., (1998)</b>	N=20	Aceder ao custo energético nos estilos de crol, costas, bruços e mariposa.	A La aumentou após exercício. O custo energético no estilo de bruços teve uma função linear com a v, devido á quantidade considerável de energia despendida neste estilo através da aceleração do corpo durante a acção propulsiva como forma de compensar a diminuição da v durante a acção não propulsiva.
<b>Thompson &amp; Cooper (2003)</b>	N=11	Analisar as associações entre a La, as velocidades submáximas e a performance.	A La a velocidades submáximas é significativamente relacionada com a performance de nado.
<b>Vescovi et al., (2011)</b>	N=100	Analisar em que medida o sexo, a idade, a distância de prova, e os ciclos de nado influenciam a La após provas de natção e desenvolver um modelo prático baseado na recuperação da distância de nado para otimizar a remoção da La.	A La pós prova foi superior nas provas de 100-200m e inferior nas provas de 50 a 1500m. Diferenças entre sexo apenas foram observadas nas provas de crol. Este estudo indica que os nadadores que competem a um nível de elite exibem La similares.
<b>Costa et al., (2012)</b>	N=10 masculinos	Acompanhar e comparar as alterações de performance, perfis energéticos e biomecânicos em nadadores de nível internacional e nacional durante uma época.	Com a realização de um teste incremental de 7x 200m crol, e da mensuração da velocidade de nado às 4mmol de lactato (V4), <i>IN</i> à V4 ( <i>IN@V4</i> ) e eficiência propulsiva à V4 para os estimadores energéticos; <i>DC</i> à V4 e <i>FG</i> à V4 para as variáveis biomecânicas. Os resultados indicaram que os nadadores internacionais têm a habilidade de manter uma elevada capacidade energética e biomecânica relativamente aos nadadores nacionais. O <i>IN@V4</i> deverá ser utilizado como um indicador da variação da performance de nado.
<b>Figueiredo et al., (2012)</b>	N=10 masculinos	Analisar as eventuais alterações electromiográficas durante um teste máximo de 200m crol.	A La foi retirada em repouso e pós exercício (1, 3, 5 e 7 minutos) e o valor máximo foi utilizado para análise. Com a diminuição da velocidade, o La aumenta de repouso para o pós pico de lactato dos 200m crol. Os valores de La pós exercício confirmaram que a prova de 200m crol é uma das provas de NPD com uma contribuição anaeróbica significativa.
<b>West et al., (2012)</b>	N=8 masculinos	Examinar a prova de 200m crol	Verificou-se que realizando um período de recuperação de 10 minutos melhora o tempo dos 200m

após um aquecimento de 20 e 45 minutos após o aquecimento e o período de recuperação. crol em ~4s, não aumentando as respostas de La ou FC, quando comparado com a recuperação de 45 minutos. A La foi melhor 3 minutos após o teste num aquecimento de 20 minutos.

#### 4. ATIVIDADE NEUROMUSCULAR

O movimento humano obedece à transformação da energia química existente no ATP em energia mecânica disponível para o trabalho muscular. Essa transformação específica de energia é conseguida pela ação dos músculos estriado esquelético.

A electromiografia (EMG) consiste num método de estudo da atividade neuromuscular (Birrer, 1986; Clarys & Cabri, 1993; Correia *et al.*, 1995; Rouard *et al.*, 1997; De Luca, 2002; Caty *et al.*, 2006) através do registo da atividade elétrica muscular, a qual, por sua vez, é esperadamente proporcional ao nível de ativação muscular.

A EMG tem sido utilizada como meio de intervenção em várias áreas, nomeadamente na reabilitação (Swinnen *et al.*, 2012), fisioterapia (O'Dwyer *et al.*, 2011), terapia ocupacional (Kulin & Reaston, 2011), psicologia (Bornemann *et al.*, 2011) tal como no desporto e educação física (Fujita *et al.*, 2011; Rogowski *et al.*, 2011; Scurr *et al.*, 2011; Cole & Grimshaw, 2008; Viitasalo *et al.*, 1993; Wilderman *et al.*, 2009; Carpes *et al.*, 2011).

Nesta lógica, torna-se importante caracterizar sucintamente a célula muscular e os fenómenos que nela ocorrem durante a contração muscular.

A célula muscular no estado de repouso caracteriza-se por uma diferente distribuição iónica no interior e exterior da sua membrana celular (sarcolema). Em consequência das características do sarcolema e dos processos de transporte ativo e difusão que aí ocorrem, verifica-se uma maior concentração de iões de sódio e cloro no exterior da membrana enquanto no interior predominam os iões de potássio e os grandes iões proteicos. Esta distribuição iónica resulta numa maior quantidade de cargas positivas no meio extracelular, criando no estado de repouso uma diferença de potencial entre o exterior e o interior da membrana, designado por potencial de repouso.

O processo de excitação da célula muscular iniciado ao nível do motoneurónio alfa e que culmina com a ativação das proteínas contrácteis, passa pela alteração desse potencial de

repouso, induzido pelo mediador químico libertado na placa motora. Essa alteração consiste num conjunto de fenómenos electroquímicos no potencial de ação que se vão transferindo consecutivamente nos dois sentidos da membrana.

A entrada de uma fibra muscular em ação é, portanto, sempre antecedida de uma corrente eletroquímica que percorre a sua membrana. Na propagação da despolarização ao longo do sarcolema, gera-se uma diferença de potencial entre as zonas ativas e inativas.

Esta diferença de potencial produz, devido às propriedades condutoras dos meios biológicos, uma corrente que se difunde à distância e que pode ser detetada e registada através de elétrodo. O potencial recolhido não é o verdadeiro potencial de ação muscular mas um fenómeno elétrico consecutivo à sua passagem. Dada a reduzida amplitude dos sinais detetados é necessário proceder à amplificação do fenómeno antes de o registar.

A principal função dos músculos é transformar energia química em energia mecânica. Quando a palavra músculo é utilizada nesta tese refere-se a um músculo-esquelético.

Ao possibilitar a captação e tratamento dessas alterações mioelétricas, a EMG consegue ter um elevado potencial como solução indireta para a problemática da avaliação interna de indicadores relevantes, como seja a intensidade da intervenção do músculo ou, inclusivamente, a força que eles podem estar a desenvolver (Vilas-Boas, 2004).

Os registos de EMG podem ser divididos em dois tipos, dependendo do local de colocação dos elétrodo, ou seja, se os elétrodo forem colocados na superfície da pele, o procedimento é considerado EMG de superfície, se os elétrodo forem colocadas internamente no músculo, o procedimento será EMG de profundidade.

De acordo com a literatura, os resultados obtidos por estas duas técnicas podem diferir em alguns aspetos, isto é, a avaliação da amplitude durante a fadiga poderá ser distinta, uma vez que o valor *RMS* (root mean square ou raiz quadrada da média) da EMG de profundidade decresce, enquanto na EMG de superfície aumenta (Stulen & De Luca, 1978). Contudo, as duas

técnicas são igualmente credíveis para o estudo da fadiga neuromuscular, apesar de a EMG de profundidade ser uma técnica invasiva que poderá causar constrangimentos aos sujeitos, sendo nas ciências do desporto a EMG de superfície a mais utilizada

A EMG compreende o registo direto dos potências elétricos dos músculos ativos. No caso de movimentos em NPD permite-nos obter informação do envolvimento dinâmico de músculos específicos envolvidos na propulsão do corpo na água (Clarys, 1988a).

Historicamente, o movimento humano tem vindo a ser estudado com recurso a EMG, desde Jan Swammerdam (1637-1680) que realizou os primeiros estudos na estimulação elétrica (Medved, 2001; Clarys, 2003) até Carlo J. De Luca, que se debruçou na compreensão das limitações da EMG (De Luca, 1997), existe uma grande quantidade de investigadores que tem contribuído ao longo dos anos para o desenvolvimento desta área (Basmajian, 1978; Cram & Durie, 2004).

O desenvolvimento dos métodos de aquisição de dados através da EMG tem sido bastante acentuado ao longo do tempo, primeiro Herbert Jasper (1906-1999) que construiu o primeiro electromiografo 1942-44 (Medved, 2001), posteriormente a criação de um elétrodo de agulha unipolar (Basmajian, 1978) e nos finais de 1960 através de Lewille (1967) iniciou-se o desenvolvimento de dispositivos monitorizados remotamente, que permitiam analisar os movimentos humanos. A partir daqui, os sistemas de aquisição de dados começaram a ter o seu registo através de telemetria. Inicialmente por dois canais (Lewille, 1967, 1968, 1973; Clarys *et al.* 1973,1983; Clarys, 1985), passando para oito canais, podendo atingir mais de doze canais (Pink *et al.*, 1993), sendo muito vantajoso visto permitir o acesso a um maior número de músculos em estudo, bem como a sua complexidade e constrangimentos associados.

A NPD é, pela sua especificidade, uma modalidade desportiva onde a EMG tem sido pouco estudada ao longo dos anos. No entanto, de acordo com Rainoldi *et al.*, (2004), não existem ainda quaisquer registos na literatura científica que validem e estandardizem aspetos



metodológicos desta mesma técnica, uma vez que distintas metodologias têm sido utilizadas no que concerne à EMG no meio aquático.

O primeiro estudo de sinais EMG em NPD foi publicado por Ikai *et al.*, (1964), os quais estudaram dois grupos de nadadores: um grupo composto por nadadores olímpicos e outro com nadadores de nível médio (i.e. não olímpico), utilizando EMG de superfície. Com este estudo, os autores concluíram que, numa perspectiva qualitativa os músculos *biceps brachii*, *triceps braquialis*, *deltoid* e o *pectoralis major* apresentaram uma elevada ativação neuromuscular durante os ciclos de nado, enquanto numa perspectiva quantitativa, os extensores do ombro apresentaram uma atividade neuromuscular superior aos flexores do ombro no estilo de crol, bruços e mariposa.

Durante a década de 60, Kipke (1966), referiu que um nadador necessita de força para melhorar o seu desempenho, existindo a necessidade de nos tornarmos mais específicos através da seleção de músculos. Para tal, comparou quinhentos e sete sinais EMG (N=17) através da realização em seco de movimentos contra uma resistência. Posteriormente, comparou os resultados obtidos com os resultados de Ikai *et al.*, (1964), concluindo que ao aplicar uma resistência em seco, os padrões EMG encontrados eram substancialmente distintos dos verificados dentro água.

Posteriormente, Lewillie (1968) atendeu à determinação das possibilidades da telemetria na EMG na água, sendo que a seleção muscular constitui o principal objetivo para a análise quantitativa do sinal EMG, tal como posteriormente Clarys (1983; 1988).

De entre os estilos de nado em NPD, o crol tem sido o mais estudado. Estes estudos visam fundamentalmente determinar os músculos ativos durante o nado (Bollens *et al.*, 1988; Clarys, 1988a; Rouard & Clarys, 1995; Caty *et al.*, 2006), a sua relação com parâmetros cinemáticos (Cabri *et al.*, 1988; Aujouannet *et al.*, 2006), e a análise da fadiga neuromuscular (Figueiredo *et al.*, 2011; Stirn *et al.*, 2011; Ikuta *et al.*, 2012).

Contudo, tem surgido grandes desenvolvimentos na EMG em NPD, com foco: nas técnicas alternadas, simultâneas, partidas e viragens. Desta forma, nas tabelas seguintes (Tabela 4, 5 e 6) sintetiza-se os principais estudos desenvolvidos em EMG na NPD.

**Tabela 4:** Síntese dos principais estudos desenvolvidos em EMG para as técnicas alternadas (Crol e Costas).

Autores	Amostra	Músculos estudados	Objetivo do Estudo	Principais Conclusões
<b>TÉCNICA DE CROL</b>				
<b>Cabri et al. (1988)</b>	N=13 nadadores de elite	<i>Triceps brachii (long head), pectoralis major, flexor carpi ulnaris, latissimus dorsi, rectus femoris and gastrocnemius (lateral head).</i>	Relação entre a FG e a atividade muscular dos membros superiores e inferiores na técnica de crol no nado amarrado.	Os músculos <i>pectoralis major</i> e <i>rectus femoris</i> aumentaram a frequência/força com o aumento da FG. Os padrões de força e de atividade muscular para cada músculo e para cada FG, demonstraram uma tendência para aumentar com o aumento da FG, exceto para o músculo <i>gastrocnemius</i> .
<b>Clarys &amp; Rouard (1996)</b>	N=9 nadadores treinados	<i>Biceps brachii, triceps brachii, flexor carpi ulnaris, brachio radialis, the latissimus dorsi e deltoideus anterior)</i>	Descrever a atividade muscular durante as várias fases do ciclo de nado da técnica de crol.	A ação descendente da braçada utilizou entre 40 a 45% do tempo total do ciclo, a atividade muscular de todos os músculos indicou que a ação lateral interior aumenta a atividade muscular. O músculo <i>biceps brachii, deltoideus anterior e brachio radialis</i> obtiveram uma reduzida atividade durante a recuperação aérea da braçada.
<b>Caty et al. (2006)</b>	N=7 nadadores internacionais	<i>Flexor carpi ulnaris (FCU) e o extensor carpi ulnaris (ECU).</i>	Avaliar a estabilidade da articulação do pulso e a sua ativação muscular durante as fases do ciclo de nado na técnica de crol.	O pulso apareceu fixo no plano sagital durante o trajeto subaquático e menos estável na recuperação aérea da braçada. Para ambos os músculos observou-se um decréscimo na frequência média de 11.41% para o ECU e 8.55% para o FCU, indicando o aparecimento da fadiga muscular.
<b>Figueiredo et al. (2010)</b>	N=10 nadadores nacionais	<i>Flexor carpi radialis (FCR), biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), pectoralis major (PM), trapezius superior (TS), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF) e tibialis anterior (TA).</i>	Avaliar a fadiga muscular nos músculos dos membros superiores e inferiores na prova de 200 m crol.	Verificou-se um aumento do índice de fadiga muscular (IMF) nos 200m crol, nomeadamente no final dos últimos 25 m de nado. FCR demonstrou a maior percentagem de alteração, uma vez que funciona com um músculo de estabilidade do pulso, a grande propulsão dos MS, indicou que o TS foi aquele que mais linearmente mudou ao longo do esforço na fase de recuperação aérea. Os MI apresentaram valores inferiores aos MS, sendo o RF e BF os mais ativos.
<b>Stirn et al. (2011)</b>	N=11 nadadores experientes	<i>Pectoralis major (PM), latissimus dorsi (LD) e triceps brachii (TB).</i>	Avaliar a fadiga muscular nos músculos do tronco durante 100m crol.	Alterações na v e variáveis cinemáticas, tal como uma elevada La confirmaram o aparecimento de fadiga. Adicionalmente, as alterações nos parâmetros de amplitude e frequência de EMG (ARV e MNF) estão de acordo com o aparecimento da fadiga. Contudo os parâmetros de EMG não indicaram diferenças significativas entre os músculos estudados.
<b>Ikuta et al. (2012)</b>	N=20 nadadores universitários	<i>Flexor carpi ulnaris (FCU), biceps brachii (BB), pectoralis major (PM), latissimus dorsi (LD), triceps brachii (TB) e posterior and</i>	Analisar a relação entre o decréscimo da velocidade de nado e as alterações das variáveis cinemáticas e electromiográficas numa prova de 200	A velocidade angular do braço (AAV), o valor de amplitude média (MAV) do músculo FCU, BB e TB do primeiro ciclo de nado, e a MAV do <i>rectus femoris</i> decresceu em simultâneo com o decréscimo da velocidade de nado. Contrariamente, a MAV do PM aumento significativamente no final

## EFEITO DA FADIGA NA PROVA DE 200M BRUÇOS

*anterior deltoid(DA)*

m crol.

dos 50m.O decréscimo da *v* está relacionado com o decréscimo da atividade de alguns músculos coordenados entre si, e que uma estratégia compensatória ocorreu entre o PM e outros músculos no final dos 50m.

**Tabela 5:** Síntese dos principais estudos desenvolvidos em EMG para as técnicas simultâneas (Bruços e Mariposa).

Autores	Amostra	Músculos estudados	Objetivo do Estudo	Principais Conclusões
<b>TÉCNICA DE BRUÇOS</b>				
<b>Yoshizawa et al., (1976)</b>	N=21	<i>Tibialis anterior; gastrocnemius; vastus medialis; rectus femoris; biceps femoris; gluteus maximus; rectus abdominalis; Sacrospinalis; biceps brachii long head; triceps brachii lateral head; deltoid(anterior and posterior portion); pectoralis major(sterno portion); latissimus dorsi</i>	Analisar as várias electromiográficas e cinemáticas nos membros superiores e inferiores da técnica de bruços.	Na pernada, os padrões EMG dos músculos <i>rectus abdominis</i> , <i>tibialis anterior</i> , <i>vastus medialis</i> , e <i>rectus femoris</i> demonstraram uma estabilização do pélvis e uma extensão ativa da articulação do joelho com a articulação do joelho em dorsiflexão.Na fase da braçada, os padrões de ativação do <i>vastus medialis</i> e do <i>rectus femoris</i> demonstraram uma extensão completa da articulação do joelho. O padrão EMG do <i>deltoid posterior</i> demonstrou que a elevação do ombro minimiza a resistência á água e trabalha para realizar uma trajetória do braço o mais á frente. Na fase de recureação, o elevado nível, e a contínua atividade dos padrões EMG do <i>biceps femoris</i> promoveram uma flexão mínima para a frente da coxa, tal como a manutenção da mínima resistência.
<b>Nuber et al. (1986)</b>	N= 11	<i>Pectoralis major (clavicular head), biceps brachii, subscapularis, latissimus dorsi, supraspinatus, infraspinatus, latissimus dorsi, serratus anterior, e middle deltoid.</i>	Analisar a atividade muscular dos músculos do ombro, em três estilos de nado: crol, bruços e mariposa, tanto em seco como na água.	Em bruços, o músculo <i>supraspinatus</i> , <i>infraspinatus</i> , <i>middle deltoid</i> , e <i>serratus anterior</i> são predominantes na fase de recuperação. Os músculos <i>latissimus dorsi</i> e <i>pectoralis major</i> são essencialmente músculos propulsivos. O <i>biceps brachii</i> demonstrou uma atividade irregular em ambas as fases de nado. Na análise em seco o músculo <i>serratus anterior</i> apresentou os valores máximos para cada estilo de nado e em fadiga ao longo das repetições. A realização de programas de força para fortalecer os <i>scapular rotators</i> poderá reduzir a síndrome do ombro em nadadores.
<b>Ruwe et al. (1994)</b>	N=39 nadadores de elite	<i>Teres minor, supraspinatus, trapézio, serratus anterior, deltoid anterior</i>	Descrever e comparar os padrões musculares dos músculos do ombro na técnica de bruços, analisando 25 nadadores com ombros normais e 14 com dores no ombro.	Verificaram-se diferenças na atividade elétrica entre dois grupos de nadadores, observando-se um aumento nos rotadores internos nos nadadores que apresentavam dores no ombro. Também se demonstrou um decréscimo nos músculos <i>teres minor</i> , <i>supraspinatus</i> e <i>trapézio</i> . Assim é determinante aumentar os exercícios de força em bruçistas de forma a aumentar a resistência dos músculos do ombro.

### EFEITO DA FADIGA NA PROVA DE 200M BRUÇOS

<b>Conceição et al. (2010)</b>	N= 5 nadadores portugueses nacionais	<i>Biceps brachii (BB)</i> e <i>triceps brachii (TB)</i>	Comparar o padrão muscular de ativação em duas condições de nado: com snorkel Aquatrainer e sem snorkel na técnica de bruços.	A média da ativação muscular foi superior com a utilização do snorkel. O BB apresentou valores superiores de ativação muscular em ambas as condições de nado, e verificaram-se diferenças entre sujeitos relativamente á ativação muscular.
--------------------------------	--------------------------------------	--	---	---

### TÉCNICA DE MARIPOSA

<b>Pink et al. (1993)</b>		<i>Posterior deltoid; upper trapezius; serratus anterior; teres minor;subscapularis;pectoralis major;latissimus dorsi; anterior deloid; middle deltoid</i>	Comparar a atividade muscular de doze músculos do ombro, em mariposistas sem dor e com sintomas de dores no ombro.	Sete dos doze músculos estudados demonstraram diferenças significativas entre os dois grupos. O músculo <i>posterior deltoid</i> apresentou um aumento da atividade em nadadores com dor no ombro durante a entrada da mão na água, enquanto o <i>upper trapezius</i> e o <i>serratus anterior</i> demonstrou uma atividade inferior.
---------------------------	--	--	--	---

**Tabela 6:** Síntese dos principais estudos desenvolvidos em EMG para as viragens e partidas.

Autores	Amostra	Músculos estudados	Objetivo do Estudo	Principais Conclusões
<b>VIRAGENS</b>				
<b>Pereira et al. (2007)</b>	N= 1, estudo de caso	<i>Vastus lateralis (VA)</i> , <i>gastrocnemius (GM)</i> , <i>tibialis anterior (TA)</i> e <i>biceps femoris (BF)</i>	Analisar a atividade muscular na viragem de crol realizando três repetições á máxima velocidade.	O BF e TA tiveram uma participação superior no início da rotação da viragem, indicando que esta ação é essencial a uma v elevada. No contacto com a parede, os músculos TA e GM parecem encontrar-se em co- ativação. O músculo VL demonstrou uma ativação significativa durante o impulso, na primeira fase do deslize, todos os músculos estudados reduziram os valores do sinal EMG.
<b>PARTIDAS</b>				
<b>Hohmann et al. (2006)</b>	N=5 nadadores, sprinters de costas	Oito músculos dos MS: <i>deltoideus</i> , <i>biceps brachii</i> , <i>triceps brachii</i> , <i>erector spinae</i> e quatro músculos dos MI: <i>rectus femoris</i> , <i>gluteus maximus</i> , <i>semitendinosus</i> , <i>medial gastrocnemius</i> .	Investigar o padrão temporal e o nível de atividade muscular durante a execução da partida de costas.	O movimento de partida durante a fase área da partida é iniciado pelo <i>erector spinae</i> na fase de salto, depois de puxar as mãos da parede o <i>deltoideus</i> foi o músculo predominante. Também todos os quatro músculos dos membros inferiores demonstraram grande atividade durante a extensão explosiva da perna na saída da parede. Após a entrada da anca o <i>gluteus maximus</i> indicou uma atividade máxima,na fase subaquática o movimento propulsivo dos membros inferiores foi

## EFEITO DA FADIGA NA PROVA DE 200M BRUÇOS

2012

caracterizado pelas atividades musculares *rectus femoris* e *gastrocnemius* durante a trajetória aérea, e pelo tempo defasado do *semitendinosus* durante o deslize. Os registros de EMG nos cinco nadadores indicaram uma consistência média nas repetições, e uma reprodutibilidade dos padrões idênticos da atividade muscular, 13% para todos os padrões provou serem idênticos, e 57.2% eram pelo menos análogos.

**De Jesus et al. (2011)**

N=4 nadadoras femininas especialistas nos 100 m costas.

*Biceps brachii*, *triceps brachii*, *deltoideus anterior*, *erector spinae longissimus*, *rectus femoris*, *gluteus maximus* *gastrocnemius medialis*

Comparar a atividade muscular nas três fases da partida de costas em dois tipos de partidas: pés paralelos e totalmente imersos (BSFI) e pés paralelos e acima da água (BSFE).

*Biceps brachii* e *triceps brachii* demonstraram uma boa atividade muscular durante a saída das mãos do bloco, *gluteus maximus* e *rectus femoris* reduziram a sua atividade na trajetória aérea. Comparando a saída das mãos do bloco e a trajetória aérea na BSFE, os músculos *erector spinae longissimus* e *gluteus maximus* são utilizados de forma semelhante durante a saída das mãos do bloco e o músculo *gastrocnemius medialis* tem uma atividade semelhante durante as três fases.

## 5. FADIGA

A fadiga é um tópico central no desporto de rendimento, apresentado-se como um factor limitativo do desempenho desportivo e por vezes causador de lesões em diversos níveis do sistema músculo-esquelético (Hawley & Reilly, 1997).

Diferentes investigadores têm adotado distintas definições para a fadiga. É importante, no entanto, definir esse termo, através de um enquadramento histórico.

Um dos primeiros trabalhos publicado sobre fadiga foi realizado por Angelos Mosso em 1891, o qual desenvolveu diversos estudos sobre a fadiga (Di Giulio *et al.*, 2006). Desde então, sabe-se que a fadiga reduz a sensibilidade corporal e muscular como um todo, e representa um sinal sobre diminuição da energia (Di Giulio *et al.*, 2006).

A incapacidade funcional de manter a força necessária para a execução do movimento em resposta ao exercício intenso e ou de longa duração caracteriza a fadiga (Gibson & Edwards, 1985).

Mosso (1891) definiu que a fadiga consiste no decréscimo do desempenho, já Vøllestad *et al.* (1988) referiu que a fadiga consiste na perda da capacidade de gerar força máxima, e acrescentando uns anos após a definição anterior, reforçou que fadiga consiste em qualquer redução induzida pelo exercício na capacidade de gerar força ou potência (Vøllestad, 1997).

Por sua vez, Barry & Enoka (2007) referem que fadiga é encontrada associada à diminuição da força na contração máxima sustentada, ou através do deficit motor, isto é, pelo declínio da função mental na percepção, podendo ser descrito como a diminuição gradual da capacidade do músculo manter os níveis de força até ao final do exercício (Enoka & Duchateau, 2008).

A fadiga não se constitui como uma grandeza mensurável, diferente de força muscular ou consumo de oxigénio, por exemplo. O que é possível quantificar são fatores influenciados pela fadiga (Enoka & Duchateau, 2008).

## 5.1 MECANISMOS DA FADIGA

A fadiga pode ocorrer em decorrência da falha de um ou mais mecanismos que envolvem a produção de movimento, ela pode ser classificada em fadiga central ou periférica. A central associada ao sistema nervoso central e a periférica associada ao músculo-esquelético.

Os mecanismos associados passam pelos processos do sistema nervoso central (SNC) que geram a ativação do motoneurônio, seguido da excitação das fibras musculares como consequente libertação dos iões de cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) no citosol e ligação destes iões com a troponina. Em seguida ocorre a ativação das pontes cruzadas com utilização da adenosina trifosfato (ATP) para a geração da força (Sahlin *et al.*, 1998; Nigg *et al.*, 2000; Ament & Verkerke, 2009).

A fadiga muscular tem vindo a revelar-se como um dos tópicos centrais na investigação, existindo por vezes divergências de evidências devendo-se em parte à vasta diversidade de exercícios, protocolos e métodos aplicados no estudo da fadiga muscular em seres humanos (Santos *et al.*, 2010).

Os fatores centrais de fadiga compreendem decréscimos na ativação voluntária do músculo, o que é devido a decréscimos no número de unidades motoras recrutadas e na sua taxa de descarga (González- Izal *et al.*, 2012), tal como o resultado de alterações do input neural que chega ao músculo, traduzida por uma redução progressiva da velocidade e frequência de condução do impulso voluntário (Davis & Bailey, 1997).

Contudo, os fatores periféricos da fadiga muscular abrangem alterações na transmissão neuromuscular e na propagação do potencial de ação do músculo, tal como decréscimos na força contráctil das fibras musculares (Boyas & Guevel, 2011), ou seja, nas alterações da homeostasia no próprio músculo-esquelético.



Assim, é determinante salientar, que a fadiga muscular depende do tipo, duração e intensidade do exercício, da tipologia de fibras musculares recrutadas, do nível de treino do sujeito e das condições ambientais de realização do exercício (Fitts & Metzger, 1988).

Contudo, o fator primordial da fadiga muscular é um mecanismo integrado que funciona para conservar a integridade do sistema, iniciando-se através do recrutamento muscular, antes de ocorrerem falhas celulares e nos órgãos (Noakes, 2000).

Em contraste, a fadiga muscular periférica durante exercício físico é considerada como uma perda dos mecanismos periféricos a partir da excitação da contração muscular.

A fadiga neuromuscular pode, portanto, ocorrer como resultado da falha de qualquer um dos processos envolvidos na contração muscular (Silva *et al.*, 2006)

## 5.2 ASPETOS NEUROMUSCULARES

A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do arranjo muscular, sempre em resposta a um estímulo eletroquímico (Herzog, 1994). O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenómeno elétrico conhecido como potencial de ação. O potencial de ação resulta da mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular, durando possivelmente apenas um milissegundo (Brooks *et al.*, 1995). Estes fenómenos são passíveis de ser estudados com recurso a EMG.

Alguns estudos tentaram relacionar o aparecimento da fadiga com a execução de várias técnicas em desporto (Pink *et al.*, 1993; Giangarra *et al.*, 1993; Camata *et al.*, 2011; Robineau *et al.*, 2012). Em NPD têm sido desenvolvidos alguns estudos, com o objetivo de estudar a fadiga neuromuscular, mas apenas no estilo de crol (Caty *et al.*, 2006; Stirn *et al.*, 2011; Figueiredo *et al.*, 2011; Ikuta *et al.*, 2012).

Caty *et al.*, (2006) observaram um decréscimo na *MNF* nos músculos *extensores carpi ulnaris* (11.4% e 8.5%, respetivamente) após um teste de 4x50m crol. Stirn *et al.*, (2011) relatou que no final dos 100m crol a *MNF* decresceu cerca de 20-25%.

Figueiredo *et al.*, (2012) verificou que a activação muscular do *flexor carpi radialis*, *bíceps brachii*, *tríceps brachii*, *peitoral major* e *upper trapezius* aumenta durante algumas fases específicas do nado num teste máximo de 200m crol, e que o aparecimento da fadiga ocorre devido às alterações dos parâmetros cinemáticos e dos músculos dos membros superiores em função da sua ação muscular. Ikuta *et al.*, (2012) sugeriu que o decréscimo na *v* relaciona-se com o decréscimo na atividade de alguns músculos coordenados entre eles, e que uma estratégia compensatória ocorreu entre o *pectoralis major* e outros músculos durante o último percurso do teste de 4x50m crol.

### 5.3 ASPETOS BIOMECÂNICOS

A fadiga em NPD é constituída por diversos aspetos biomecânicos que induzem a alterações nas variáveis cinemáticas decorrentes de uma série de adaptações ao exercício.

As alterações da *v* têm sido alvo de considerável atenção no âmbito da avaliação de nadadores. O controlo da *v* das distâncias nadadas é quase histórico e os fatores que podem influenciar negativamente a velocidade de deslocamento do nadador sempre foram estudados, nomeadamente sob condições de fadiga.

As preocupações com as variações da *v* deveram-se, inicialmente, à intuição dos investigadores de que um nadador capaz de manter uma *v* mais uniforme durante o nado deveria ser capaz de realizar um nado mais eficiente (Soares, 2007).

A redução dos níveis de execução técnica poderá dever-se á fadiga muscular durante *v* máximas (Keskinen & Komi, 1993). A fadiga numa prova de natação pode resultar na diminuição

da  $v$ , através do encurtamento da  $DC$  ou pela redução da  $FG$ . Em termos mecânicos, estas alterações podem ser atribuídas pelo facto de os nadadores não terem capacidade de gerar a mesma quantidade de propulsão, sofrendo maior resistência com o aparecimento da fadiga.

No âmbito da análise das alterações do padrão de nado realizada em estudos mais recentes tem sido utilizada quer a  $v$ , quer as acelerações (Ichikawa *et al.*, 1999; Ohgi *et al.*, 1999; Tella *et al.*, 2007) produzidas pelos nadadores durante cada ciclo de nado. As pesquisas mais recentes relacionam-se não só com o estudo da velocidade das braçadas com vista ao estabelecimento da sua relação com o desempenho (D'Acquisto & Costill, 1998) ou a economia de nado (Barbosa *et al.*, 2006; Kjendlie *et al.*, 2004), mas também com o estudo das alterações induzidas pela fadiga nesse mesmo perfil (Alberty *et al.*, 2003; Alberty *et al.*, 2005; Tella *et al.*, 2006; Tella *et al.*, 2007).

Martins-Silva & Alves (2000) analisaram que a fadiga se encontra relacionada com alterações na  $v$  da mão, durante um teste máximo de 200m mariposa, concluindo que o decréscimo observado na  $v$  ao longo do nado está relacionado com os decréscimos nas componentes tridimensionais da velocidade da mão.

Alberty *et al.* (2003) induziram fadiga usando um esforço anaeróbio e, apesar da diminuição significativa da  $v$  não observaram o esperado aumento das variações na  $v$ . Verificaram, no entanto, alterações na técnica da braçada conducentes à manutenção da  $FG$ . Os mesmos autores, num estudo posterior, observaram uma diminuição da  $DC$  e na  $FG$ , mas as variações intracíclicas da  $v$  não foram significativas (Alberty *et al.*, 2005). Tella *et al.* (2006) mostraram os efeitos negativos da fadiga no desempenho induzidos pela modificação das variáveis espaço-temporais do ciclo de nado, usando o índice de coordenação de Chollet *et al.* (2000).

Em síntese, os avanços recentes relativos ao desenvolvimento ou otimização de metodologias de avaliação da  $v$  permitem antever a possibilidade de uma elevada produção científica no estudo dos efeitos da fadiga sobre a capacidade de deslocamento do nadador.

No entanto, a *DC* e a *FG* são apontados como variáveis independentes, podendo ser utilizadas enquanto ferramenta de controlo de treino (Chollet *et al.*, 1997), e são passíveis de sofrer alterações com a instalação da fadiga durante esforços máximos.

Desde há um tempo considerável que se realizam vários estudos relativos ao efeito da fadiga nas variáveis cinemáticas da braçada em testes máximos em NPD (Thompson *et al.*, 2000; Takagi *et al.*, 2004; Thompson *et al.*, 2004).

De uma forma geral, pode dizer-se que à medida que a fadiga se instala durante uma prova de natação, a *v* tende a decrescer e a *DC* acompanha esse decréscimo, enquanto a *FG* se mantém constante ou aumenta ligeiramente (Chollet *et al.*, 1997; Craig *et al.*, 1985; Craig & Pendergast, 1979; Keskinen & Komi, 1989; Keskinen & Komi, 1993; Sidney *et al.*, 1999). Sidney *et al.* (1999) mostraram uma tendência para a diminuição da *DC* nas fases finais de uma prova de natação e Chollet *et al.* (1997) mostraram que a capacidade para manter a *v* depende mais da capacidade para manter a *DC* do que a *FG* no decurso de uma prova. Deschodt (1999) observaram um decréscimo significativo do deslocamento horizontal da anca num teste de 6 x 50 m crol á máxima intensidade.

Quando várias provas são comparadas entre si, a *DC* tende a ser tanto maior quanto maior é a distância da prova em causa, e a *FG* tende a diminuir para as mesmas circunstâncias, a par com a *v* (Pai *et al.*, 1984; Arellano *et al.*, 1994; Silva, 1999). Nadadores com níveis de desempenho superiores apresentam *v* superiores, enquanto a *DC* e *FG* conseguem-se manter constantes no decurso de uma prova.

Keskinen & Komi (1993) atribuíram a redução da *DC* à fadiga local, nomeadamente à acumulação de lactato. Weiss *et al.* (1988) estudaram a relação entre as alterações da *FG*, *DC* e *La*, indicando que a fadiga muscular que ocorre durante o trabalho anaeróbio leva à perda da técnica ótima de nado, entendendo que uma técnica ótima de nado como sendo aquela que é a melhor para cada nadador avaliado. Alberty *et al.* (2003) analisaram a influência da fadiga nas

características da braçada, detetando as alterações técnicas que ocorrem na *FG* e *DC*. Estes últimos autores encontraram um decréscimo da *DC* com o aparecimento da fadiga, paralelo a uma diminuição de 10.6% na *v*. Toussaint *et al.* (2006) estudaram também os efeitos da fadiga em 100m crol efetuados apenas com utilização dos membros superiores e observaram uma diminuição da *FG*, provavelmente relacionada com uma redução da força propulsiva para vencer o arrasto.

Recentemente tem surgido alguns estudos com o intuito de analisar o aparecimento da fadiga em NPD através das alterações das variáveis cinemáticas associadas a eventuais alterações na atividade neuromuscular (Caty *et al.*, 2006; Stirn *et al.*, 2011; Figueiredo *et al.*, 2011; Ikuta *et al.*, 2012).

Alguns autores encontraram aumentos na atividade neuromuscular do músculo *anterior deltoid* durante o nado a *v* de 1.3 e 1.4 ms<sup>-1</sup> (Wakayoshi *et al.*, 1994), e do *flexor carpi ulnaris* e *tríceps brachii* num teste de 4 x 100m a 85% da *v* na técnica de crol (Rouard *et al.*, 1997). Posteriormente, Stirn *et al.* (2011) avaliaram a fadiga muscular nos músculos dos MS durante um teste máximo de 100m crol, não encontrando alterações na amplitude (ARV) EMG do *pectoralis major*, *latissimus dorsi* e *tríceps brachii*, verificando-se apenas um aumento no *tríceps brachii* e *latissimus dorsi*.

Figueiredo *et al.* (2011) estudaram as alterações cinemáticas e electromiográficas durante 200 m crol, verificando um aumento da atividade neuromuscular nos membros superiores, atribuindo estas alterações ao aparecimento da fadiga, e não verificando qualquer indício de fadiga nos membros inferiores. Por último, Ikuta *et al.* (2012) procuraram estabelecer relação entre o decréscimo da *v* e a atividade muscular em 200m crol, indicando que o decréscimo na *v* esteve associado ao decréscimo da activade muscular de alguns músculos, mencionando que o músculo *pectoralis major* adota uma estratégia compensatória com os outros músculos no último percurso de nado.

---

CAPITULO 4  
ESTUDO I:  
PADRÕES MOTORES E NEUROMUSCULARES  
DURANTE UM TESTE MÁXIMO NA TÉCNICA DE BRUÇOS

## ABSTRACT

The purpose of this study was analyzing the inter-temporal neuromuscular and motor patterns in breaststroke technique. Five national level male swimmers performed 200m breaststroke at maximal effort. Electromyographic data of *biceps brachii* (BB), *deltoid anterior* (DA), *pectoralis major* (PM) and *triceps brachii* (TB) were analyzed. The relative duration of active and non-active phase and the average rectified value for the neuromuscular patterns were recorded. The swim bouts were videotaped in sagittal plane with a pair of cameras and the THÉME software 5.0 was used to analyze the detect patterns in each swimmer.

The neuromuscular pattern revealed that by the average rectified value the BB and TB increased at the end of the test for swimmer 1 and 5, and BB, DA and PM for swimmer 2 and 4. Different motor patterns between cycles and between swimmers were observed, it seems that they have similarities between them, adjusting his style to the technical model.

The absence of a neuromuscular pattern for all swimmers could be related to different technical models used for each swimmer, as presented in the motor patterns. These findings, suggested that each swimmer adapted their motor pattern and their neuromuscular pattern in a unique and distinct way.

**KEYWORDS:** swimming, biomechanics, EMG, muscular activity, methodological observation, *T-patterns*

## RESUMO

O objetivo deste estudo consistiu em analisar os padrões neuromusculares e padrões motores temporais na técnica de bruços. Cinco nadadores de elite nacional realizaram 200m bruços à máxima intensidade, sendo-lhes recolhidos dados electromiográficos (EMG) respeitantes aos músculos *biceps brachii* (BB), *pectoralis major* (PM), *deltoid anterior* (DA) e *triceps brachii* (TB). Registou-se a duração relativa à fase ativa e não-ativa dos padrões neuromusculares bem como o valor médio retificado (ARV). Os percursos de nado foram gravados no plano sagital com um par de câmaras com recurso ao software THÉME 5.0 para analisar os padrões detetados em cada nadador. O padrão neuromuscular revelou que através do ARV, quer o BB quer o TB aumentaram no final do teste para o nadador 1 e 5, enquanto o BB, DA e PM para o nadador 2 e 4. Observaram-se diferentes padrões motores não só entre ciclos, mas também entre nadadores, sugerindo que existem semelhanças entre eles, ajustando cada nadador o seu estilo de nado ao modelo técnico. A ausência de um padrão neuromuscular comum a todos os nadadores pode estar relacionado com o facto de cada um deles usar diferentes modelos técnicos, repercutindo-se igualmente na falta de homogeneidade nos padrões motores. Assim sendo, estes dados sugerem que cada nadador adapta o seu padrão motor e neuromuscular numa forma única e distinta.

**PALAVRAS-CHAVE:** natação, biomecânica, EMG, atividade muscular, metodologia da observação, *T-Patterns*



## INTRODUÇÃO

A capacidade em manter uma atividade muscular num elevado grau de intensidade é dependente da capacidade de fornecer aos músculos o trabalho e energia suficiente (Troup & Daniels, 1986).

O padrão muscular envolvido no movimento de nado é um elemento muito importante não podendo este ser obtido através de deduções anatómico-funcionais, tal como foi demonstrado por Duchenne em meados do século XIX, através da estimulação de músculos em indivíduos parcialmente paralisados (Clarys, 1983).

A atividade neuromuscular normalmente é avaliada através de eletromiografia (EMG), sendo diretamente registados os potenciais elétricos desencadeados nos músculos ativos aquando do desempenho de movimentos de nado. Assim, é-nos permitido obter uma expressão dinâmica dos músculos envolvidos no movimento de propulsão do corpo em relação à água.

A atividade neuromuscular durante o nado deve ser avaliada em experiências que se assemelhem a uma competição, uma vez que em prova real tornar-se-ia impossível não só devido às regras de competição bem como às restrições inerentes ao uso do próprio equipamento de análise (Ikuta *et al.*, 2012).

Os dados qualitativos de EMG baseiam-se na análise de padrões da atividade neuromuscular através de uma representação gráfica. Baseado numa interpretação visual do sinal EMG bruto sendo possível descrever uma ativação neuromuscular de acordo com o domínio temporal (Barbosa *et al.*, 2011).

A investigação em EMG na NPD tem sido usada para a determinação da relação entre a atividade neuromuscular e dados cinemáticos ( $v$ ,  $DC$ ,  $FG$ ) bem como alguns parâmetros fisiológicos ( $La$ , consumo de oxigénio), contudo a maioria dos estudos encontram-se direcionados para a técnica de crol (Rouard & Clarys, 1995; Caty *et al.*, 2006; Aujoannet *et*

*al.*,2006; Stirn *et al.*,2011), existindo por isso uma grande lacuna no que diz respeito á técnica de bruços.

Nuber *et al.*, (1986) realizaram um estudo no qual observaram uma elevada ativação dos músculos *supraspinatus*, *infraspinatus*, *middle deltoid* e *serratus anterior* durante as fases de recuperação na técnica de crol, bruços e mariposa e do *latissimus dorsi* e *pectoralis major* na fase propulsiva do trajeto subaquático.

Num estudo em bruçistas, Ruwe *et al.*, (1994) descreveu e comparou os padrões de atividade muscular dos músculos do ombro, demonstrando uma ativação consistente dos músculos *serratus anterior* e *teres minor* no ciclo de nado.

Recentemente, Conceição *et al.*, (2010) comparou o padrão médio de ativação muscular com snorkel e sem snorkel na técnica de bruços, verificando uma ativação muscular superior para *biceps brachii* e *triceps brachii* com snorkel, tendo o *biceps brachii* atingido valores mais elevados de ativação em ambas as condições.

Para analisar os movimentos de um nadador, o seu nível de nado quer em termos cinemáticos quer em termos de eficácia técnica devem ser tomados em consideração (Barbosa *et al.*, 2008; Marinho *et al.*, 2009; Louro *et al.*, 2010). A MO é utilizada para analisar uma situação comportamental envolvendo o cumprimento de uma série ordenada de tarefas cujo objetivo é a recolha e processamento de dados (Sackett, 1978; Bakeman & Gottman, 1989), tal como um importante recurso científico em estudos de análise técnica (Anguera, 1993). Na NPD existem alguns estudos que usaram estes procedimentos (Campaniço *et al.*, 2006; Cardoso *et al.*, 2008; Louro *et al.*, 2010; Oliveira *et al.*,2006). Segundo Anguera *et al.*, (2001) existem vantagens na aplicação deste método não só pelo facto de os procedimentos poderem ser feitos no terreno e não em laboratório, mas também porque fornecem dados sem a interferência ou manipulação dos comportamentos dos sujeitos avaliados. Entre estes destacam-se a análise de *T-patterns*,

que permite a detecção de padrões ocultos de comportamento, a sua análise sequencial, bem como a procura de relação entre comportamentos gravados durante estas sequências.

Neste artigo, através da base científica existente, apresentamos a análise de padrões neuromusculares e padrões motores na técnica de bruços procurando fazer uma contribuição significativa para as análises no desempenho de natação.

O objetivo deste estudo consistiu em analisar os padrões neuromusculares em bruços através da descrição dos padrões de detecção, introduzindo um método para analisar os dados e analisar as relações temporais entre as estruturas de eventos.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### AMOSTRA

Cinco nadadores de elite nacional do sexo masculino (idade  $23.8 \pm 2.6$  anos; altura  $178.6 \pm 0.6$  cm; peso  $73.04 \pm 3.32$  kg, média  $\pm$  DP) voluntariaram-se na participação deste estudo, assumindo-o por escrito em consentimento informado. Todos eles eram nadadores de nível nacional, com uma média de melhor resultado pessoal na prova de 200 m bruços de  $147.65 \pm 0.041$  s, correspondendo ao ranking de pontuação FINA de  $630.75 \pm 69.25$  pontos.

### RECOLHA DE DADOS ELECTROMIOGRÁFICOS

Os sinais de EMG de superfície dos músculos *bíceps brachii* (BB), *deltoid anterior* (DA), *pectoralis major* (PM) e *tríceps brachii* (TB) foram registados no lado direito do corpo dos nadadores. A seleção deste músculos foi baseada em estudos prévios desenvolvidos que demonstraram a sua função primordial na propulsão em natação e na técnica de bruços (Nuber *et al.*, 1986; Ruwe *et al.*, 1994; Conceição *et al.*, 2010).

Foram utilizados elétrodos bipolares de superfície (discos de 10 mm de diâmetro, Plux, Lisboa, Portugal) distanciados um dos outros em 20 mm. Os correspondentes à porção superior do *pectoralis major* foram colocados na região mediana na linha de união do processo do acrómio e manúbrio do esterno, dois dedos abaixo da clavícula (Stirn *et al.*, 2011). Os respeitantes à maior inserção dos músculos TB, BB e DA foram colocados em concordância com as recomendações de SENIAM (Herrmens & Freriks, 1999).

A pele subjacente aos elétrodos foi rapada, esfregada com lixa e limpa com álcool para que a resistência interelectrodo não excedesse 5 KOhm (Basmajian & De Luca, 1985). O eletrodo terra foi posicionado sobre a vértebra cervical. Pensos transparentes etiquetados (Hydrofilm®, 10 cm x 12,5 cm, E.U.A.) foram utilizados para cobrir os elétrodos isolando-os da água. Todos os cabos foram fixos na pele por fita adesiva em diversos locais de forma a minimizar o seu movimento e eventual interferência no sinal e adicionalmente todos os nadadores usaram um fato de natação completo (Fastskin Speedo®, Speedo Aqualab, USA).

O equipamento de EMG transportado pelo nadador era muito leve apenas composto pelos elétrodos, cabos correspondentes e os pensos transparentes. O dispositivo sem fios EMG (BioPLUX.research, Lisboa, Portugal) é constituído por oito canais analógicos (12 bit), com uma velocidade de amostra de 1 KHz, 86 g e dimensões compactas de 84 x 53 x 18mm. Este dispositivo foi fixo numa bolsa à prova de água, por sua vez colocada no interior da touca do atleta. Os dados recolhidos foram gravados usando o Monitor Plux (Plux, Lisboa, Portugal) numa frequência de amostragem de 1 KHz.

Neste estudo baseamo-nos num processo total de análise automática. Assim sendo, toda a análise EMG foi levada a cabo sem nenhuma intervenção manual apenas com recurso a instrumentos automáticos desenvolvidos pelo software MATLAB (Mathworks, Inc., Natick MA, USA).

Foi determinado o EMG *boundary's*, o processo de determinação da atividade muscular *boundary's* consistiu em encontrar pontos vizinhos, onde a energia é 30% do pico máximo (Stirn *et al.*, 2011). Os pontos vizinhos foram calculados segmentando os sinais de energia muscular, tal como os critérios descritos por Stirn *et al.*, (2011). Iniciando-se pelos sinais em brutos, os componentes DC foram removidos sendo posteriormente filtrados usando um filtro passa-baixo 5ª ordem com as frequências de corte superiores e inferiores entre 10 and 500 Hz respetivamente. A energia do sinal foi determinada ao longo do tempo usando uma janela deslizante de 250 ms.

Contudo, mesmo com uma janela deslizante de 250 ms, a energia de atividade muscular é muito ruidosa e apresenta vários picos máximos locais que não correspondem ao centro de janela ativa do músculo, tornando difícil a automatização. Para superar esta dificuldade foi concebida uma estratégia para determinar os picos de energia máxima muscular "verdadeiros".

Cada ciclo realizado pelo nadador produz padrões no sinal, esses padrões consistem principalmente na periodicidade dos ciclos. Depois de determinar o valor médio do intervalo, um filtro máximo com um comprimento igual a duas vezes o período de traço médio, foi utilizado para determinar os picos com a energia mais elevada e mais próxima ao período médio do traçado. Este procedimento traduz de uma forma mais precisa os "verdadeiros" picos máximos de energia. A atividade muscular *boundary's* foi posteriormente selecionada dos pontos vizinhos onde a energia é 30% dos picos máximos. A atividade muscular para cada ciclo resulta dos locais máximos de energia. Para cada ativação muscular definimos como a fase "ativa" a porção de sinal EMG no qual a energia de EMG foi no mínimo 30% do valor local máximo de energia para a ativação muscular específica. Os segmentos de EMG em bruto pertencentes às fases ativas foram extraídos e utilizados para o cálculo da duração da fase ativa e para a análise de frequência e de amplitude EMG. Por sua vez, as fases "não-ativas" corresponderam ao intervalo de tempo entre duas fases ativas sucessivas.

A evolução temporal das durações médias da fase ativa e não-ativa, durante o ciclo, foram calculadas para cada músculo durante todo o período de nado. Foi aplicada uma curva de regressão linear nos dados e as durações das curvas nos primeiros e últimos momentos do nado foram comparadas. A média de amplitude de EMG para cada fase ativa foi estimada usando o valor médio retificado (ARV) do EMG. O ARV foi calculado em consonância com as recomendações SENIAM (Herrmens & Freriks, 1999) e representado em função do tempo. A curva de regressão linear foi realizada nos dados e os valores de ARV da curva realizada e o tempo do primeiro e do último ciclo foram comparados. Foram utilizados os procedimentos habituais para calcular médias e desvios-padrão.

#### *RECOLHA DE DADOS T-PATTERNS*

Os ciclos de nado foram gravados no plano sagital com um par de câmaras fornecendo imagens em duas dimensões da fase subaquática (SONY D8, EUA, 50 frames.s<sup>-1</sup>) e sobre a superfície da água (Sony Mini Dv, DCR-HC42E, EUA, 50 frames.s<sup>-1</sup>) através de um periscópio Coach Scope (Delphis Swim products).

As câmaras foram dispostas a 25m da parede testa, na parede lateral da piscina perpendicular à linha de movimento de nado e a 6m a partir da trajetória de deslocamento do nadador. Uma das câmaras foi colocada a 30cm de profundidade e a outra a 10cm acima do nível de água. As imagens registadas por ambas foram gravadas em simultâneo, tendo sido possível acompanhar a trajetória dos nadadores e visualizar os cinco ciclos de nado em cada percurso de nado.

#### *ANÁLISE DOS T-PATTERNS*

Recorremos a uma referência *Ad-hoc* (Colman & Persyn, 1991; Silva & Alves, 2000). O instrumento foi configurado pela natureza da pesquisa: (i) critério, (ii) sistema de códigos e (iii) unidades de codificação. A estrutura de observação foi desenvolvida com eventos individuais

através da descrição do tempo e da ordem (Anguera *et al.*, 2003), que representa um ou mais comportamentos técnicos específicos de um ciclo de nado.

De forma, a preparar o instrumento de observação, para além da revisão de literatura, um painel de peritos constituído por estudantes universitários, investigadores e treinadores experientes foram auscultados para definir quais os indicadores de desempenho que deveriam ser incluídos no estudo.

A adaptação do sistema de observação da técnica de bruços (SOCTB) foi conduzida com base em cinco critérios: PAPB, SAPB, PAPP, SAPP e R (Tabela 1), caracterizando a conduta considerada crítica num ciclo de nado da técnica de bruços.

**Tabela 1:** Momentos de observação e descrição do instrumento utilizado, SOCTB da técnica de Bruços (dividida em 5 momentos de observação).

Designação do momento de observação	Código	Descrição
Primeira ação propulsiva dos braços	PAPB	Centra a atenção em aspetos da ligação de um ciclo gestual para outro, particularmente no momento que corresponde desde o início da flexão até ao ponto mais baixo que as mãos atingem.
Segunda ação propulsiva dos braços	SAPB	Centra a atenção em aspetos críticos do segundo apoio propulsivo dos braços, momento que termina com a extensão dos braços.
Primeira ação propulsiva das pernas	PAPP	O critério de transição é marcado pela flexão máxima dos joelhos, sendo o terminus o momento em que o ângulo anca/perna se encontrem a 45°.
Segunda ação propulsiva das pernas	SAPP	Centra atenção em aspetos críticos do segundo apoio propulsivo das pernas, momento que se inicia com o ângulo anca/perna a 45° e termina com a extensão completa das mesmas.
Recuperação	R	Centra atenção em aspetos críticos de recuperação, momento que corresponde ao fim do ciclo. Momento de recuperação em que o corpo se encontra em total extensão.

Com base nos conhecimentos biomecânicos existentes na literatura e estudos sobre a técnica de bruços, elaborámos o manual de observação de forma a organizar e caraterizar a análise qualitativa do nadador. Assim, poderemos caraterizar as 5 fases do ciclo gestual de bruços e os respetivos critérios de observação de cada fase (Tabela 2 e 3).

Para este estudo o dispositivo foi programado com 431 códigos alfanuméricos, com um total de 44 configurações usadas para catalogar cada um dos cinco nadadores ao longo de 20 ciclos de nado.

Para a detecção de padrões temporais usamos o software THÉME 5.0 (Magnusson, 2000; Anguera *et al.*, 2007) já que o algoritmo dos *T-patterns* desenvolvido por Magnusson (2000) recai na teoria de probabilidade binominal que permite a identificação sequencial e temporal de sistemas de dados.

As unidades de codificação foram assumidas como eventos de duração métricas, ordem e frequência, representando um ou mais comportamentos técnicos.

**Tabela 2-** Critérios de observação da primeira ação propulsiva dos braços (PAPB), e da segunda ação propulsiva dos braços (SAPB).

Critérios de Observação do 1º Momento- Primeira ação Propulsiva dos Braços				
Condutas Critério (PAPB)				
<b>Pernas</b>	P1 Posição das Pernas	P2 Relação tornozelos-anca	P3 Posição dos pés em relação às pernas	P4 Inclinação das pernas em relação à linha de água
<b>PAPBP</b>	1P1 Extensão	1P3 Acima da anca	1P5 Flexão	
	1P2 Flexão	1P4 Abaixo da anca/no prolongamento	1P6 Extensão	1P7 Inclinado para cima
				1P8 Inclinado para baixo/paralelo à linha de água
Critérios Agregados( PAPB)				
<b>Tronco</b>	T1 Posição da cabeça em função do tronco	T2 Posição do tronco	T3 Inclinação do tronco (ombros/ponto intermédio do tronco) em relação à linha de água.	
<b>PAPBT</b>	1T1 Acima/alinhada	1T3 Flexão		
	1T2 Abaixo	1T4 Extensão	1T6 Inclinado para cima/ paralelo à linha de água	
		1T5 Dorsi-flexão	1T7 Inclinado para baixo	
<b>Cabeça</b>	C1 Orientação da visão	C2 Posição da cabeça em relação à linha de água		
	1C1 Frente			



<b>PAPBC</b>	1C2 Diagonal / baixo	1C3 Acima da linha de água
		1C4 Abaixo da linha de água/ intermédia

**Braços** B1 Relação horizontal: mão-ombro

**PAPBB** 1B1Acima dos ombros

1B2 Abaixo dos ombros/no prolongamento

### Critérios de Observação 2º Momento- Segunda Ação Propulsiva dos Braços

#### Conduta Critério (SAPB)

<b>Pernas</b>	P5 Posição das pernas	P6 Inclinação das pernas em relação á linha da água	P7 Posição dos pés	P8 Relação: tornozelos-anca
<b>SAPBP</b>	2P1 Extensão		2P5 Paralelos	2P7 Acima da anca
	2P2 Flexão	2P3 Inclinado para cima	2P6 Descontínuos (um por cima do outro)	2P8 Abaixo da anca/ no prolongamento
		2P4 Inclinado para baixo/paralelo á linha de água		

#### Critérios Agregados (SAPB)

<b>Tronco</b>	T4 Posição do tronco	T5 Inclinação do tronco (ombos/ponto intermédio do tronco) em relação á linha de água	T6 Posição dos glúteos em relação á linha de água
<b>SAPBT</b>	2T1 Flexão		2T6 Acima da linha de água/ intermédio
	2T2 Extensão		2T7 Abaixo da linha de água
	2T3 Dorsi-flexão	2T4 Inclinado para cima/ paralelo á linha de água	
		2T5 Inclinado para baixo	

**Cabeça** C3 Orientação da visão C4 Posição da cabeça em relação á linha de água

**SAPBC** 2C1 Frente 2C3 Acima da linha de água/ intermédia

2C2 Diagonal / baixo 2C4 Abaixo da linha de água

**Braços** B2 Orientação dos dedos da mão B3 Relação na vertical: mão- ombros

**SAPBB** 2B3 À frente dos ombros/ no prolongamento

2B1 Apontados para o fundo da piscina 2B4 Atrás dos ombros

2B2 Apontados para o fundo e frente

**Tabela 3-** Critérios de observação da primeira ação propulsiva das pernas (PAPP), segunda ação propulsiva das pernas (SAPP) e recuperação (R).

Critérios de Observação 3º Momento –Primeira ação propulsiva das pernas (PAPP)			
Condutas Critério (PAPP)			
<b>Pernas</b>	P9 Relação entre os pés	P10 Relação entre os joelhos	P11 Relação: pé-perna
<b>PAPPP</b>	3P1 Afastados	3P3 Afastados	3P5 Pé reto para trás
	3P2 Juntos	3P4 Juntos	3P6 Pé reto para fora
Critérios Agregados (PAPP)			
<b>Tronco</b>	T7 Posição do tronco	T8 Inclinação do tronco (ombros/ponto intermédio do tronco) em relação á linha de água	
<b>PAPPT</b>	3T1 Flexão	3T4 Inclinado para cima/ paralelo á linha de água	
	3T2 Extensão	3T5 Inclinado para baixo	
	3T3 Dorsi-flexão		
<b>Cabeça</b>	C5 Posição da cabeça em relação á linha de água		
<b>PAPPC</b>	3C1 Acima da linha de água/intermédia		
	3C2 Abaixo da linha de água		
<b>Braços</b>	B4 Posição dos antebraços em relação á linha de água	B5 Posição das mãos em relação á linha de água	B6 Relação na horizontal: mão-ombro
<b>PAPPB</b>	3B1 Inclinado para cima/paralelo á linha de água	3B3 Acima da linha de água/ no prolongamento	3B5 Acima dos ombros
	3B2 Inclinado para baixo	3B4 Abaixo da linha de água	3B6 Abaixo dos ombros/ no prolongamento
Critérios de Observação 4º Momento – Segunda ação propulsiva das pernas( SAPP)			
Condutas Critério( SAPP)			
<b>Pernas</b>	P12 Relação entre os joelhos	P13 Relação: tornozelos-anca	P14 Ângulo: pé-perna
<b>SAPPP</b>	4P1 Afastados	4P3 Acima da anca	4P5 Ângulo agudo
	4P2 Juntos	4P4 Abaixo da anca/ no prolongamento	4P6 Ângulo reto
			4P7 Ângulo obtuso
Critérios agregados (SAPP)			
<b>Tronco</b>	T9 Posição dos glúteos em relação á linha de água	T10 Posição do Tronco	T11 Inclinação do tronco (ombros/ ponto intermédio do tronco) em relação á linha de água
<b>SAPPT</b>		4T3 Flexão	

	4T1 Acima da linha de água	4T4 Extensão	4T6 Inclinado para cima/ paralelo á linha de água
	4T2 Abaixo da linha de água/ intermédio	4T5 Dorsi-Flexão	4T7 Inclinado para baixo
<b>Cabeça</b>	C6 Posição da cabeça em relação á linha de água		
<b>SAPPC</b>	4C1 Abaixo da linha de água		
	4C2 Abaixo da linha de água		
<b>Braços</b>	B7 Posição dos antebraços em relação á linha de água	B8 Relação: cotovelo-ombro	
<b>SAPPB</b>		4B3 Acima dos ombros	
	4B1 Inclinado para cima/ paralelo á linha de água	4B4 Abaixo dos ombros / no prolongamento	
	4B2 Inclinado para baixo		

**Critérios de Observação 5º Momento – Recuperação (R)**

Conduta Critério (R)				
<b>Pernas</b>	P15 Relação: tornozelo- anca	P16 Orientação dos dedos dos pés	P17 Ângulo: ponto intermédio do tronco- anca Joelho	P18 Inclinação das pernas em relação á linha de água
<b>RP</b>	5P1 Acima da anca	5P3 Para baixo e para trás	5P5 Ângulo obtuso	
	5P2 Abaixo da anca/ no prolongamento	5P4 Pronunciadamente para trás	5P6 Ângulo raso	5P7 Inclinado para cima/ paralelo á linha de água
				5P8 Inclinado para baixo

**Critérios Agregados (R)**

<b>Tronco</b>	T12 Posição dos ombros em relação á linha de água	T13 Posição dos glúteos em relação á linha de água	T14 Inclinação do tronco (ombros/ ponto intermédio do tronco) em relação á linha de água
<b>RT</b>	5T1 Acima da linha de água/ intermédio	5T3 Acima da linha de água	5T5 Inclinado para cima/ paralelo á linha de água
	5T2 Abaixo da linha de água	5T4 Abaixo da linha de água/ intermédio	5T6 Inclinado para baixo
<b>Cabeça</b>	C7 Posição da cabeça em relação á linha de água		
<b>RC</b>	5C1 Acima da linha de água		
	5C2 Abaixo da linha de água/ intermédia		
<b>Braços</b>	B9 Posição dos antebraços em relação á linha de água		

---

<b>RB</b>	5B1 Inclinado para cima
	5B2 Inclinado para baixo/ paralelo á linha de água

---

### *PROCEDIMENTO DO TESTE*

As recolhas de dados foram feitas numa piscina de 50m coberta, a uma temperatura de 27.5°C e 75% de humidade. Os nadadores executaram um aquecimento de 800m crol a um nível médio de esforço, e após um período de vinte minutos de recuperação passiva foram submetidos a um teste de 200m bruços à máxima intensidade. O teste iniciou-se com os sujeitos a partirem do topo da piscina, sendo-lhes também recomendando para não realizar os percursos subaquáticos após as viragens.

### *ANÁLISE ESTATÍSTICA*

Foram realizados os procedimentos *standard* para calcular médias e desvios padrões.

### **RESULTADOS**

A figura 1 mostra em unidades absolutas de tempo a duração da fase ativa e não-ativa no início e final do nado para os quatro músculos estudados nos cinco nadadores.

O nadador 1 apresenta uma fase ativa mais elevada no músculo TB ( $0.33 \pm 0.07$  segundos) no início que os outros três músculos estudados. Os músculos BB ( $0.17 \pm 0.01$  segundos) e DA ( $0.23 \pm 0.09$  segundos) apresentaram uma duração de fase ativa relativamente elevada no final do teste comparando com o início, enquanto os músculos PM ( $0.26 \pm 0.05$  segundos) e TB ( $0.33 \pm 0.07$  segundos) apresentaram uma elevada duração da fase ativa no início. A duração da fase não-ativa atingiu os valores mais elevados no músculo BB ( $1.96 \pm 0.12$  segundos) no início do teste e foi superior a todos os outros músculos. O BB ( $1.96 \pm 0.12$  segundos) e PM ( $1.47 \pm 0.60$  segundos) atingiram valores mais elevados de fase não ativa no início do teste, ao contrário de

DA ( $1.62 \pm 0.34$  segundos) e TB ( $0.92 \pm 0.15$  segundos) que registaram valores superiores no final do teste.

Resumidamente, o nadador 1 obteve para o músculo BB a duração de fase ativa mais elevada no final do percurso de nado, enquanto a duração mais alta para a fase não-ativa surgiu no início do percurso de nado. Já o músculo TB atingiu o comportamento oposto, isto é, a duração de fase ativa mais elevada no início do percurso de nado e a fase não-ativa com valores mais elevados no final do percurso de nado.

Os dois últimos músculos em estudo apresentaram semelhanças no seu comportamento porque tiveram uma duração de fase ativa e não ativa relativamente elevadas no final do percurso de nado para DA e no início do ciclo para PM.

No nadador 2, o músculo DA ( $0.27 \pm 0.03$  segundos) esteve ativo por um período mais elevado ao início que os outros músculos. Apenas o BB ( $0.26 \pm 0.02$  segundos) apresentou uma duração mais elevada da fase ativa no fim do teste, ao contrário de DA ( $0.27 \pm 0.03$  segundos), PM ( $0.20 \pm 0.02$  segundos) e TB ( $0.23 \pm 0.05$  segundos) que apresentaram valores mais elevados ao início. A duração da fase não-ativa atingiu valores mais elevados para o músculo PM ( $1.53 \pm 0.31$  segundos) no final do teste do que os outros músculos. Todos apresentaram valores mais elevados de duração da fase não-ativa no início do teste: BB ( $1.46 \pm 0.32$  segundos), DA ( $1.43 \pm 0.09$  segundos), TB ( $0.80 \pm 0.07$  segundos), exceto o PM ( $1.53 \pm 0.31$  segundos) que foi no final do teste.

Em síntese, o nadador 2 obteve um desempenho caracterizado por comportamento muscular similar no músculo DA e TB, uma vez que ambos apresentaram uma duração de fase ativa mais elevada no início do percurso de nado e o mesmo na fase não-ativa, ao contrário do músculo BB e PM que tiveram um comportamento diferente.

O nadador 3 apresentou um período mais elevado de fase ativa para TB ( $0.26 \pm 0.03$  segundos) no final do teste comparativamente aos outros músculos, e ao contrário dos outros nadadores a

duração da fase ativa foi para todos os músculos superior no final do teste quando comparado com o início, BB ( $0.19 \pm 0.03$  segundos), DA ( $0.25 \pm 0.03$  segundos) e PM ( $0.18 \pm 0.02$  segundos). A duração da fase não-ativa atingiu valores mais elevados para o músculo DA ( $1.48 \pm 0.19$  segundos) ao início do teste do que os outros músculos. Contudo, todos tiveram valores de duração de fase não-ativa mais elevados no início do teste: BB ( $1.34 \pm 0.04$  segundos), DA ( $1.48 \pm 0.19$  segundos) e PM ( $1.31 \pm 0.04$  segundos), excetuando o TB ( $1.04 \pm 0.40$  segundos) que foi no final.

O presente nadador apresentou um comportamento muito semelhante para todos os músculos em estudo quer na fase ativa quer na não-ativa, excetuando o músculo TB que apresentou valores de duração de fase não-ativa mais elevados no final do percurso de nado.

O nadador 4 demonstrou valores relativos à duração da fase ativa mais elevados no músculo TB ( $0.32 \pm 0.04$  segundos) no final do teste em comparação com os outros músculos. Apresentou também valores mais elevados de ativação muscular para todos os músculos no final do teste, exceto para o músculo DA ( $0.27 \pm 0.02$  segundos) no início. A duração da fase não-ativa atingiu valores mais elevados para o DA ( $1.54 \pm 0.18$  segundos) no início do teste do que os outros músculos. Todos tiveram duração de fases não-ativas mais elevadas no início do teste: DA ( $1.54 \pm 0.18$  segundos), PM ( $0.82 \pm 0.29$  segundos) e TB ( $1.16 \pm 0.12$  segundos), exceto BB ( $1.52 \pm 0.25$  segundos) que foi no final do teste.

Assim, o nadador 4 demonstrou um comportamento no qual a fase ativa de todos os músculos teve uma duração mais elevada no final do percurso de nado, excetuando o músculo DA que registou valores superiores no início. Quanto à fase não-ativa foram mais elevados os valores ao início, exceto para o músculo BB.

Por último, o nadador 5 apresentou o músculo DA ( $0.33 \pm 0.03$  segundos) com a maior duração de fase ativa no início do teste do que os outros músculos. A duração relativa à fase ativa foi

superior para DA ( $0.33 \pm 0.03$  segundos) e TB ( $0.29 \pm 0.04$  segundos) ao início do teste, e para BB ( $0.23 \pm 0.01$  segundos) e PM ( $0.24 \pm 0.03$  segundos) no final.

A duração da fase não-ativa atingiu valores mais elevados para BB ( $1.84 \pm 0.34$  segundos) no final do teste do que os outros músculos. Todos tiveram uma duração mais elevada da fase não-ativa no final do teste.

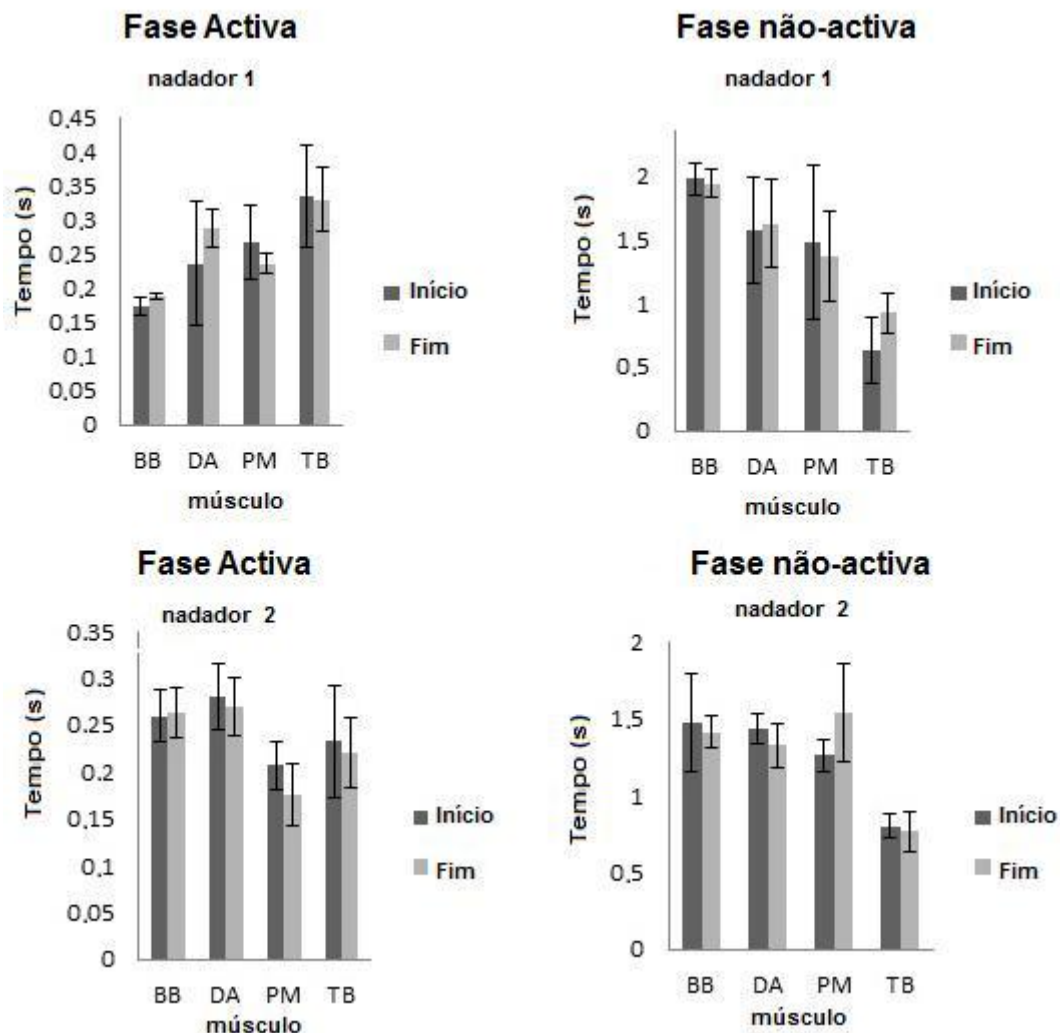
Este nadador apresentou um comportamento distinto nos músculos em estudo na duração das fases ativas, ou seja, dois músculos tiveram uma duração mais elevada ao início (DA e TB) e outros dois no final (BB e PM) no final do percurso de nado. Nas fases não-ativas todos os músculos apresentaram o mesmo comportamento, no qual se registaram durações mais elevadas no final do percurso de nado.

Pela análise da duração relativa das fases ativa e não-ativa podemos observar que todos os nadadores do estudo apresentaram um comportamento diferente, mas podemos notar algumas semelhanças entre eles.

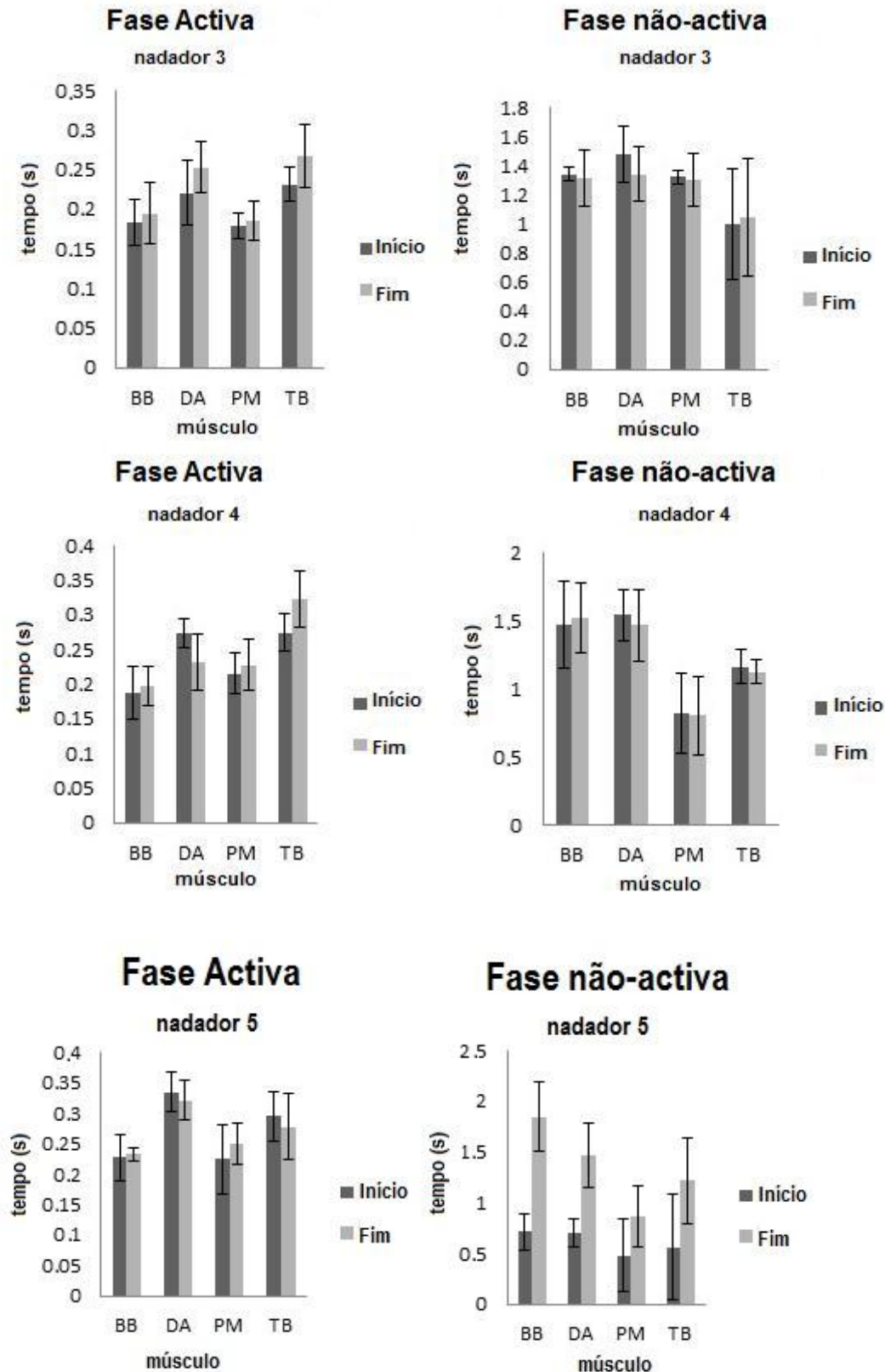
No que diz respeito à duração da fase ativa, o maior desempenho esteve no músculo BB que apresentou sempre uma duração de fase ativa mais elevada no final do percurso de nado para todos os nadadores, o DA apresentou um comportamento muito irregular devido ao facto de ter uma fase ativa mais elevada por ordem decrescente nos nadadores 2, 4 e 5 ao início do ciclo enquanto para os nadadores 1 e 3 foi observado no final. Quanto ao músculo PM este apresentou uma duração da fase ativa mais elevada maioritariamente no final do nado (nadador 3, 4 e 5), e finalmente o TB teve uma duração maior da fase ativa predominantemente no início (nadador 1, 2 e 5).

As fases não ativas demonstraram que os músculos TB e DA tiveram uma duração superior da fase não-ativa no início do percurso de nado para todos os nadadores, exceto para o nadador 1, o músculo BB teve uma duração de fase não-ativa mais elevada no início para três nadadores (1, 2 e 3) e no final do percurso de nado para dois nadadores (4 e 5). O músculo DA apresentou

uma duração da fase não ativa mais elevada no início do percurso de nado para todos os nadadores. O PM também registou uma duração de fase não ativa elevada no início de percurso de nado em todos os nadadores, exceto no nadador 2.





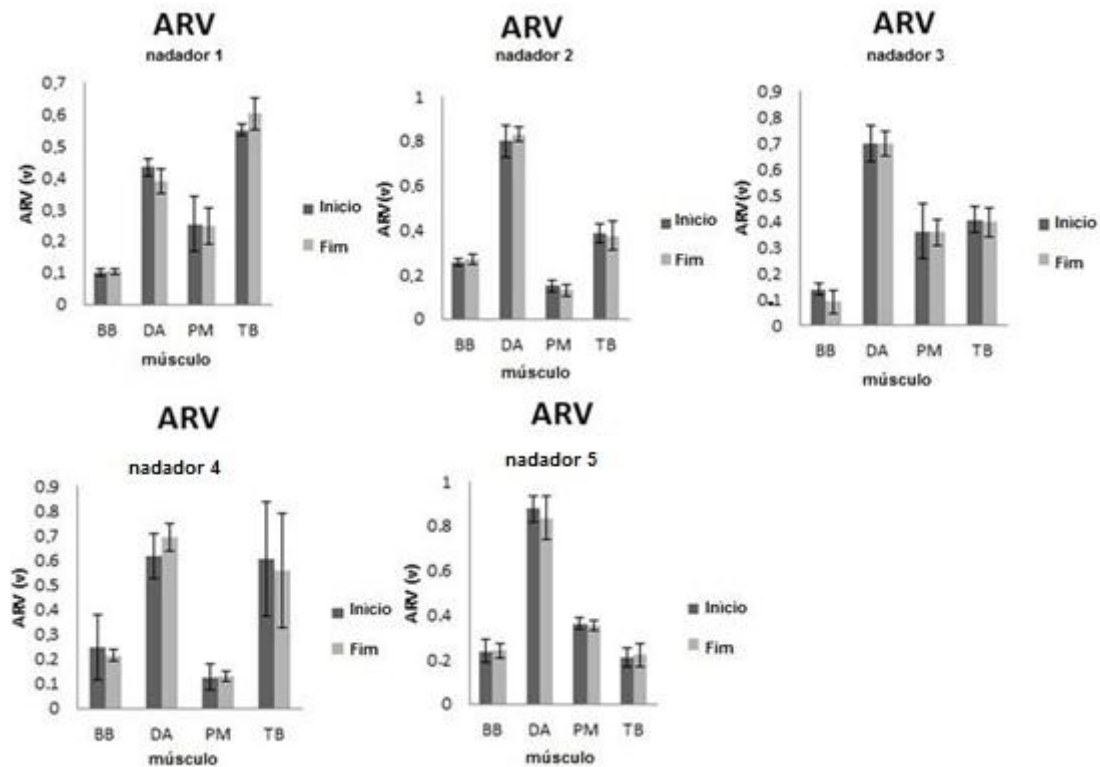


**Figura 1.** Média e desvio padrão da duração das fases ativas e não-ativas no início (cinza escuro) e final (cinza) do percurso de nado para cada nadador, BB- *biceps brachii*; DA- *anterior deltoid*; PM- *pectoralis major*; TB- *triceps brachii*.

A figura 2 mostra a comparação entre o valor médio retificado (*ARV*) para cada músculo no início e no final para cada um dos nadadores.

Para o nadador 1, o *ARV* aumentou para o músculo BB ( $0.11 \pm 0.01$  v) e TB ( $0.60 \pm 0.04$  v) no final relativamente ao início. Para o nadador 2 também se registou para o músculo BB ( $0.26 \pm 0.02$  v) e DA ( $0.82 \pm 0.03$  v). O nadador 3 aumentou para todos os músculos no início relativamente ao final do teste. O nadador 4 aumentou para o músculo DA ( $0.69 \pm 0.05$  v) e PM ( $0.13 \pm 0.01$  v) do final relativamente ao início. Por último, o nadador 5 apresentou semelhanças no *ARV* com os mesmos músculos que o nadador 1, isto é o *ARV* aumentou para o BB ( $0.23 \pm 0.03$  v) e TB ( $0.22 \pm 0.05$  v) no final relativamente ao início.

Para todos os nadadores pode verificar-se que os músculos que apresentaram *ARV* mais elevados foram os TB e DA. O DA obteve *ARV* mais elevados para todos os nadadores no início e final de percurso de nado, exceto para os nadadores 2 e 4. Nos músculos BB, PM e TB podemos observar que predominantemente foram apresentados valores de *ARV* elevados no início dos percursos de nado (nadadores 1, 3 e 4 para BB; nadadores 1, 2, 3 e 5 para PM; e nadadores 2, 3 e 4 para TB).



**Figura 2.** Comparação entre os valores médios retificados (ARV) dos músculos no início (cinza escuro) e final (cinza) do percurso de nado para cada nadador, BB- *biceps brachii*; DA- *anterior deltoid*; PM- *pectoralis major*; TB- *triceps brachii*.

A Figura 3 apresenta um padrão motor equivalente a cinco diferentes eventos, correspondentes a cinco momentos de observação em cada percurso, sendo estes repetidos em 10 ciclos para cada nadador. O nadador 1 e 4 apresentaram um modelo técnico de nado próximo à variante "muito ondulado e arqueado" de Silva *et al.*, (2002) sendo o padrão motor caracterizado pelos seguintes momentos: PAPB: 1p1,1p3,1p6,1p7,1t1,1t5,1t6,1c2,1c4,1b1 que representam as pernas em extensão, tornozelo abaixo da anca, pés em extensão em relação às pernas e pernas inclinadas para cima (relação com a linha de água) - cabeça levantada em relação ao tronco, estando em flexão dorsal e inclinada paralela à linha de água - orientação da visão baixa na diagonal, cabeça abaixo da linha de água/intermédia.

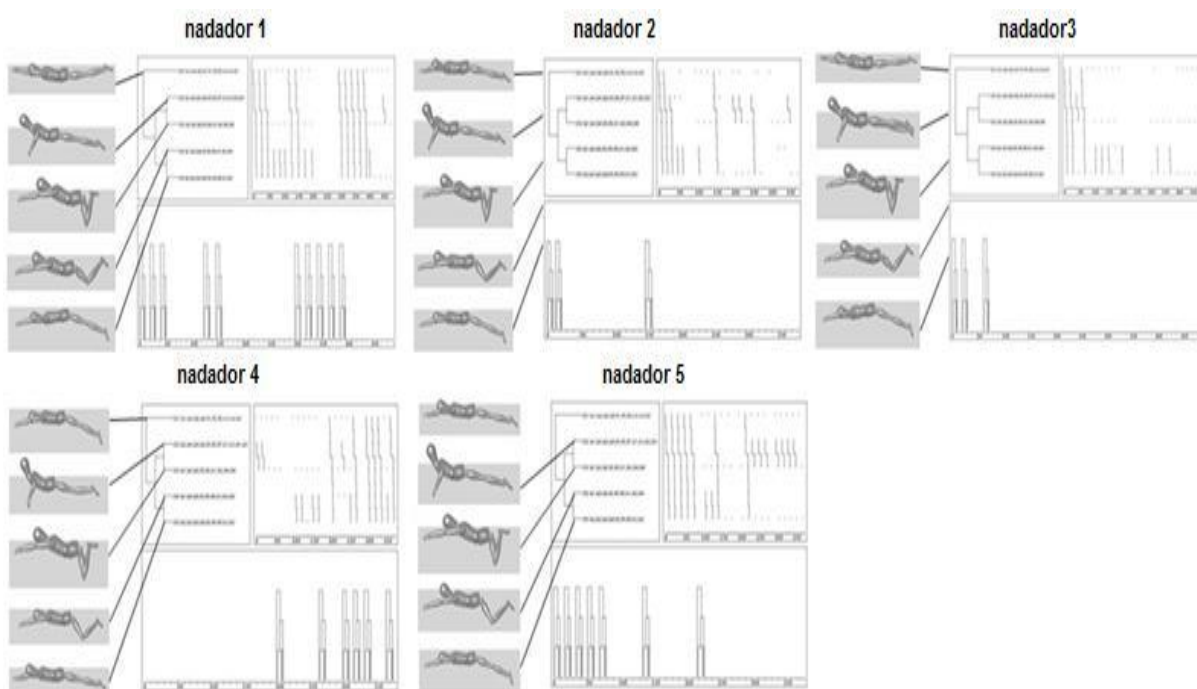
Mãos acima do nível do ombro (relação horizontal). SAPB: 2p1,2p4,2p5,2p8,2t3,2t4,2t7,2c2,2c3,2b2,2b3 que significa pernas em extensão inclinadas para baixo/paralelas à linha de água, pés paralelos e tronzeiros abaixo da anca/seu prolongamento. Tronco em flexão dorsal e inclinação para cima/paralelo à linha de água e *gluteus* abaixo da linha de água, diagonalmente orientados para baixo e cabeça acima da linha de água/intermédia. Dedos apontam para o fundo e mãos em frente dos ombros/sem extensão (relação vertical).

O momento de observação de PAPP foi caracterizado por: 3p1,3p3,3p6,3t3,3t4,3c1,3b2,3b4,3b6 que significa joelhos e pés afastados e direcionados diretamente para fora (relação pés-pernas). Cabeça para cima da linha de água/intermédia, antebraços inclinados para baixo, mão abaixo da linha de água/extensão nos ombros e abaixo/em extensão (relação horizontal mão-ombro). SAPP: 4p1,4p3,4p6,4t2,4t5,4t6,4c1,4b2,4b4, que significa joelhos separados e tornozelos acima da anca (relação joelho-anca) e ângulo correto entre os pés e pernas. *Gluteus* abaixo da linha de água/ intermédia, tronco em flexão dorsal e inclinação para cima/paralela à linha de água.cabeça para cima da linha de água/intermédia, antebraços inclinados para baixo e cotovelos abaixo dos ombros/no prolongamento (relação cotovelo-ombro). R: 5p2,5p3,5p5,5p8,5t2,5t4,5t6,5c2,5b2, que significa tornozelos abaixo da anca/ em extensão, pontas dos dedos dos pés direcionados para baixo e trás, ângulo obtuso entre tronco-anca-joelho-tornozelo e pernas inclinadas para baixo.

Para os nadadores 2 e 5 denotamos um modelo técnico de nado semelhante à variação “muito ondulado, muito arqueado” de Silva *et al.*, (2002), e o padrão motor foi caracterizado por: PAPB:1p1,1p4,1p6,1p8,1t1,1t5,1t6,1c2,1c4,1b2;SPAB:2p1,2p4,2p5,2p8,2t3,2t4,2t7,2c1,2c3,2b2, 2b3,PAPP:3p1,3p3,3p5,3t3,3t4,3c1,3b2,3b4,3b6,SAPP:4p1,4p4,4p6,4t2,4t5,4t6,4c1,4b2,4b4, R: 5p2,5p3,5p5,5p8,5t2,5t4,5t5,5c2,5b2.

O nadador 3 apresentou um modelo técnico de nado semelhante à variante “ondulado e pouco arqueado” de Silva *et al.*, 2002 e o padrão motor caracterizado por PAPB: 1p1,1p4,1p6,1p8,1t1,1t5,1t6,1c2,1c4,1b2, SAPB:p2, 2p4, 2p5, 2p8, 2t3, 2t4, 2t7, 2c1, 2c3, 2b1, 2b3, PAPP: 3p1, 3p3, 3p5, 3t3, 3t4, 3c1, 3b2, 3b4, 3b6, SAPP: 4p1, 4p4, 4p6, 4t2, 4t5, 4t6, 4c2, 4b2, 4b4, R: 5p2, 5p3, 5p5, 5p8, 5t2, 5t4, 5t5, 5c2, 5b2.

Consequentemente em todos os padrões motores executados pelos cinco nadadores, verificou-se aqueles com um percurso de grande estabilidade advindo esta de um maior número de ocorrências do mesmo ciclo (5 eventos, 5 momentos de observação: PAPB, SAPB, PAPP, SAPP e R). O nadador 1 foi o nadador com um comportamento mais estável durante o nado, porque apresentou 10 ciclos recorrentes (5 eventos idênticos), seguido pelo nadador 5, 3, 2 e 4 que repetiram o mesmo ciclo em 7, 6, 3, e 3 ciclos respectivamente. A variabilidade comportamental ocorreu com maior frequência em momentos de produção de maior força propulsiva (SAPB).



**Figura 3.** Representação esquemática (imagem da esquerda) do padrão motor de nado completo com cinco momentos de observação com referência espacio-temporal da ocorrência dos percursos (imagem da direita) para todos os nadadores da amostra.

## DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi analisar e caracterizar os padrões neuromusculares na técnica de bruços através da descrição dos padrões detetados, contando com a introdução de um método que permitiu analisar os dados, de forma a realizar uma relação temporal entre a estrutura de eventos.

O principal resultado deste estudo ocorreu uma vez que cada um dos nadadores obteve o seu próprio comportamento neuromuscular, verificando-se contudo algumas semelhanças entre nos padrões musculares de alguns nadadores. O comportamento do padrão motor demonstrou que cada nadador tinha o seu próprio padrão, já que cada um ajusta o seu estilo de nado as suas próprias características técnicas.

A metodologia utilizada neste estudo aumentou a capacidade de abranger o comportamento neuromuscular e motor tanto para os nadadores como para os treinadores. Por um lado, o equipamento EMG utilizado para a recolha de dados nos padrões neuromusculares, é uma nova abordagem uma vez que permite reduzir os constrangimentos no nadador durante o teste, tendo sido sugerido por alguns estudos prévios realizados neste domínio (Olstad *et al.*, 2011; Conceição *et al.*, 2010; Cabri & Gamboa, 2009). Por outro lado, a construção de um instrumento *Ad-hoc* para aplicação neste estudo apresenta vantagens, em termos de flexibilidade, na habilidade e capacidade de adaptar diferentes comportamentos e situações, no rigor e aplicação dos vários procedimentos operacionais de natureza não restritiva e discreta na avaliação das situações reais (Sarmiento *et al.*, 2010).

### *PADRÕES NEUROMUSCULARES*

Em NPD com a análise da média do sinal retificado de EMG é possível observar muito claramente as diferenças entre os períodos de ativação e repouso dos músculos. A partir daqui, a duração relativa da fase ativa demonstrou uma tendência para o aumento do músculo TB em todos os nadadores, excetuando o nadador 2 e 5, para os quais DA teve uma duração mais elevada. Esta tendência do TB é similar à tendência realizada no teste de 100m crol à máxima intensidade desenvolvido por Stirn *et al.*, (2011). No que diz respeito à fase não-ativa, não poderemos afirmar que existe uma tendência relativamente ao início e ao final do nado, uma vez que cada nadador apresenta um comportamento diferente para os músculos deste estudo.

O padrão neuromuscular revelou que, através do ARV os músculos BB e TB aumentaram no final do teste para os nadadores 1 e 5, enquanto o BB, DA e PM para os nadadores 2 e 4, estando em acordo com Conceição *et al.*, (2010) e em desacordo com os resultados alcançados por Nuber *et al.*, (1986), onde o BB apresentou um comportamento inconstante. Estes resultados vão ao encontro do estudo desenvolvido por Ikai *et al.* (1964) que demonstraram qualitativamente uma elevada atividade dos músculos BB, TB e DA durante os ciclos. A ausência de um padrão neuromuscular para todos os nadadores poderá estar relacionado pelos diferentes modelos técnicos usados por cada nadador, tal como referido anteriormente para os padrões motores.

### *PADRÕES MOTORES*

Os resultados dos padrões motores estão de acordo com os resultados apresentados em outros estudos, ao qual métodos semelhantes foram utilizados nas técnicas simultâneas (Campaniço *et al.*, 2006; Louro *et al.*, 2010).

Campaniço *et al.*, (2006) relatou que comparando nadadores do sexo masculino e feminino na técnica de mariposa, não foi detetado nenhum padrão complexo idêntico para todos os sujeitos,

demonstrando que todos os nadadores são totalmente diferentes e cada um deles possui o seu próprio padrão. Posteriormente, Louro *et al.*, (2010) em quatro mariposistas, verificou que cada nadador detinha o seu próprio padrão motor ajustado às características individuais de cada nadador. Contudo, os padrões motores comportamentais diferem tanto a nível intraindividual como interindividual, uma vez que são moldados de acordo com a necessidade específica dos diferentes nadadores.

Embora através deste estudo diferentes padrões entre ciclos e entre nadadores tenham sido observados, parece que existem algumas similitudes entre eles, ajustando o seu estilo de nado ao modelo técnico.

Nos resultados referentes ao modelo técnico apresentado, os nadadores 1 e 4 adotaram a variante “muita ondulada, arqueada”, enquanto que os nadadores 3 e 5 usaram a variante “muita ondulada, ligeiramente arqueada”, sendo por seu lado o nadador 2 o único a adotar a variante “ondulado e pouco arqueado”. De acordo com Louro *et al.*, (2010) embora o modelo *standard* seja a referência, cada nadador adaptou o seu padrão de nado de uma forma única e distinta, ocorrendo diferenças de comportamento já que cada nadador apresenta padrões de diferentes complexidades, existindo características por defeito.

## ASSOCIAÇÕES

Este estudo é pioneiro na relação de EMG e padrões motores em NPD. A quantidade de informação a ser removida através de uma observação qualitativa usando instrumentos de observação devidamente apropriados é vastíssima e variada, tal como podemos aferir pelas diferentes linhas de investigação usando o mesmo software e algoritmo (Anguera *et al.*, 2003; Magnusson, 2000) visando diferentes áreas de desempenho técnico.

Através da caracterização dos padrões neuromusculares e motores numa perspetiva individual, parece existir uma relação entre eles, apesar de cada nadador adotar um padrão motor e



neuromuscular distinto, os nadadores 1 e 4 demonstraram padrões neuromusculares similares nos músculos DA e TB e adotam a variante “muita ondulada, arqueada”, enquanto os nadadores 3 e 5 demonstraram semelhanças no músculo DA e utilizaram a variante “muita ondulada, ligeiramente arqueada”.

A mensuração do padrão neuromuscular e motor tem implicações práticas nos treinadores, uma vez que através do conhecimento destes dois indicadores os treinadores podem ajustar o planeamento de treino individual de acordo com o modelo técnico utilizado pelos seus nadadores, bem como desenvolver exercícios de treino específicos na água e em seco, com o intuito de otimizar os padrões neuromusculares dos músculos mais preponderantes para cada modelo técnico de nado. Com base nestes resultados e com a utilização desta metodologia, podemos referir que existe uma necessidade crescente no desenvolvimento de equipamentos e metodologias para a técnica de bruços, que possam auxiliar no conhecimento aprofundado desta técnica de nado.

Como conclusão registamos que cada nadador adapta os seus padrões motores e neuromusculares de forma única e distinta. Embora diferenças nos padrões entre ciclos de nado e entre cada nadador tenham sido registados, observámos também que existem semelhanças entre eles, ajustando o seu próprio estilo ao modelo técnico.

---

CAPITULO 5  
ESTUDO II:  
OBSERVAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO TÉCNICA  
EM NATAÇÃO PURA DESPORTIVA 200M BRUÇOS

## ABSTRACT

The aim of this study was to develop characterization of the breaststroke technique, regarding the relationship between kinematic and neuromuscular parameters. Surface electromyographic signals (EMG) were used to analyze the dynamics of neuromuscular activity muscles: *pectoralis major* (PM), *biceps brachii* (BB), *triceps brachii* (TB) and *anterior deltoid* (DA), in twelve national elite swimmers. A couple of cameras (underwater camera and another above the surface of the water) were used for providing a dual projection that permits analysis of kinematic variables: swimming speed ( $v$ ), stroke length ( $SL$ ), stroke rate ( $SR$ ) over the 200m breaststroke event. The  $v$  decreases over 1.41 (0.07) to 1.16 (0.09) m.s<sup>-1</sup> ( $p < 0.05$ ). The  $SL$  decreased from 2.32 (0.37) to 1.96 (0.24) m, while the  $SR$  suffered a decrease of 37.52 (5.16) to 34.40 (3.58) cycle/min of 1<sup>st</sup> lap until the 3<sup>rd</sup> lap, increasing slightly in the last lap to 35.82 (3.39) cycle/min.

Blood lactate increased from 1.12 (0.22) to 12.00 (3.23) mmol.L<sup>-1</sup>. EMG results indicated an increase in frequency relative to amplitude for all muscles studied: BB, PM and TB, except for the DA. Negative correlation between the frequency were obtained and the  $v$ ,  $SR$  and  $SL$ , i.e. to the muscles BB, TB and PM there was a correlation between  $v$ ,  $SR$  and  $SL$ , meaning that as the kinematic variables increase the frequency decreases. The correlations suggested that the neuromuscular activation presents a direct relationship with the kinematic variables, in particular for a reduction of the frequency, in muscles BB, TB and PM, and to a high extent and correlation with the kinematic variables in PM. The relationship between the kinematic variables and EMG are decisive in the evaluation of performance in swimming, in training exercises on dry to increase muscular endurance of muscles involved in breaststroke technique.

**KEYWORDS:** swimming, kinematics, EMG, amplitude, frequency

**RESUMO**

O objetivo deste estudo consistiu na caracterização da técnica de bruços, na relação entre os parâmetros cinemáticos e neuromusculares. A eletromiografia de superfície (EMG) foi utilizada para analisar a dinâmica da atividade neuromuscular nos músculos *biceps brachii* (BB), *triceps brachii* (TB) e *anterior deltoid* (DA), em doze nadadores de elite nacional. Foram utilizadas um par de câmaras, fornecendo uma projeção dupla a partir de uma câmara subaquática e outra acima da superfície da água, para análise das variáveis cinemáticas: velocidade de nado ( $v$ ), frequência gestual ( $FG$ ) e distância de ciclo ( $DC$ ) em 200m bruços. A  $v$  diminuiu de  $1.41 \pm 0.07$  para  $1.16 \pm 0.09$  m.s<sup>-1</sup> ( $p < 0.05$ ). A  $DC$  diminuiu de  $2.32 \pm 0.37$  para  $1.96 \pm 0.24$  m, enquanto a  $FG$  sofreu um decréscimo de  $37.52 \pm 5.16$  para  $34.40 \pm 3.58$  ciclo/min do 1º percurso de 50m até ao 3º percurso de 50m, aumentando ligeiramente no último percurso para  $35.82 \pm 3.39$  ciclo/min. O lactato sanguíneo aumentou de repouso para o pico de lactato sanguíneo de  $1.12 \pm 0.22$  para  $12.00 \pm 3.23$  mmol.L<sup>-1</sup>. Os resultados de EMG indicaram um aumento da frequência em relação à amplitude para todos os músculos em estudo, exceto para o DA. Correlações negativas foram obtidas entre a frequência e a  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , ou seja, para os músculos BB, TB e PM, verificou-se uma correlação forte entre  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , isto é, à medida que as variáveis cinemáticas aumentam a frequência diminui. As correlações sugerem que a ativação neuromuscular apresenta relação direta com as variáveis cinemáticas, nomeadamente para uma diminuição da frequência, nos músculos BB, TB e PM, e para uma elevada amplitude e forte correlação com as variáveis cinemáticas em PM. A relação entre as variáveis cinemáticas e EMG são determinantes na avaliação da performance em natação pura desportiva, nomeadamente, no suporte para a prescrição de exercícios para o aumento da resistência muscular dos músculos envolvidos na técnica de bruços.

**PALAVRAS-CHAVE:** natação, cinemática, EMG, amplitude, frequência

## INTRODUÇÃO

A técnica de bruços é considerada uma das menos económicas das quatro técnicas de nado (Barbosa *et al.*, 2005). A causa mecânica provém da sua descontinuidade técnica e consequentemente da acentuação da variação da velocidade intracíclica horizontal do centro de massa do corpo (Vilas-Boas, 1996; Takagi *et al.*, 2004; Barbosa *et al.*, 2011), que provoca a necessidade de realizar um trabalho complementar para voltar a acelerar o centro de massa do corpo.

Nos últimos anos, grande parte da investigação em natação tem sido dedicada á análise cinemática dos vários estilos de nado (Barbosa *et al.*, 2011). Sendo a técnica de bruços, o estilo de nado mais lento (Craig *et al.*, 1985), alguns investigadores tem recorrido á análise cinemática para a determinação da  $v$ , uma vez que este indicador é muito relevante no acesso a elevados desempenhos de nado.

No caso das variáveis que descrevem a  $v$ , distância de ciclo ( $DC$ ) e frequência gestual ( $FG$ ), verificou-se que com o aumento da  $v$  em bruçistas a mesma encontra-se associada a um aumento na  $FG$ , mas a um decréscimo na  $DC$  (Craig & Pendergast, 1979). Também McMurray *et al.*, (1990) verificaram que um reduzido número de braçadas para uma dada  $v$ , durante um período de preparação para a competição, poderá levar a um aumento da  $DC$  e por sua vez a uma melhoria do resultado desportivo. Por sua vez, Thompson *et al.*, (2004) apresentou resultados que evidenciaram que, tanto um aumento na  $FG$  com na  $DC$  leva a um aumento da  $v$  em atletas nacionais e internacionais em provas de 200m bruços.

De acordo com a literatura, nas provas de 200m bruços alguns nadadores nadam com uma elevada  $FG$  e uma baixa  $DC$ , enquanto outros, nadam com uma elevada  $DC$  e baixa  $FG$ , de acordo com Maglisho (2003) os bruçistas devem optar por nadar com elevadas  $DC$  e reduzir a  $FG$  na primeira metade dos três quartos das suas provas de forma a economizar energia, devendo posteriormente aumentar a sua  $FG$  de forma a manterem a sua velocidade de nado

com o objetivo de retardarem o aparecimento da fadiga na parte final da prova. Já outros autores (D'Aquisto *et al.*, 1988; Thompson *et al.*, 2000a) indicam que a *FG* e a *DC* podem ser mal correlacionadas com a performance dos bruçistas, possivelmente devido aos bruçistas utilizarem uma relação entre a *FG* e *DC* única (Thompson *et al.*, 2000b).

Assim, a técnica de bruços tem sido largamente estudada através da observação de diferentes parâmetros fisiológicos (Leblanc *et al.*, 2007; Neiva *et al.*, 2011), energéticos (Choi *et al.*, 2000; Reis *et al.*, 2010), cinemáticos e biomecânicos (Barbosa *et al.*, 2010; Mouroço *et al.*, 2011) e no diagnóstico e reabilitação de lesões (Grote *et al.*, 2004).

Sendo, a eletromiografia (EMG) uma área de estudo que consiste no registro direto dos potenciais elétricos dos músculos ativos no caso de movimentos em natação, permitindo-nos obter uma expressão do envolvimento dinâmico de músculos específicos na propulsão do corpo em relação à água (Clarys, 1988). A investigação em EMG na NPD, tem sido focalizada no sentido de estabelecer relações entre a atividade neuromuscular com a cinemática (*v*, *DC*, *FG*, *IN*) e alguns parâmetros fisiológicos, contudo maioritariamente tem sido desenvolvidos estudos na técnica de crol (Rouard & Clarys, 1995; Clarys & Rouard, 1996; Caty *et al.*, 2006; Aujouannet *et al.*, 2006; Stirn *et al.*, 2011), verificando-se assim uma lacuna de estudos na técnica de bruços.

Visto as alterações dos parâmetros cinemáticos estarem relacionadas com a atividade muscular, Aujouannet *et al.* (2006) verificou que a atividade muscular apresenta grandes variações individuais, mas que a trajetória dos dedos e a *DC* se mantém inalterável, durante um teste de 4 x 50 m crol, enquanto Figueiredo *et al.*, (2011) verificou indícios de fadiga através de uma teste máximo de 200m crol, em que o decréscimo na velocidade da mão e eficiência propulsiva da braçada ocorreram. No domínio da amplitude, vários estudos apresentaram um aumento da amplitude da atividade neuromuscular (Monteil *et al.*, 1993; Wakayoshi *et al.*, 1994; Rouard *et al.*, 1997; Figueiredo *et al.*, 2011). No domínio da frequência, verificou-se uma diminuição da

frequência da atividade muscular, como foi apresentado por Stirn *et al.* (2011) em que existiu uma redução de 20-25% da frequência e um aumento da amplitude muscular do *triceps brachii* e *latissimus dorsi*.

De acordo com a literatura, os músculos mais utilizados e importantes na técnica de bruços são o *biceps brachii*, *triceps brachii* (Conceição *et al.*, 2010), *supraspinatus*, *rattus*, *teres minor*, *trapezio* e *deltoid* (Ruwe *et al.*, 1994), *biceps*, *subscapularis*, *latissimus dorsi*, *pectoralis major*, *supraspinatus*, *infraspinatus*, *serratus anterior* e *anterior deltoid* (Nuber *et al.*, 1986).

Desta forma, através da base científica existente é determinante perceber a relação entre os parâmetros neuromusculares e cinemáticos na técnica de bruços, de forma a podermos retirar algumas conclusões sobre a caracterização da técnica de bruços, nomeadamente em provas de 200m e utilizando nadadores de elite como amostra.

O objetivo deste estudo consistiu em realizar uma observação e caracterização da técnica de bruços, no que diz respeito á relação entre os parâmetros cinemáticos e neuromusculares na prova de 200m bruços.

## MÉTODOS

### AMOSTRA

Doze nadadores masculinos (idade  $22.3 \pm 2.9$  anos; altura  $180.5 \pm 0.5$  cm; peso  $73.60 \pm 3.82$  kg; média  $\pm$  DP) foram voluntários para participar neste estudo e assinaram um termo de consentimento para participar neste estudo. Todos eles são nadadores nacionais, tendo em média como melhor resultado aos 200m bruços de  $2.27.65 \pm 0.04$  s, correspondendo, respetivamente a  $643.75 \pm 53.77$  FINA ranking points. Todas as medições obedeceram ao estipulado por Harris & Atkinson (2009) relativamente aos aspetos éticos.

## PROCEDIMENTOS DO TESTE

Os testes foram realizados numa piscina de 50m coberta, com uma temperatura de água de 27.5 ° C. Após a colocação de todo o equipamento, os sujeitos realizaram um aquecimento de 800m na técnica de crol a um nível médio de esforço, seguido por um teste máximo de 200m bruços. Devido ao equipamento de medição que foi acupulado ao nadador, os nadadores iniciaram o teste com partida de baixo, não sendo permitido realizarem o percurso subaquático após a saída da viragem.

## AQUISIÇÃO DE DADOS

Amostras de sangue a partir do lóbulo da orelha foram imediatamente retiradas 3, 5, 7 minutos após o nado. As concentrações de lactato no sangue foram medidas após o exercício recorrendo ao Lactate Pro analyser.

Os percursos de nado foram filmados no plano sagital com um par de câmaras, fornecendo uma projeção em duplo meio a partir de uma câmara subaquática (Sony Mini Dv, DCR-HC42E, EUA) e de outra acima da superfície da água (Sony Mini Dv, DCR-HC42E, JVC, EUA).

As câmaras foram colocadas estacionariamente a 25m da parede testa, numa parede lateral da piscina, perpendicular á linha de deslocamento e a 10m de distância do nadador. As imagens de ambas as câmaras foram gravadas em simultâneo.

O estudo consistiu na análise cinemática dos ciclos de nado (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., USA). Foi utilizado o modelo Zatsiorsky's com uma adaptação a De Leva (1996) com a divisão do tronco em duas partes articuladas, dividido em 8 segmentos: 1- cabeça, 2- tronco, 3-braço, 4- antebraço, 5- mão, 6- coxa, 7- perna, 8- pé (Hirata & Duarte, 2007; Barbosa *et al.*, 2010), a partir do centro de massa do nadador. Também foi digitalizada a superfície da água utilizando a luz de reação na água (Colman *et al.*, 1998). Para criar uma única imagem da projeção dupla tal como foi descrito previamente (Vilas-Boas, 1996; Barbosa *et al.*,



2005), a digitalização independente de ambas as câmaras foi reconstruída com a ajuda de um volume de calibração (16 pontos) e o algoritmo 2DLT para análise a 2D (Abdel-Aziz & Karara, 1971). Para a análise cinemática foi utilizado um filtro com uma frequência de corte de 5 Hz, tal como foi sugerido por Winter (1990).

As variáveis cinemáticas foram medidas pelo período do ciclo de nado ( $P$ , s),  $FG$  (ciclo/min), a  $DC$  (m) e a média da  $v$  de todo o ciclo ( $m\ s^{-1}$ ).

Os sinais de EMG de superfície foram analisados a partir de 4 músculos: *pectoralis major* (PM), *biceps brachii* (BB), *triceps brachii* (TB) e *anterior deltoid* (DA) no lado direito do corpo dos nadadores. Estes músculos foram selecionados de acordo com a sua importância na técnica de bruços (Nuber *et al.*, 1986; Ruwe *et al.*, 1994; Conceição *et al.*, 2010).

Eléktodos de superfície bipolares (discos de 10mm, Plux, Lisboa, Portugal) foram utilizados com uma distância entre eléctrodos de 20 mm. Os eléctrodos na parte superior do PM foram colocados na linha média que liga o acrómio ao manúbrio (externo), dois dedos abaixo da clavícula (Stirn *et al.*, 2011). Os eléctrodos dos músculos TB, BB e DA foram colocados de acordo com as recomendações SENIAM (Hermens & Freriks, 1999).

Inicialmente procedeu-se à depilação da pele do nadador à superfície da pele do músculo onde se iriam colocar os eléctrodos, ao que se seguiu a remoção, por abrasão, da superfície morta da pele, assim como a limpeza da superfície de deteção (com álcool etílico), de forma a remover a camada sebácea e, conseqüentemente diminuir a resistência entre eléctrodos de forma a não exceder os 5 KOhm (Basmajian & De Luca, 1985).

O eléctrodo de referência (terra) foi colocado na vértebra cervical (C7). Foram utilizados adesivos transparentes (Hydrofilm®, 10 cm x 12,5 cm, USA) de forma a proteger e isolar o nadador da água (Hohmann *et al.*, 2006). Todos os cabos foram fixos à pele por adesivos em vários locais de forma a minimizar o seu movimento e conseqüentemente interferências no sinal.

Adicionalmente para imobilizar os cabos, os nadadores vestiram um fato de natação completo (Fastskin Speedo®, Speedo Aqualab, USA).

O equipamento de EMG que o nadador tinha acoplado foi muito leve, e era apenas composto por elétrodos, os seus cabos correspondentes e todo o isolamento de adesivos foi efetuado. O sistema wireless EMG (BioPLUX.research, Lisbon, Portugal; 8 canais analógicos (12 bit), frequência de amostragem 1000 HZ; 86g, com dimensões compactas: 84 x 53 x 18 mm foi colocado numa bolsa estanque e colocado por baixo da touca do nadador. Os dados foram registados através do Monitor Plux (Plux, Lisbon, Portugal) a uma frequência de 1000 Hz.

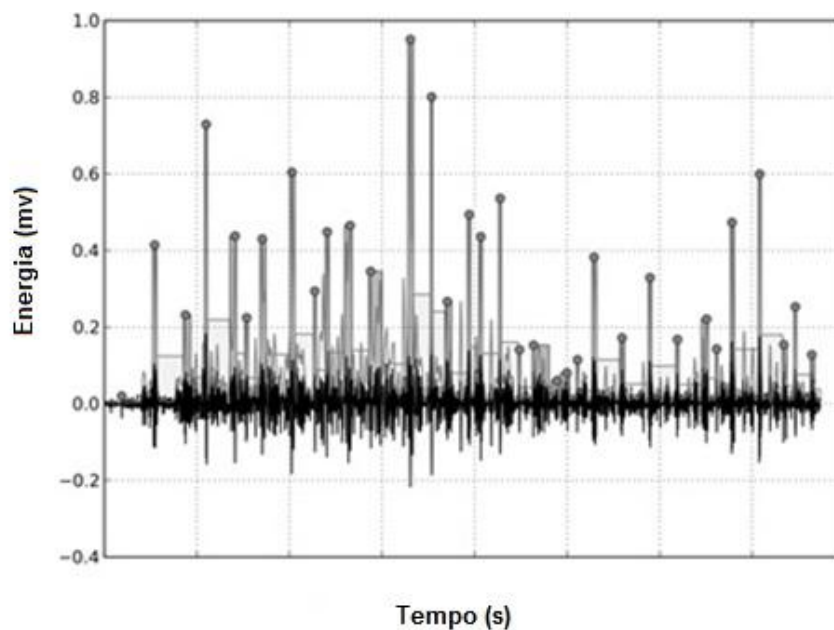
O sinal de EMG foi processado através da análise automática total, sem intervenção manual e com ferramentas automáticas através do software MATLAB (Mathworks, Inc. Natick MA, USA).

A análise EMG foi centrada na determinação da atividade muscular vizinha. Esta foi calculada através da segmentação da energia contida no sinal. A partir do sinal em bruto, as componentes DC foram removidas e posteriormente filtradas utilizando o filtro de 5º ordem Butterworth passa-baixo (10 a 500 Hz) respetivamente. A energia do sinal foi determinada ao longo tempo utilizando uma janela de 250 ms.

O processo de determinação do limite da atividade muscular consistiu em encontrar os pontos vizinhos, onde a energia do pico máximo é de 30%. No entanto, mesmo com a utilização de uma janela de 250 ms, a energia da atividade muscular apresentou muito ruído. De forma a contornar esta dificuldade, foram determinados os verdadeiros picos de energia máxima, ou seja, cada ciclo realizado produzido pelo nadador produz um padrão no sinal EMG, estes padrões consistem na periodicidade dos ciclos. Assim, a fim de determinar os picos máximos de energia, primeiro foi determinada a média do período do ciclo, que foi feito através do método de auto correlação, que determina o instante da frequência espectral da energia do sinal.

Posteriormente, foi aplicado um filtro com um comprimento igual a duas vezes a média do período do ciclo, de forma a determinar os picos com maior energia e que se aproximavam da

média do período do ciclo (Stirn *et al.*, 2011). Para cada ativação muscular, foi definida uma fase ativa correspondente a uma parte do sinal EMG, para o qual a energia foi de pelo menos 30% do valor máximo de energia obtido. Os segmentos EMG pertencentes às fases ativas foram extraídos e utilizados para o cálculo da duração das fases ativas e para a análise da amplitude e frequência EMG. A fase não ativa foi definida como o intervalo entre as duas fases ativas sucessivas (Figura 1),



**Figura 1.** Picos máximos de energia do sinal EMG obtida no músculo *biceps brachii* (BB).

A amplitude do sinal EMG para cada fase ativa foi estimada utilizando a média do valor retificado de EMG, de acordo com as recomendações SENIAM (Herrmens & Freriks, 1999) e apresentado em função do tempo. A curva de regressão linear foi realizada e os valores de amplitude de EMG foram apresentados e comparados desde o início do primeiro ciclo até ao último ciclo.

Para a análise da frequência, cada segmento extraído foi zero para um total de 1 s (2,000 amostras). Desta forma, uma frequência de resolução uniforme foi utilizada para todos os segmentos dos sinais. A densidade espectral (*PSD*) para cada segmento foi realizada utilizando

o método do periodograma (Proakis & Manolakis, 1996). O periodograma para um sinal contínuo  $x(t)$  de comprimento  $T$  foi definido como:

$$Px(f) = \frac{1}{T} |X(f)|^2 \quad (1)$$

Como medida de tendência central do  $PSD$ , nós utilizamos a média da frequência do  $PSD$  ( $MNF$ ), definido com o primeiro momento do  $PSD$ . Para um espectro contínuo, abrangemos as frequências entre 0 e  $f_{MAX}$  definido como:

$$MNF = \frac{\int_0^{f_{MAX}} f \cdot Px(f) df}{\int_0^{f_{MAX}} Px(f) df} \quad (2)$$

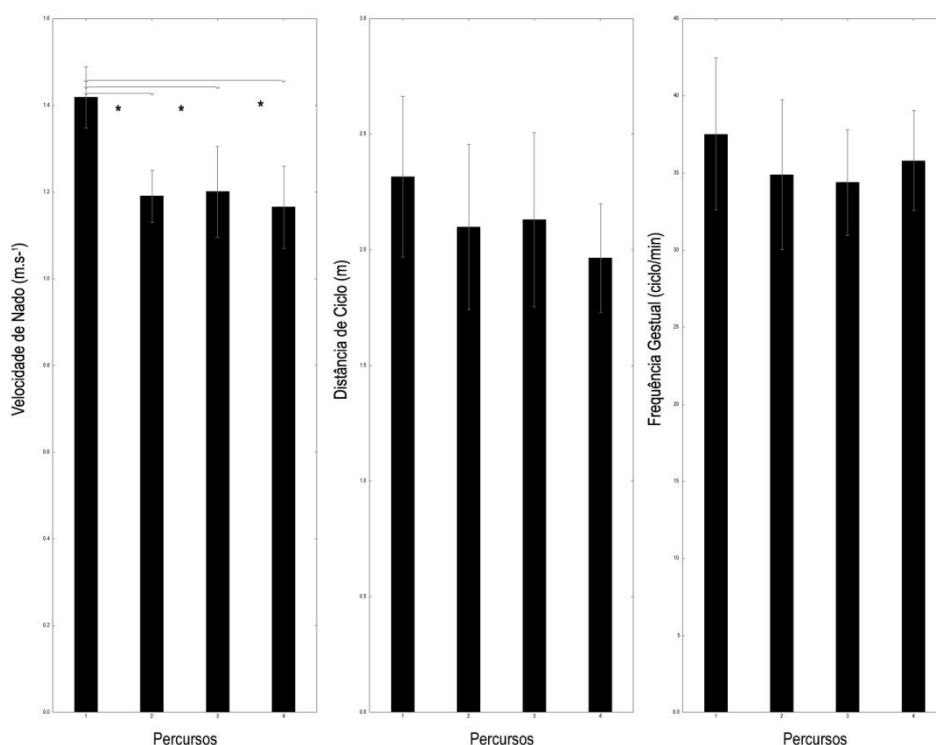
O valor de  $MNF$  foi calculado para segmento e utilizado com um parâmetro de frequência para cada músculo estudado.

A média e o desvio padrão para análise descritiva foram utilizadas para todas as variáveis de estudo. Para verificar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Kolmogorov- Smirnov e a homogeneidade de variância (teste de Levene). A ANOVA de medidas repetidas foi utilizada, com a aplicação do teste Tukey's para comparação entre grupos. As diferenças foram consideradas significativas para  $p < 0.05$ .

## RESULTADOS

A figura 2 apresenta os valores dos parâmetros cinemáticos para cada percurso de 50m dos 200m bruços. A  $v$  diminui de  $1.41 \pm 0.07 \text{ m.s}^{-1}$  para  $1.16 \pm 0.09 \text{ m.s}^{-1}$  com diferenças significativas a partir do 1º percurso de 50m para os restantes percursos ( $p < 0.05$ ). A  $DC$  diminuiu de  $2.32 \pm 0.37 \text{ m}$  para  $1.96 \pm 0.24 \text{ m}$  do 1º percurso de 50 m para o 4º percurso de 50m. A  $FG$  sofreu um decréscimo de  $37.52 \pm 5.16 \text{ ciclo/min}$  para  $34.40 \pm 3.58 \text{ ciclo/min}$  do 1º

percurso de 50 m até ao 3º percurso de 50 m, aumentando ligeiramente no último percurso para  $35.82 \pm 3.39$  ciclo/min. Tanto na *DC* como na *FG* não se verificaram diferenças significativas entre os vários percursos de nado ao longo dos 200m bruços. Paralelamente com o decréscimo indicado anteriormente da *v*, as concentrações de lactato aumentaram de repouso para o pico de lactato sanguíneo após os 200 m bruços de  $1.12 \pm 0.22$  mmol.L<sup>-1</sup> para  $12.00 \pm 3.23$  mmol.L<sup>-1</sup>.



**Figura 2.** Média  $\pm$  DP da velocidade de nado (*v*), distância de ciclo (*DC*), e frequência gestual (*FG*) para os 4 percursos de nado de 50m dos 200m bruços. \* $p < 0.05$

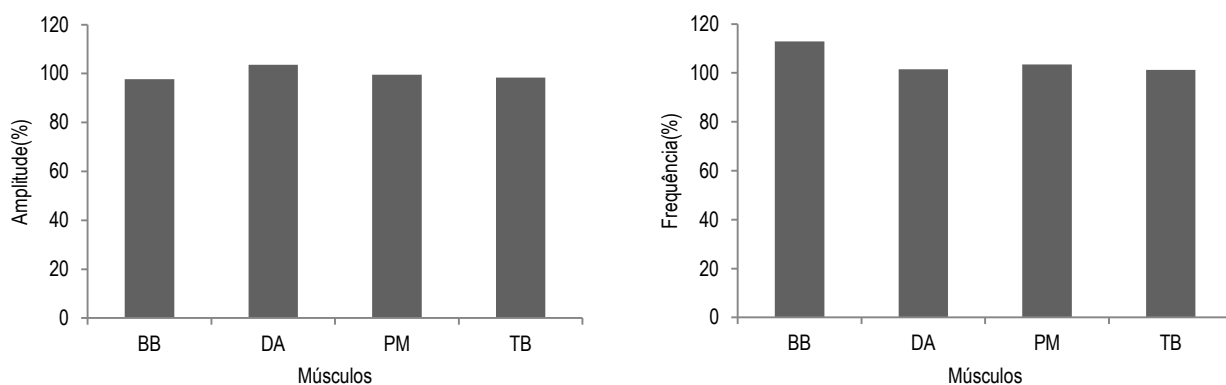
A tabela 1, demonstra que a *v* foi correlacionada com o lactato, apresentando uma forte correlação entre os dois, ou seja, quando a *v* diminui o lactato aumenta (-0.61, para  $p < 0.05$ ). Também a *FG* e a *v* apresentam uma forte correlação, ou seja, quando a *v* aumenta a *FG* aumenta também (0.71, para  $p < 0.05$ ). A *DC* demonstrou uma forte correlação com a *FG*, verificando-se que, quando a *DC* aumenta a *FG* diminui (-0.78, para  $p < 0.05$ ).

**Tabela 1.** Correlação entre as alterações da  $v$  ( $\Delta v$ ),  $DC$  ( $\Delta DC$ ),  $FG$  ( $\Delta FG$ ), e lactato sanguíneo ( $\Delta La$ ) desde o início até ao final dos 200m bruços.

	$\Delta v$	$\Delta DC$	$\Delta FG$	$\Delta La$
$\Delta v$	-			
$\Delta DC$	-0.19	-		
$\Delta FG$	0.71*	-0.78	-	
$\Delta La$	-0.61*	0.09*	-0.44	-

\* $p < 0.05$

Os resultados de EMG (figura 3) indicam um aumento da frequência em relação à amplitude para todos os músculos estudados: BB, PM e TB, exceto o DA. Em ordem decrescente os músculos que apresentaram maior amplitude foram o DA ( $103.62 \pm 2.09\%$ ), seguido do PM ( $99.51 \pm 3.47\%$ ), TB ( $98.40 \pm 7.89\%$ ) e BB ( $97.69 \pm 2.33\%$ ), enquanto os músculos que apresentaram maior frequência foram o BB ( $112.85 \pm 12.11\%$ ), o PM ( $103.48 \pm 12.52\%$ ), o TB ( $101.27 \pm 6.15\%$ ) e o DA ( $101.52 \pm 6.55\%$ ).



**Figura 3.** Média  $\pm$  DP da amplitude e frequência entre o 1º percurso e o 4º percurso de nado para todos os músculos estudados ao longo de 200 m bruços BB-*bíceps brachii*; DA- *anterior*; *deltoid* TB- *triceps brachii* e PM- *pectoralis major*.

Para completar a análise cinemática e muscular ao longo de 200m bruços, foi realizada a correlação entre a frequência e amplitude muscular para os músculos estudados com as variáveis cinemáticas ( $v$ ,  $FG$  e  $DC$ ), como podemos observar na tabela 2.

Várias correlações negativas foram obtidas entre a frequência e a  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , ou seja, para os músculos BB, TB e PM, verificou-se uma correlação forte entre  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , significando que á medida que as variáveis cinemáticas aumentam a frequência diminui, enquanto para o músculo DA os valores se encontram muito perto de 0 em módulo, indicam que alterações nas variáveis cinemáticas não se refletem na frequência deste músculo.

Relativamente á amplitude obteve-se uma correlação fraca para os músculos BB e TB á medida que as variáveis  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , aumentam a amplitude diminui, enquanto para os músculos DA e PA, verificou-se o inverso, ou seja, á medida que as variáveis  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , aumentam a amplitude também aumenta, sendo que o músculo DA apresenta uma correlação fraca, enquanto o músculo PM apresenta uma forte correlação.

**Tabela 2.** Coeficientes de correlação entre os parâmetros musculares: frequência e amplitude com as variáveis cinemáticas,  $v$ ,  $DC$  e  $FG$ .

Músculos	Frequência			Amplitude		
	$v$	$DC$	$FG$	$v$	$DC$	$FG$
BB	-0.77*	-0.71*	-0.88*	-0.32*	-0.22*	-0.49*
DA	-0.03*	-0.13*	0.16*	0.36*	0.26*	0.53*
TB	-0.74*	-0.66*	-0.85*	-0.56*	-0.48*	-0.72*
PM	-0.76*	-0.69*	-0.87*	0.81*	0.75*	0.91*

BB-*bíceps brachii* ; DA- *anterior deltoid*; TB- *tríceps brachii* e PM- *pectoralis major*. \* $p < 0.05$ .

## DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo consistiu em analisar e caracterizar a técnica de bruços no decorrer de uma prova de 200m bruços, relativamente à relação entre dinâmica da atividade neuromuscular, através da análise da amplitude e frequência com os parâmetros cinemáticos,  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ .

As elevadas concentrações de lactato, o decréscimo da velocidade de nado, e as alterações na  $FG$  e  $DC$  apontam para uma redução do desempenho de nado ao longo dos 200m bruços.

As concentrações de lactato obtidas foram semelhantes com estudos prévios para distâncias de 200m (Capelli *et al.*, 1998; Lomax, 2011; Oliveira *et al.*, 2011; Stirn *et al.*, 2011), confirmando que a prova de 200m contém uma contribuição anaeróbica significativa. Os decréscimos apresentados na  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , encontram-se de acordo os resultados apresentados por estudos prévios (Craig & Pendergast, 1979; Thompson *et al.*, 2000a; Takagi *et al.*, 2004; Thompson *et al.*, 2004; Silva, 2001), de salientar que na técnica de bruços um aumento na  $v$  encontra-se associado ao aumento da  $FG$ , mas a um decréscimo superior na  $DC$  relativamente aos outros estilos de nado (Thompson *et al.*, 2004), corroborando a alteração da técnica ao longo dos 200m (Takagi *et al.*, 2004).

A relação entre a  $\Delta DC$  e a  $\Delta FG$  refletem a capacidade dos nadadores manterem a  $v$  ao longo dos 200m (Takagi *et al.*, 2004), enquanto a forte correlação entre a  $v$  e  $FG$ , sugerem que a  $FG$  é um indicador determinante na organização motora na natação pura desportiva (Thompson *et al.*, 2004; Alberty *et al.*, 2005).

Thompson *et al.* (2000b) constatou que os nadadores de 200m bruços com melhores performances apresentam grande capacidade em manter a  $v$ , na média da duração da viragens e partidas, mas não na articulação das variáveis cinemáticas, ao qual eles apontam como sendo um fator único de nadador para nadador.

Assim, através dos resultados apresentados podemos indicar que um aumento na  $FG$  e  $DC$  provoca um aumento na  $v$  em nadadores de elite nacional nos 200m bruços.



A relação entre as variáveis cinemáticas e as concentrações de lactato esteve associada claramente às alterações apresentadas na atividade neuromuscular, desta forma o aumento dos parâmetros EMG de amplitude e frequência, confirmaram o grande envolvimento dos músculos estudados na técnica de bruços, tal como a sua grande contribuição para a propulsão dos membros superiores. Este aumento de amplitude foi também demonstrado noutro tipo de protocolos máximos utilizados em natação, nomeadamente na técnica de crol (Monteil *et al.*, 1993; Wakayoshi *et al.*, 1994; Stirn *et al.*, 2001).

Várias correlações negativas foram obtidas entre a frequência e a  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , ou seja, para os músculos BB, TB e PM, verificou-se uma correlação forte entre  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , significando que á medida que as variáveis cinemáticas aumentam a frequência diminui, enquanto para o músculo DA os valores se encontram muito perto de 0 em módulo, indicam que alterações nas variáveis cinemáticas não se refletem na frequência deste músculo.

Assim, as grandes correlações apresentadas entre as variáveis cinemáticas e os músculos estudados sugerem que a ativação neuromuscular apresenta uma relação direta com as variáveis cinemáticas, nomeadamente para uma diminuição da frequência, nos músculos BB, TB e PM, e para uma elevada amplitude e forte correlação com as variáveis cinemáticas no músculo PM.

## CONCLUSÕES

Com base nestes dados, podemos concluir que através da observação dos valores das concentrações de lactato elevados obtemos por sua vez, uma redução da  $v$  e da ativação neuromuscular, permitindo-nos indicar que a relação entre as variáveis cinemáticas e EMG são determinantes na observação e avaliação da performance em NPD. Contudo, este estudo poder ser determinante para os treinadores, uma vez que permite auxiliar o processo de treino na

prescrição de exercícios de treino de força em seco, bem como para o aumento da resistência muscular dos músculos envolvidos na técnica de bruços.



## ABSTRACT

The aims of this study were: i) to analyze activation patterns of four upper limbs muscles (duration of active and non-active phase) during each lap under the 200m breaststroke, ii) quantify neuromuscular fatigue, through kinematics and physiologic assessment. Surface electromyogram (EMG) was collected in *biceps brachii* (BB), *deltoid anterior* (DA), *pectoralis major* (PM) and *triceps brachii* (TB) from nine male swimmers which performed a maximal 200m breaststroke bout. Blood lactate concentration level increased at  $13.02 \pm 1.72 \text{ mmol l}^{-1}$  3 min after swimming bout. Swimming speed ( $v$ ) decreased from  $1.38 \pm 0.09 \text{ m s}^{-1}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $1.14 \pm 0.08 \text{ m s}^{-1}$  in 4<sup>th</sup> lap, stroke length ( $SL$ ) decreased from  $2.23 \pm 0.18 \text{ m}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $1.92 \pm 0.15 \text{ m}$  in 4<sup>th</sup> lap, stroke rate ( $SR$ ) decreased from  $37.58 \pm 4.90 \text{ stroke min}^{-1}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $34.80 \pm 2.83 \text{ stroke min}^{-1}$  in 3<sup>rd</sup> lap and then increased in the 4<sup>th</sup> lap ( $35.91 \pm 2.99 \text{ stroke min}^{-1}$ ) and stroke index ( $SI$ ) showed that the swimming efficiency is higher in the 1<sup>st</sup> lap, demonstrated a decrease from the beginning ( $3.07 \pm 0.25 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ) to the last 50m lap ( $2.19 \pm 0.29 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ). The amplitude signal of EMG provided by the average rectified value ( $ARV$ ) demonstrated on overall an increase at the end for all muscles under study, excepted for the DA and PM in the 1<sup>st</sup> lap and for BB, DA and TB in the 4<sup>th</sup> lap. The mean frequency of the power spectral density ( $MNF$ ) in our study decreased at the end of the swimming in the 4<sup>th</sup> lap relative to the 1<sup>st</sup> lap for all muscles under observation. It was concluded that although EMG parameters did not indicate significant differences amongst analysed muscles after a 200m breaststroke race, but some indicators of neuromuscular fatigue begin to appear shortly in the 2<sup>nd</sup> lap, but are more evident in the 3<sup>th</sup> lap. There was a trend for a fatigue state in a non-linear fashion way.

**KEYWORDS:** swimming, kinematics, EMG, mean frequency

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi: i) analisar os padrões de ativação dos músculos dos membros superiores (duração da fase ativa e não ativa) durante cada percurso dos 200m bruços, ii) quantificar a fadiga neuromuscular, através das variáveis cinemáticas e fisiológicas. Os dados electromiográficos (EMG) de superfície foram recolhidos nos músculos *bíceps brachii* (BB), *deltoid anterior* (DA), *pectoralis major* (PM) e *tríceps brachii* (TB) de nove nadadores masculinos durante 200m bruços á máxima intensidade. Os valores de lactato sanguíneo registaram um aumento de  $13.02 \pm 1.72 \text{ mmol l}^{-1}$  3 minutos após teste. A velocidade de nado ( $v$ ) decresceu de  $1.38 \pm 0.09 \text{ ms}^{-1}$  no 1º percurso de nado para  $1.14 \pm 0.08 \text{ ms}^{-1}$  no 4º percurso, a distância de ciclo ( $DC$ ) decresceu de  $2.23 \pm 0.18 \text{ m}$  no 1º percurso para  $1.92 \pm 0.15 \text{ m}$  no 4º percurso,  $FG$  decresceu de  $37.58 \pm 4.90 \text{ ciclo/min}^{-1}$  no 1º percurso para  $34.80 \pm 2.83 \text{ ciclo/min}^{-1}$  no 3º percurso e aumentou no 4º percurso ( $35.91 \pm 2.99 \text{ ciclo/min}^{-1}$ ); e o índice de nado ( $IN$ ) demonstrou que a eficiência de nado foi superior no 1º percurso, decrescendo desde o início ( $3.07 \pm 0.25 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ) para o último percurso ( $2.19 \pm 0.29 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ). A amplitude do sinal EMG providenciado pelo ARV demonstrou um aumento no final do percurso para todos os músculos em estudo, à exceção do DA e PM no 1º percurso e para o BB, DA e TB no 4º percurso. A frequência média do PSD ( $MNF$ ) diminui no final do nado no 4º percurso em relação ao 1º percurso para todos os músculos em estudo. Concluiu-se que, todos os parâmetros EMG não indicaram diferenças significativas nos músculos analisados na prova de 200m bruços, mas alguns indicadores da fadiga neuromuscular apontam para um aparecimento inicial no 2º percurso, mas mais evidente no 3º percurso. Existe uma tendência para o estado de fadiga de uma forma não linear.

**PALAVRAS-CHAVE:** natação, cinemática, EMG, frequência média

## INTRODUÇÃO

A técnica de bruços é considerada das menos económicas das quatro técnicas de nado (Barbosa *et al.*, 2006). Esta questão de economia pode levar ao aparecimento da fadiga precoce na técnica de bruços.

A fadiga neuromuscular pode ser definida como: (i) a incapacidade de manter a força requerida ou esperada, acompanhada nas alterações na atividade muscular (Dimitrova *et al.*, 2003); e (ii) incapacidade do músculo- esquelético gerar elevados níveis de força muscular ou manter esses níveis ao longo do tempo (Enoka & Stuart, 1992). Adicionalmente, as manifestações de fadiga tem vindo a ser associadas (Pagala *et al.*, 1994; Allen *et al.*, 1995) com: (i) declínio na tensão músculo produzido durante e após exercícios submáximos e máximos; (ii) incapacidade de manter a intensidade de um dado exercício no tempo, reduzir a velocidade de contração e aumentar o relaxamento do músculo no tempo, bem como; (iii) a variação das concentrações intra e extracelulares de alguns metabolitos e iões.

A fadiga neuromuscular pode ser dividida em central e periférica. A fadiga central compreende decréscimos na ativação voluntária do músculo, ao qual é devido aos decréscimos no número de unidades motoras recrutadas e a sua taxa de descarga (González *et al.*, 2012). A fadiga periférica envolve alterações na transmissão neuromuscular, propagação do potencial do músculo e decréscimos na tensão contráil das fibras musculares (Boyas & Guevel, 2011). A fadiga periférica durante o exercício é considerada com sendo deficiente nos mecanismos periféricos de excitação para a contração muscular. A regulação periférica está, portanto relacionada com uma perturbação dos movimentos de iões de cálcio, uma acumulação de fosfato, e/ou uma diminuição dos armazenamentos de adenosina trifosfato (Boyas & Guevel, 2011).

Alguns estudos tentaram relacionar o aparecimento da fadiga com a execução de várias técnicas em desporto (Pink *et al.*, 1993; Giangarra *et al.*, 1993; Camata *et al.*, 2011; Robineau *et al.*,

2012). Enquanto na NPD, os mecanismos neuromusculares relacionados com a fadiga ainda não estão claros, os poucos estudos desenvolvidos focalizaram-se na técnica de crol (Caty *et al.*, 2006; Stirn *et al.*, 2011; Figueiredo *et al.*, 2011; Ikuta *et al.*, 2012).

Caty *et al.*, (2006) observou um decréscimo na *MNF* nos músculos *extensores carpi ulnaris* (11.4% e 8.5%, respetivamente) após um teste de 4x50m crol. Stirn *et al.*, (2011) relatou que no final dos 100m crol a *MNF* decresceu cerca de 20-25%. Ikuta *et al.*, (2012) sugeriu que o decréscimo na *v* relaciona-se com o decréscimo na atividade de alguns músculos coordenados entre eles, e que uma estratégia compensatória ocorreu entre o *pectoralis major* e outros músculos durante o último percurso do teste de 4x50m crol.

Os músculos mais importantes utilizados para a técnica de bruços são: *biceps brachii*, *triceps brachii*, *subscapularis*, *latissimus dorsi*, *pectoralis major*, *supraspinatus*, *infraspinatus*, *serratus anterior*, e *deltoid anterior*, *teres minor* e *trapezio* para os membros superiores (Yoshizawa *et al.*, 1976; Nuber *et al.*, 1986; Ruwe *et al.*, 1994; Conceição *et al.*, 2010). Enquanto *gluteus maximus*, *vastus medialis*, *rectus femoris*, *biceps femoris*, *abductor magnus*, *quadriceps*, *gastrocnemius*, *tibialis anterior*, *abductor hallucis*, *abductor digiti minimi*, *flexor digitorum brevis* para os membros inferiores (Yoshizawa *et al.*, 1976; Mcleod, 2010).

Contudo não existe uma ideia clara e circunscrevida do aparecimento da fadiga nos membros superiores na técnica de bruços. Uma vez que existe um conjunto de estudos que quantificam a atividade neuromuscular nos membros superiores, utilizando parâmetros espectrais, acreditamos que este estudo terá grande potencial de realizar uma contribuição para o conhecimento limitado nesta área.

O objetivo deste estudo foi: i) analisar os membros superiores nos padrões de ativação muscular (duração da fase ativa e não-ativa) durante cada percurso ao longo dos 200m bruços, ii) quantificar a fadiga neuromuscular, através das variáveis cinemáticas e fisiológicas. Postula-se que existirá um aumento na amplitude do sinal e um decréscimo nos parâmetros espectrais

devido à repetição de contrações sub-máximas, caracterizadas pelo processo não-linear da fadiga.

## MÉTODOS

### *SUJEITOS*

Nove nadadores masculinos (idade  $22.3 \pm 2.9$  anos; altura  $180.5 \pm 0.5$ ; peso  $73.60 \pm 3.82$ ; média  $\pm$  DP) foram voluntários para participar neste estudo, fornecendo um consentimento informado por escrito. Todos nadadores da amostra são de elite a nível nacional com uma média pessoal de melhor resultado a 200m bruços de  $149.44 \pm 6.59$  s, correspondendo respetivamente às pontuações de  $643.75 \pm 53.77$  pontos FINA. Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comité Institucional de Ética.

### *PROCEDIMENTOS DO TESTE*

As recolhas de dados foram feitas em piscina de 50m coberta, a uma temperatura de  $27.5^{\circ}\text{C}$  e 75% de humidade. Os nadadores executaram um aquecimento geral de 800m crol e um aquecimento específico de 200m bruços a um nível de esforço médio, e após um período de vinte minutos de recuperação passiva foram submetidos a um teste de 200m bruços à velocidade máxima. Devido ao equipamento acoplado aos nadadores, o teste iniciou-se com os sujeitos a partirem do topo da piscina, sendo-lhes recomendando para não realizar os percursos subaquáticos após as viragens.

### *RECOLHA DE DADOS*

### *RECOLHA DE DADOS ELECTROMIOGRÁFICOS*



Os sinais de EMG superfície dos músculos: *biceps brachii* (BB), *deltoid anterior* (DA), *pectoralis major* (PM) e *triceps brachii* (TB) foram registados do lado direito do corpo dos nadadores, com base em estudos prévios que demonstraram a sua função primordial na propulsão de nado em bruços (Yoshizawa *et al.*, 1976; Nuber *et al.*, 1986; Ruwe *et al.*, 1994; Conceição *et al.*, 2010).

Foram utilizados elétrodos bipolares de superfície (discos de 10mm de diâmetro, Plux, Lisboa, Portugal) distanciados um dos outros em 20mm. Os músculos correspondentes à porção superior do *pectoralis major* foram colocados na região mediana na linha de união do processo do acrómio e manúbriu do esterno, dois dedos abaixo da clavícula (Stirn *et al.*, 2011). Os respeitantes à maior inserção dos músculos TB, BB e DA foram colocados em concordância com as recomendações de SENIAM (Herrmens & Freriks, 1999).

A pele subjacente aos elétrodos foi rapada, esfregada com lixa e limpa com álcool, para que a resistência inter electrodo não excedesse 5 KOhm (Basmajian & De Luca, 1985). O elétrodo terra foi posicionado sobre a vértebra cervical. Foram utilizados pensos transparentes etiquetados (Hydrofilm®, 10 cm x 12,5 cm, E.U.A) para revestir os elétrodos isolando-os da água. Todos os cabos foram fixos na pele por fita adesiva em diversos locais de forma a minimizar o seu movimento e eventual interferência no sinal e adicionalmente todos os nadadores usaram um fato de natação completo para minimizar as oscilações dos fios (Fastskin Speedo®, Speedo Aqualab, USA).

O equipamento de EMG foi composto por um equipamento wireless (BioPLUX.research, Lisboa, Portugal) com oito canais analógicos (12-bit), com uma velocidade de amostragem de 1KHz, com dimensões compactas (84x53x18mm) com 86g de peso fixado numa embalagem à prova de água, por sua vez colocada no interior da touca do atleta. Os dados recolhidos foram gravados usando o Monitor Plux (Plux, Lisboa, Portugal) em tempo real no pc numa frequência simples de 1 KHz. Neste estudo baseamo-nos num processo total de análise automática.

Neste estudo, a sincronização de EMG e vídeo foi registada em simultâneo e não foi sincronizada com os registos de vídeo, uma vez que apenas as variáveis cinemáticas foram acedidas.

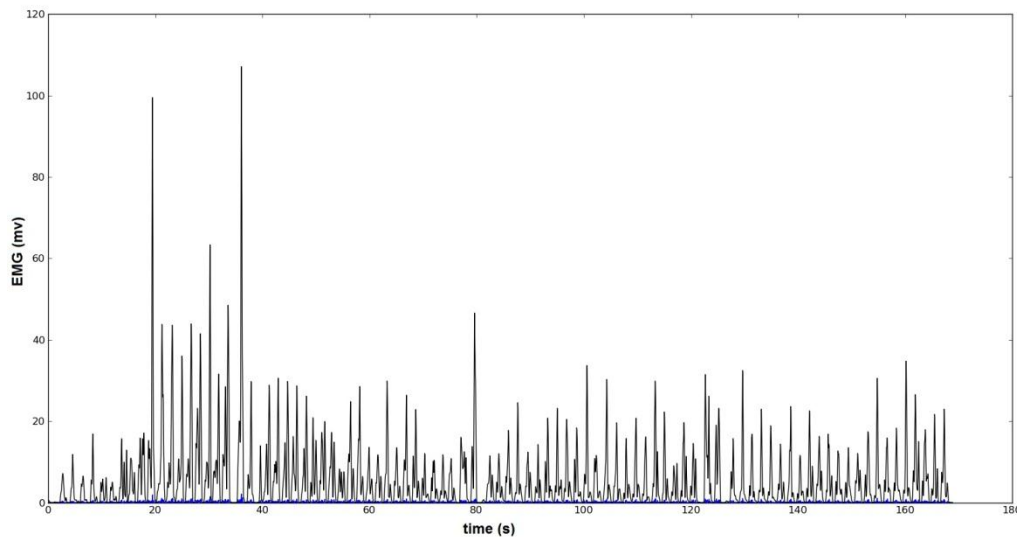
Assim sendo, todas as análises de EMG desenvolvidas pelo software MATLAB (Mathworks, Inc., Natick MA, USA).

Foi determinado o EMG *boundary's*, o processo de determinação da atividade muscular *boundary's* consistiu em encontrar pontos vizinhos, onde a energia é 30% do pico máximo (Stirn *et al.*, 2011). Estes são calculados segmentando os sinais de energia muscular, tal como os critérios descritos por Stirn *et al.*, (2011). Iniciando-se pelos sinais em brutos, as componentes DC são removidos sendo posteriormente filtrados usando um filtro passa-baixo 5ª ordem com as frequências de corte superiores e inferiores entre 10 and 500 Hz respetivamente. A energia do sinal foi determinada ao longo do tempo usando uma janela deslizante de 250 ms de acordo com:

$$E(t_0) = \int_{t_0 + 125ms}^{t_0 + 125ms} x^2(t) dt \quad (1)$$

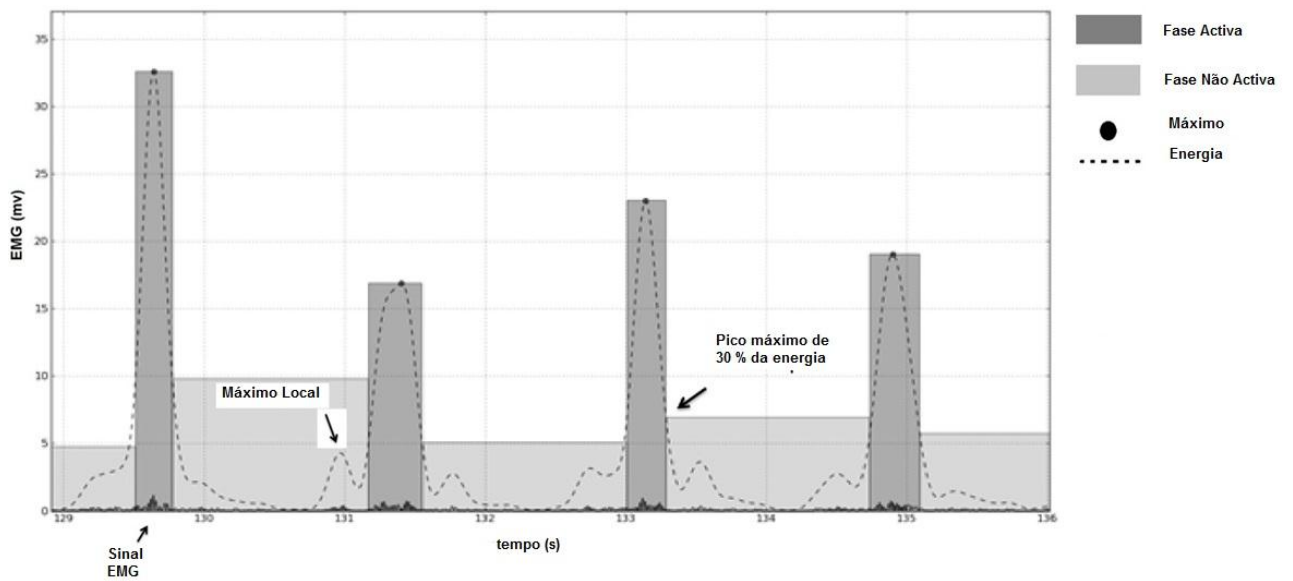
.

Contudo, mesmo com uma janela deslizante de 250ms, a energia de atividade muscular é muito ruidosa e apresenta vários picos máximos locais que não correspondem ao centro de janela ativa do músculo, como podemos observar na figura 1.



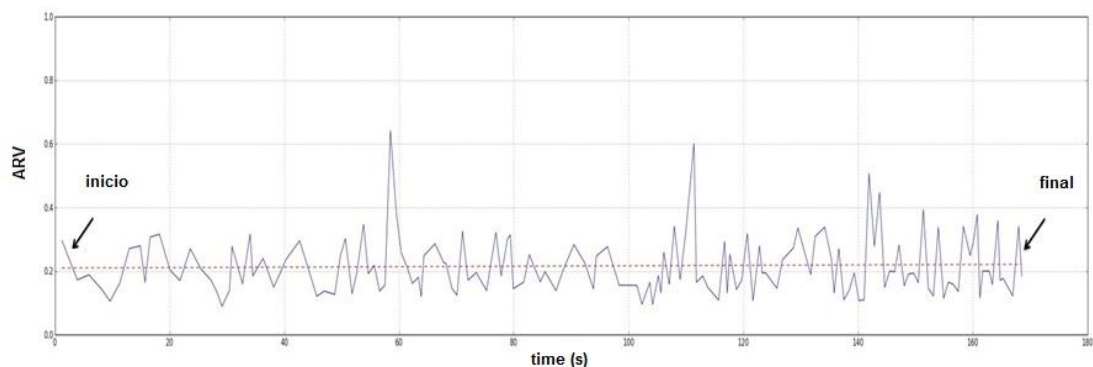
**Figura 1:** Energia de um segmento do sinal EMG

Cada ciclo realizado pelo nadador produz padrões no sinal. Esses padrões consistem principalmente em uma periodicidade dos ciclos. Depois de determinar o valor médio do intervalo, um filtro máximo com um comprimento igual a duas vezes o período de traço médio é usado para determinar os picos com a energia mais elevada e mais próxima ao período médio de traçado. Este procedimento traduz de uma forma mais precisa os "verdadeiros" picos máximos de energia. As atividades musculares *boundary's* são posteriormente selecionadas através de encontrar os pontos vizinhos onde a energia é 30% dos picos máximos. A atividade muscular para cada ciclo resulta dos locais máximos de energia *envelope*. Para cada ativação muscular definimos como a fase "ativa" a porção de sinal EMG no qual a energia de EMG foi no mínimo 30% do valor local máximo de energia para a ativação muscular específica. Os segmentos de EMG em bruto pertencentes às fases ativas foram extraídos e utilizados para o cálculo da duração da fase ativa e para a análise de frequência e de amplitude EMG. Por sua vez, as fases "não-ativas" corresponderam ao intervalo de tempo entre duas fases ativas sucessivas, como é ilustrado na Figura 2.



**Figura 2:** Segmento do sinal EMG da fase ativa e não ativa

A evolução temporal das durações médias da fase ativa e não-ativa, durante o ciclo, foram calculadas para cada músculo durante todo o período de nado. Uma curva de regressão linear foi realizada nos dados e as durações das curvas no primeiro e último momentos do nado foram comparadas. A média de amplitude de EMG para cada fase ativa foi estimada usando o valor médio retificado (ARV) do EMG. ARV foi calculado em consonância com as recomendações SENIAM (Hermens & Freriks, 1999) e representado em função do tempo. Curva de regressão linear foi realizada nos dados e os valores de ARV da curva realizada e o tempo do primeiro e do último ciclo foram comparados (Figura 3).



**Figura 3:** Exemplo da regressão linear dos valores ARV no início e no final do nado, para o músculo *triceps brachii* de um nadador

Para a análise das frequências, cada segmento extraído do zero até um comprimento total de 1 s (1000 amostras). Desta forma, uma resolução de frequência uniforme (o intervalo de amostragem da frequência) foi utilizado para todos os segmentos dos sinais. A densidade espectral da potência (*PSD*) para cada segmento foi determinada através do método do periodograma (Proakis & Manolakis, 1996). O periodograma de um sinal contínuo  $x(t)$  de comprimento ( $T$ ) é definido por:

$$Px(f) = \frac{1}{T} |X(f)|^2 \quad (2)$$

Apesar do periodograma ser uma estimativa não consistente do *PSD* (a sua variância é ampla e não se torna zero com o aumento do comprimento do sinal), foi demonstrado que utilizando métodos mais sofisticados na estimação do *PSD*, não melhora significativamente a estimação da frequência da potência espectral em medições (a média ou a mediana da frequência) (Farina & Merletti, 2000).

Desde que as diferenças foram significativas, utilizou-se o periodograma neste estudo. Como medida de tendência central da *PSD* foi utilizada a frequência média da *PSD* (*MNF*). *MNF* é definida como o primeiro momento do *PSD*. No espectro contínuo abrangido as frequências encontraram-se entre 0 e  $f_{MAX}$  como se encontra definido por:

$$MNF = \frac{\int_0^{f_{MAX}} f \cdot Px(f) df}{\int_0^{f_{MAX}} Px(f) df} \quad (3)$$

O valor de *MNF* foi calculado para cada segmento e utilizado como uma parâmetro de frequência da fadiga muscular.

Os valores de *MNF* pertencentes a cada músculo foram representados em função do tempo. Desde que todos os dados exibissem uma tendência para a diminuição linear com o tempo, o

modelo linear foi ajustado a todos os dados  $MNF$  em conjunto com o valores inicial de  $MNF$  (o valor  $MNF$  no primeiro ciclo) e o valor final do  $MNF$  (o valor  $MNF$  no último ciclo) e designados como  $MNF_{início}$  e  $MNF_{final}$ , respetivamente.

Para normalizar os resultados entre sujeitos o  $MNF$  final foi expresso em percentagem dos valores iniciais e designados  $MNF_n$ , como podemos observar por:

$$MNF_n = \frac{MNF_{final}}{MNF_{início}} \times 100 \quad (4)$$

O declive da linha de regressão foi também calculado como uma estimativa da taxa de variação ao longo do tempo.

#### RECOLHA DE DADOS FISIOLÓGICOS

As amostras sanguíneas foram recolhidas do lóbulo auricular imediatamente após o nado, 3, 5 e 7 minutos seguintes ao nado. As concentrações de lactato sanguíneo foram medidas após-exercício por um dispositivo portátil (Lactate Pro Analyser™, Arkay, Kyoto, Japan). Segundo Pyne *et al.*, (2001), o Lactate Pro Analyser™ exhibe um elevado grau de precisão quando comparado com outros analisadores de lactato, boa fiabilidade e elevado grau de versatilidade sob uma variedade de condições de ensaio.

#### RECOLHA DE DADOS CINEMÁTICOS

Os ciclos de nado foram gravados no plano sagital com um par de câmaras fornecendo imagens em duas dimensões da fase subaquática (Sony Mini Dv DCR-HC42E, EUA) e sobre a superfície da água (Sony Mini Dv DCR-HC42E, EUA). As câmaras foram dispostas a 25m da parede testa, na parede lateral da piscina perpendicular à linha de movimento de nado e a 10m do nadador.

As imagens de ambas as câmaras foram gravadas em simultâneo. O estudo compreendeu a análise cinemática dos ciclos de nado (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., USA) a uma frequência de 50 Hz. O modelo de Zatsiorsky com adaptação de Leva (1996) foi usado com 8 pontos anatómicos e a divisão do tronco em duas porções articuladas (Pavol *et al.*, 2002; Lafond *et al.*, 2004; Hirata & Duarte, 2007, Barbosa *et al.*, 2010). Para criar uma imagem única de duas projeções como descrito previamente (Barbosa *et al.*, 2006, 2010), a digitalização de cada câmara foi reconstruída com o suporte de calibração de volume (16 pontos) e um algoritmo 2D DLT (Abdel-Aziz & Karara, 1971).

O ciclo de nado foi medido entre os 18 e os 22m, e identificados tendo o seu início no final da recuperação das pernas (quando os joelhos se encontravam em flexão e os dedos orientados estavam em eversão).

As variáveis cinemáticas foram medidas pelo período do ciclo de nado ( $P$ , s), a frequência gestual ( $FG = 1/P$ , Hz), a distância de ciclo ( $DC$ , m) e a velocidade média de nado de um ciclo completo de nado ( $v$ , m s<sup>-1</sup>). Por último, a eficiência de nado foi analisada pelo índice de nado ( $IN = v SL$ , m<sup>2</sup> c<sup>-1</sup> s<sup>-1</sup>) como foi sugerido por Costill *et al.* (1985).

### PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

Os pressupostos de normalidade dos dados (teste de Kolmogorov-Smirnov) e homogeneidade de variância (teste de Levene) foram confirmados para todos os parâmetros sob investigação antes da utilização de testes estatísticos paramétricos.

A ANOVA de medidas repetidas, com o teste subsequente Tukey's para análise *post hoc*, foram usadas para várias comparações entre percursos. As diferenças foram consideradas estatisticamente significativas para  $p < 0.05$ . Todos os resultados foram apresentados como média e desvio padrão.

## RESULTADOS

### CINEMÁTICOS

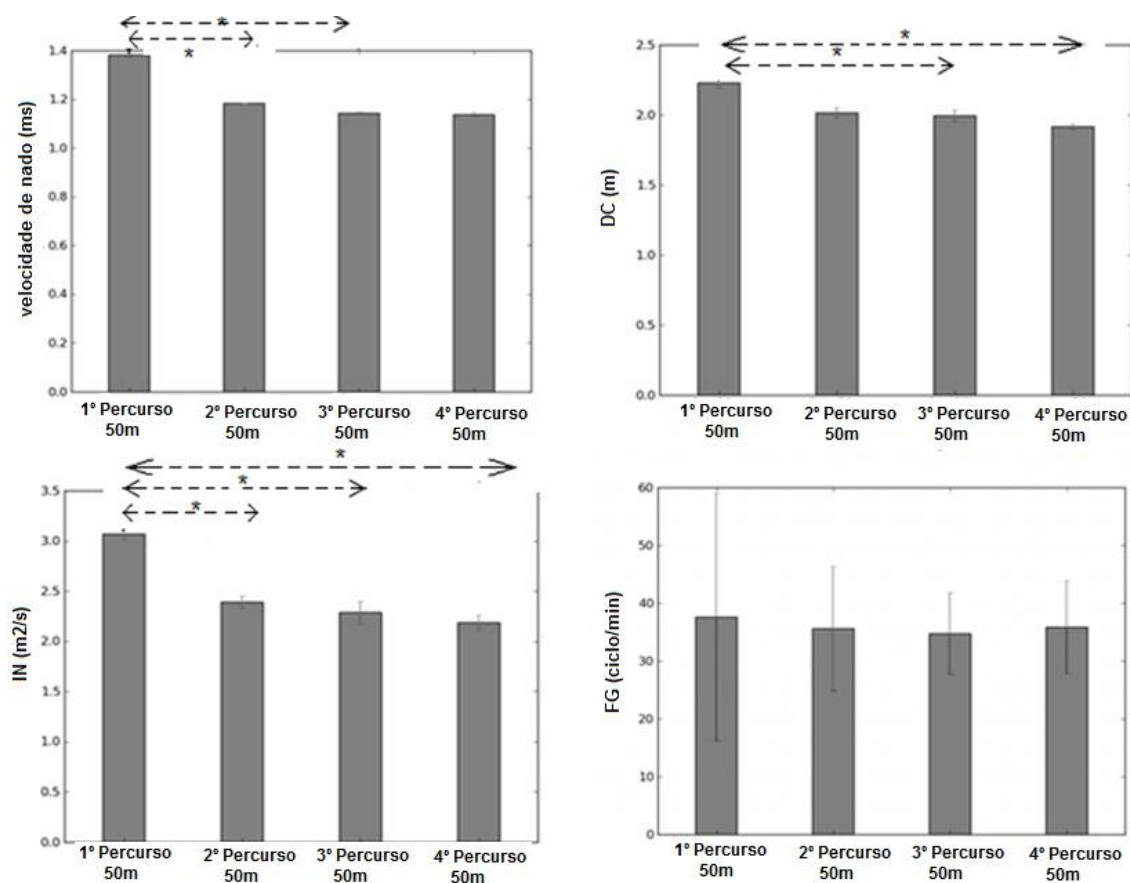
A figura 4 apresenta a média e o desvio padrão das variáveis cinemáticas ( $v$ ,  $DC$ ,  $FG$ ,  $IN$ ) nos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços. A  $v$  diminuiu de  $1.38 \pm 0.09 \text{ ms}^{-1}$  no 1º percurso de 50m para  $1.14 \pm 0.08 \text{ ms}^{-1}$  no 4º percurso de nado. Variações significativas foram observadas na  $v$  entre os 1º e 2º percursos de nado, e entre os 1º e 3º percursos de nado [ $F=21.27$ ,  $p<0.05$ ].

A  $DC$  decresceu de  $2.23 \pm 0.18 \text{ m}$  no 1º percurso para  $1.92 \pm 0.15 \text{ m}$  no 4º percurso de nado. Variações significativas foram observadas na  $DC$  entre os 1º e 3º percurso de nado, e entre os 1º e 4º percursos de nado [ $F=4.41$ ,  $p<0.05$ ].

A  $FG$  decresceu de  $37.58 \pm 4.90 \text{ ciclomin}^{-1}$  no 1º percurso de nado para  $34.80 \pm 2.83 \text{ ciclomin}^{-1}$  no 3º percurso de nado, aumentando depois no 4º percurso ( $35.91 \pm 2.99 \text{ ciclomin}^{-1}$ ). Não se verificaram variações significativas entre percursos [ $F=0.92$ ,  $p>0.05$ ]. Por último, o  $IN$  demonstrou que a eficiência de nado é superior no 1º percurso de nado, demonstrando um decréscimo do início ( $3.07 \pm 0.25 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ) para os últimos 50m ( $2.19 \pm 0.29 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ).

Variações significativas foram observadas no  $IN$  entre os 1º e 2º percursos de nado, entre os 1º e os 3º percursos e entre os 1º e o 4º percursos, [ $F=16.94$ ,  $p<0.05$ ].

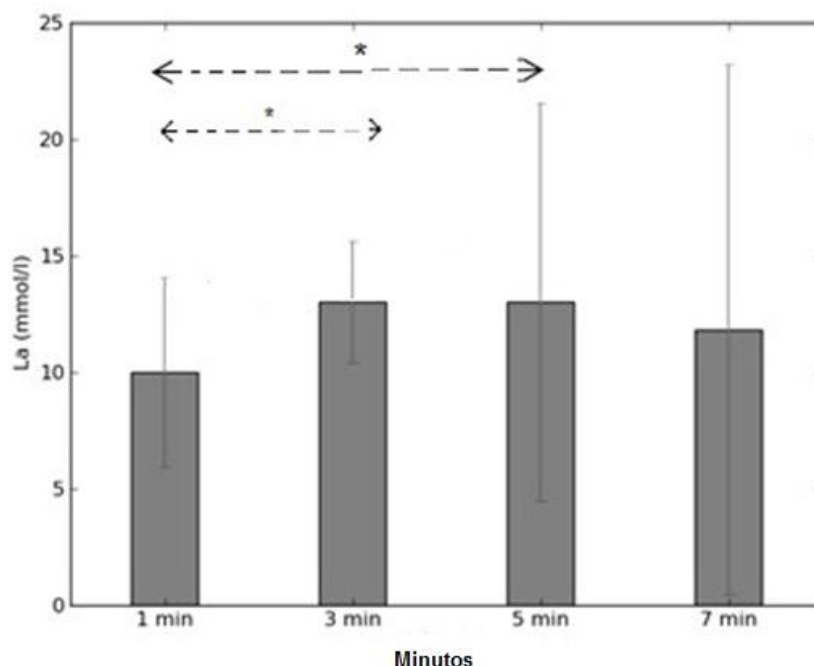




**Figura 4:** Média  $\pm$  DP da  $v$  (m/s); Distância de Ciclo (DC) m; Índice de nado (IN) m<sup>2</sup>/c/s e Frequência Gestual (FG) ciclo min<sup>-1</sup> nos quatro percursos de nado ao longo dos 200m bruços.  
\* $p < 0.05$ .

#### FISIOLÓGICOS

A média e o desvio-padrão da concentração de lactato sanguíneo (La) medida após 200 m bruços são observados na figura 5. Os valores médios mais baixos foram retirados no 1º minuto após o teste ( $9.98 \pm 2.14$  mmol.l<sup>-1</sup>) e os valores mais altos ( $13.02 \pm 1,72$  mmol l<sup>-1</sup>) no 3º minuto após o teste. Foram observadas variações significativas no La entre o 1º minuto e 3º minuto e entre 1º minuto e 5º minuto [ $F=2.47$ ,  $p < 0.05$ ].



**Figura 5:** Concentração de lactato sanguíneo após o nado: 1, 3, 5 e 7 minuto. \* $p < 0.05$ .

#### NEUROMUSCULAR

A duração relativa da fase ativa (Tabela 1) foi para o músculo BB superior no início relativamente ao final do nado para os quatro percursos de nado. O músculo DA apresentou valores superiores no início relativamente ao final no 1º e 3º percurso, e superiores no final relativamente ao início no 2º e 4º percurso. O músculo PM demonstrou a uma duração relativa na fase ativa no final relativamente ao início nos quatro percursos de nado, exceto no 3º percurso ( $PM_{\text{início}}$ :  $0.69 \pm 0.62$  s and  $PM_{\text{final}}$ :  $0.55 \pm 0.33$  s) em que a fase ativa foi superior no início relativamente ao final. Por último, o músculo TB demonstrou uma elevada fase ativa no início relativamente ao final no 1º e 3º percurso, e valores superiores no final relativamente ao início no 2º e 4º percurso.

A mais longa duração da fase ativa foi demonstrada pelo músculo BB no início relativamente ao final de nado do 1º percurso de nado ( $0.99 \pm 0.78$  s) e o mais curto para o TB no final relativamente ao início de nado do 3º percurso ( $0.52 \pm 0.15$  s), contudo para todos os músculos em estudo a fase ativa demonstrou o mesmo comportamento no 3º percurso, em que a duração

foi superior no início relativamente ao final do nado. As diferenças entre o início e o final do percurso de nado para cada músculo não foram estatisticamente significativas para  $p < 0.05$ .

**Tabela 1:** Duração média das fases ativas com DP para as Fases Activas<sub>início</sub> (barras em cinzento) e Fase Activa<sub>final</sub> (barras pretas) para os quatros músculos (BB- *bíceps brachii*; DA- *deltoid anterior*; PM- *pectoralis major* e TB- *triceps brachii*), ao longo dos quatro percursos ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.

Percursos	1º percurso		2º percurso		3º percurso		4ºpercurso	
	<i>Fase Activa<sub>início</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>final</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>início</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>final</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>início</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>final</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>início</sub></i>	<i>Fase Activa<sub>final</sub></i>
	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]
<b>BB</b>	0.99±0.78	0.98±0.90	0.73±0.26	0.58±0.14	0.68±0.27	0.56±0.20	0.70±0.24	0.63±0.10
<b>DA</b>	0.78±0.30	0.64±0.17	0.63±0.14	0.72±0.14	0.87±0.67	0.58±0.25	0.82±0.38	0.93±0.58
<b>PM</b>	0.61±0.18	0.71±0.32	0.64±0.17	0.88±0.48	0.69±0.62	0.55±0.33	0.62±0.35	0.79±0.63
<b>TB</b>	0.71±0.21	0.69±0.25	0.54±0.14	0.58±0.14	0.54±0.22	0.52±0.15	0.84±0.74	0.85±0.76

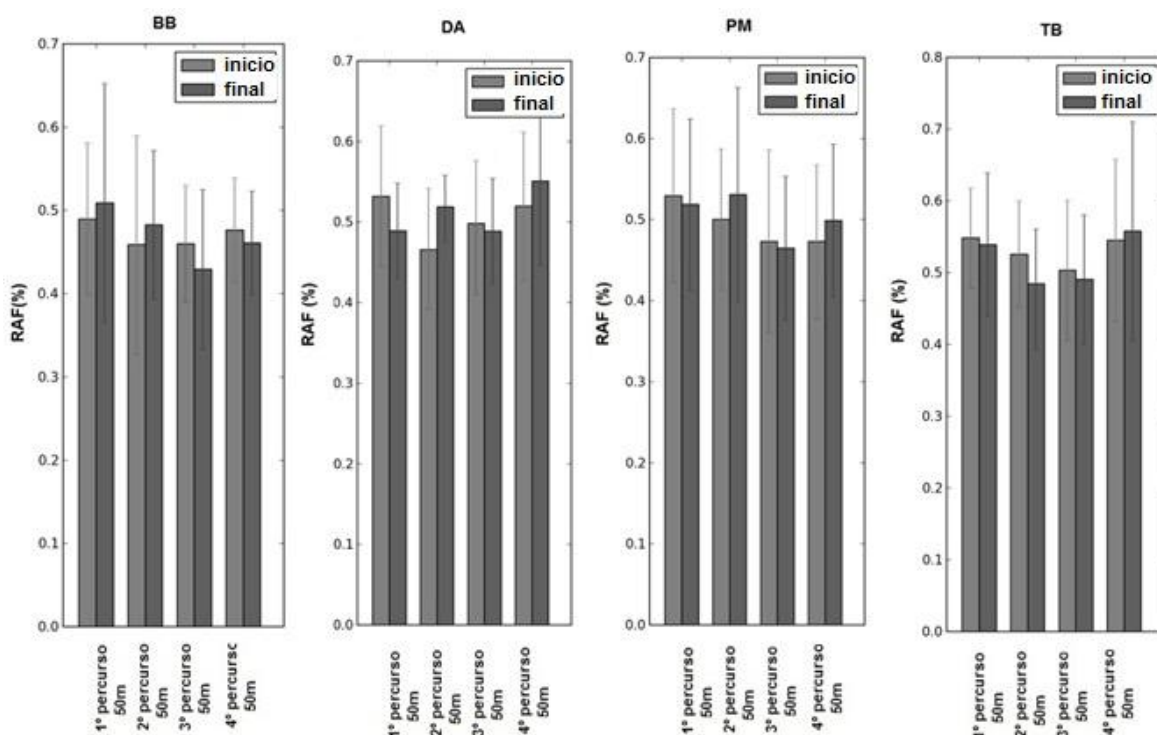
A fase não ativa na tabela 2, demonstrou um aumento no final do teste para todos os músculos no 3º percurso e uma diminuição no 4º percurso relativamente ao início do teste. Os músculos BB, DA e PM demonstraram o mesmo comportamento na duração relativa da fase não ativa para cada percurso ao longo dos 200m bruços, isto é, no 1º percurso ( $BB_{final}: 0.80 \pm 0.24$  e  $BB_{início}: 0.76 \pm 0.24$  s;  $DA_{final}: 0.71 \pm 0.14$  s e  $DA_{início}: 0.66 \pm 0.16$  s;  $PM_{final}: 0.60 \pm 0.13$  s e  $PM_{início}: 0.60 \pm 0.18$  s) e 3º percurso ( $BB_{final}: 0.81 \pm 0.28$  e  $BB_{início}: 0.77 \pm 0.20$  s;  $DA_{final}: 0.75 \pm 0.19$  s e  $DA_{início}: 0.70 \pm 0.16$  s;  $PM_{final}: 0.65 \pm 0.17$  s e  $PM_{início}: 0.63 \pm 0.21$  s) tiveram duração superior no final relativamente ao início do nado, ao contrário do 2º e do 4º percurso que a duração mais elevada foi observada no início relativamente ao final de nado.

O TB demonstrou um comportamento diferente relativamente aos outros músculos em estudo, ao qual apresentou uma duração relativa na fase não ativa no início relativamente ao final de nado no 1º e 4º percursos, e no final relativamente ao início para o 2º e 3º percursos, contudo para todos os músculos em estudo a fase não ativa demonstrou um comportamento semelhante no 3º percurso, ao qual a duração foi superior no início relativamente ao final do teste, tal como ocorreu na fase ativa. As diferenças entre o início e o final para cada músculo não foram estatisticamente significativas para  $p < 0.05$ .

**Tabela 2:** Duração média das fases não ativas com DP para as Fase Não Activas<sub>início</sub> (barras em cinzento) e Fases Não Activas<sub>final</sub> (barras pretas) para os quatros músculos (BB- *bíceps brachii*; DA- *deltoide anterior*; PM- *pectoralis major* e TB- *triceps brachii*), ao longo dos quatro percursos ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.

Percursos	1º percurso		2º percurso		3º percurso		4ºpercurso	
	<i>Fase Não activa</i> <sub>início</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>final</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>início</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>final</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>início</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>final</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>início</sub>	<i>Fase Não activa</i> <sub>final</sub>
	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]
<b>BB</b>	0.76±0.24	0.80±0.24	0.81±0.21	0.72±0.22	0.77±0.20	0.81±0.28	0.79±0.26	0.78±0.17
<b>DA</b>	0.66±0.16	0.71±0.14	0.79±0.15	0.69±0.17	0.70±0.16	0.75±0.19	0.70±0.24	0.68±0.26
<b>PM</b>	0.60±0.18	0.60±0.13	0.70±0.24	0.68±0.32	0.63±0.21	0.65±0.17	0.72±0.20	0.68±0.16
<b>TB</b>	0.63±0.27	0.62±0.18	0.55±0.17	0.67±0.26	0.59±0.17	0.64±0.29	0.61±0.18	0.53±0.22

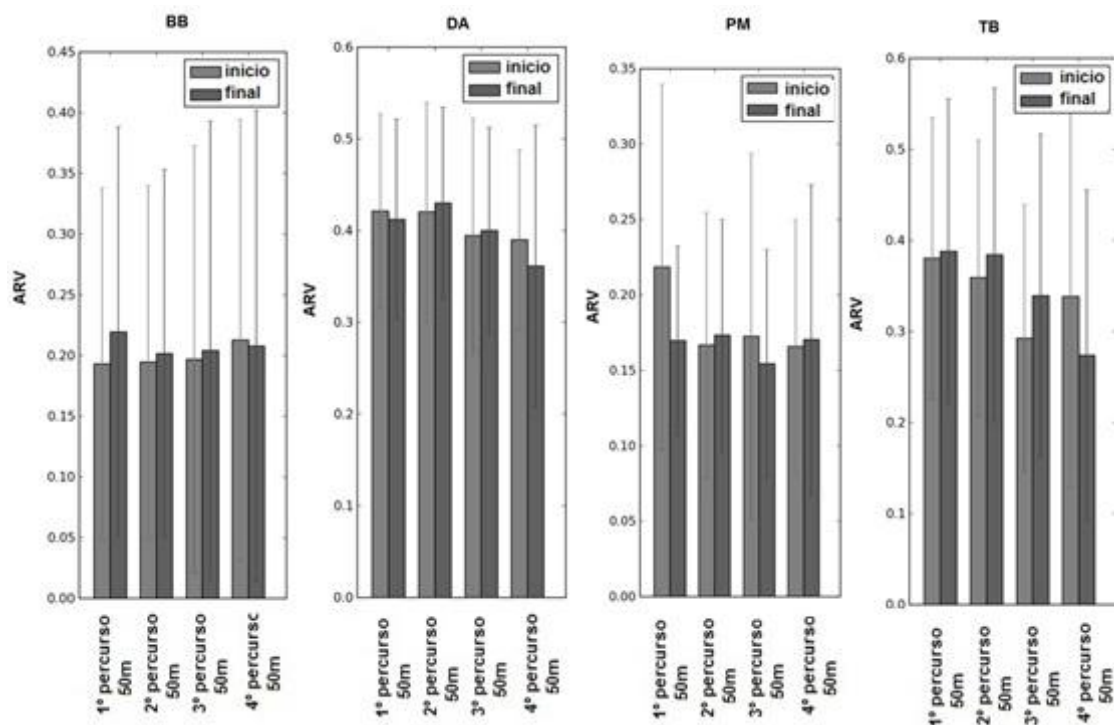
A duração relativa de ativação (*RAF*) na figura 6, diminuiu do início relativamente ao final no 1º e 3º percurso para a DA e PM, enquanto para o 2º percurso e 4º percurso foi superior no final relativamente ao início também no DA e PM. O BB demonstrou a *RAF* superior no final relativamente ao início também no DA e PM. O BB demonstrou a *RAF* superior no final relativamente ao início no 1º e 2º percurso, e o inverso no 3º e 4º percurso. O TB diminuiu no início relativamente ao final nos primeiros três percursos, ao contrário dos valores do 4º percurso que foram superiores no final relativamente ao início. As diferenças entre o início e o final do nado para cada músculo não foram estatisticamente significativas para  $p < 0.05$ .



**Figura 6:** Comparação da duração média relativa da ativação com DP para  $RAF_{início}$  (barras cinzentas) and  $RAF_{final}$  (barras pretas) para os quatro músculos (BB- *bíceps brachii*; DA- *deltoid anterior*; PM- *pectoralis major* e TB- *triceps brachii*), ao longo dos quatro percursos ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.

A figura 7 demonstrou que o valor médio retificado (*ARV*) aumenta no final relativamente ao início para todos os músculos, comparando o 1º percurso com o 4º percurso, exceto para o DA ( $DA_{início}$ :  $0.42 \pm 0.13$ ;  $DA_{final}$ :  $0.42 \pm 0.10$ ) que demonstrou valores superiores no início

relativamente ao final. Os músculos BB e TB apresentaram semelhanças nos percursos de nado, ou seja, nos primeiros três percursos (1º, 2º e 3º percurso) os valores  $ARV$  são superiores no final relativamente ao início e no 4º percurso o inverso foi observado. O PM demonstrou semelhanças no 1º e 3º percurso, ao qual obteve valores superiores no início relativamente ao final, e no 2º e 4º percurso do final relativamente ao início.

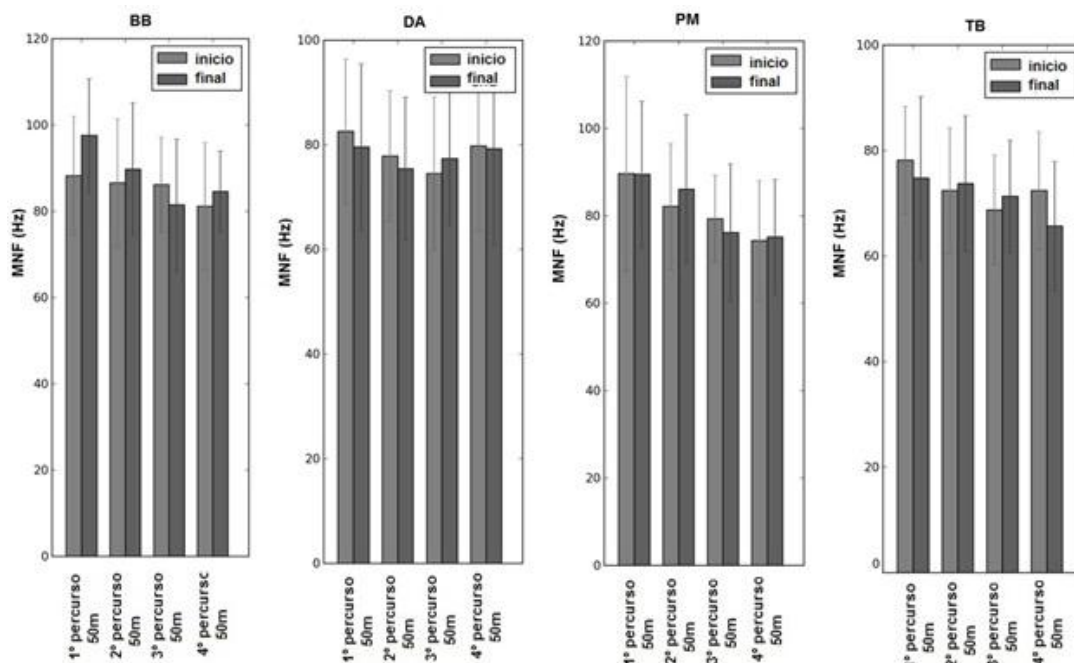


**Figura 7:** Valor médio  $ARV$  com DP para  $ARV_{início}$  (barras cinzentas) e  $ARV_{final}$  (barras pretas) para os quatro músculos (BB- *biceps brachii*; DA- *deltoid anterior*; PM- *pectoralis major* e TB- *triceps brachii*), ao longo dos quatro percursos ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.

Na figura 8, o valor médio de  $MNF$  para o BB aumentou em todos os percursos do final relativamente ao início, exceto para o 3º percurso (BB<sub>final</sub>:  $82.47 \pm 16.20$  Hz e BB<sub>início</sub>:  $86.15 \pm 11.72$  Hz). O DA diminui nos em todos os percursos do início relativamente ao final, exceto para o 3º percurso (DA<sub>início</sub>:  $77.38 \pm 13.68$  Hz e DA<sub>final</sub>:  $74.54 \pm 15.52$  Hz). O PM diminui do início relativamente ao final no 1º percurso (PM<sub>início</sub>:  $89.65 \pm 23.61$  Hz e PM<sub>final</sub>:  $89.53 \pm 17.74$  Hz) e 3º



percurso ( $PM_{início}$ :  $79.37 \pm 10.58$  Hz;  $PM_{final}$ :  $76.16 \pm 16.92$  Hz), e aumenta do início relativamente ao final no 2º percurso ( $PM_{início}$ :  $82.13 \pm 15.33$  Hz;  $PM_{final}$ :  $86.11 \pm 18.12$  Hz) e 4º percurso ( $PM_{início}$ :  $74.33 \pm 14.61$  Hz;  $PM_{final}$ :  $75.18 \pm 13.92$  Hz). TB diminui do início relativamente ao final no 1º percurso ( $TB_{início}$ :  $78.17 \pm 10.83$  Hz;  $TB_{final}$ :  $74.79 \pm 16.37$  Hz), enquanto no 2º percurso ( $TB_{final}$ :  $73.72 \pm 13.68$  Hz;  $TB_{início}$ :  $72.41 \pm 12.65$  Hz) e 3º percurso ( $TB_{final}$ :  $71.32 \pm 11.26$  Hz;  $TB_{início}$ :  $68.78 \pm 11.03$  Hz) podemos observar um aumento do final relativamente ao início. Contudo, o *MNF* decresce no final relativamente ao início no 4º percurso relativamente ao 1º percurso de nado para todos os músculos em estudo, ao longo dos 200m bruços. De salientar que as diferenças entre o início e o final do nado para cada músculo, não foram estatisticamente significativas para o  $p < 0.05$ .



**Figura 8:** Média do valor *MNF* com DP para  $MNF_{início}$  (barras cinzentas) e  $MNF_{final}$  (barras pretas) para os quatro músculos (BB- *biceps brachii*; DA- *deltoid anterior*; PM- *pectoralis major* e TB- *triceps brachii*), ao longo dos quatro percursos ao longo dos 200m bruços á máxima intensidade.

## DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi: i) analisar os membros superiores nos padrões de ativação muscular (duração da fase ativa e não-ativa) durante cada percurso ao longo dos 200m bruços, ii) quantificar a fadiga neuromuscular, através das variáveis cinemáticas e fisiológicas. O principal resultado encontrado neste estudo foi que alguns indicadores da fadiga neuromuscular começam a aparecer logo no 2º percurso, mas são mais evidentes no 3º percurso (amplitude aumenta e os parâmetros espectrais diminuem) estando relacionado com as alterações cinemáticas e fisiológicas.

## CINEMÁTICA

O decréscimo médio na  $v$  no 1º percurso para o 4º percurso de nado teve um decréscimo mais acentuado na  $v$ , comparando com os resultados apresentados por estudos similares (Thompson *et al.*, 2000; Takagi *et al.*, 2004; Thompson *et al.*, 2004).

Na técnica de bruços o aumento na  $v$  está associado ao aumento da  $FG$ , mas possui uma diminuição da  $DC$  relativamente às outras técnicas de nado (Thompson *et al.*, 2004), corroborando as alterações da técnica de nado durante os 200m de bruços (Takagi *et al.*, 2004). Neste estudo, a  $DC$  sofreu uma diminuição do 1º percurso para o 4º percurso, enquanto a  $FG$  diminuiu do 1º percurso para o 3º percurso, tendo depois aumentado no 4º percurso.

Simultaneamente, com a diminuição da  $v$  foram observadas diferentes combinações entre  $FG$  e  $DC$ , produzindo o melhor desempenho face ao aparecimento da fadiga, e causando uma incapacidade de manter constante a  $DC$ , aumentando a  $FG$  no último percurso de nado, devido á incapacidade de gerar energia suficiente para superar o arrasto.

A diminuição da  $v$ ,  $DC$ ,  $IN$  e o aumento da  $FG$  no último percurso de nado sugeriu uma incapacidade de gerar suficiente energia para colmatar o contínuo arrasto ao longo da prova (Craig & Pendergast, 1979; Chatard *et al.*, 2003; Thompson *et al.*, 2004). Esta alteração na

cinemática de nado devido ao decréscimo da energia poderá ser uma consequência do fenómeno da fadiga periférica (Stirn *et al.*, 2011; Ikuta *et al.*, 2012).

### FISIOLOGIA

Os níveis de concentração de lactato sanguíneo após o teste atingiram valores que eram espectáveis após os 200m bruços e encontram-se em consonância com os resultados obtidos por outros estudos com testes similares com nadadores do mesmo nível competitivo (Capelli *et al.*, 1998; Lomax & Castle, 2011).

Estes resultados indicaram que os nadadores realizaram o teste de nado perto do seu nível de esforço máximo. A média de concentração de lactato sanguíneo mesurado após 3 minutos foi  $13.2 \pm 1.72 \text{ mmol l}^{-1}$ , e representou os valores mais elevados. Os aumentos nas concentrações de lactato são responsáveis pela fadiga, através das alterações do pH intracelular. Como resultado do decréscimo da velocidade de condutibilidade das fibras musculares e da alteração da forma do potencial da ação das unidades motoras (Cifrek *et al.*, 2009).

### NEUROMUSCULAR

A amplitude do sinal EMG é influenciada pelo número de unidades motoras ativas (Moritani *et al.*, 1986), pelas suas taxas de descarga, e pela forma de velocidade de propagação dos potenciais de ação intracelular (Dimitrova & Dimitrov, 2002).

A amplitude do sinal EMG fornecida pelo ARV demonstrou um aumento e manutenção no final relativamente ao início para o BB e PM, comparando o 1º com o 4º percurso, tal como um pequeno decréscimo para o DA e TB que apresentaram valores mais elevados no início relativamente ao final. Os nadadores no final de nado aumentaram o tempo na fase de recuperação, diminuindo a amplitude do sinal EMG para o DA e TB, sendo estes músculos responsáveis pelo movimento de antepulsão dos braços para a frente.

A amplitude EMG tem vindo a ser observada por aumentar durante exercícios dinâmicos e sub-máximos (Tesch *et al.*, 1990) e por decrescer durante exercícios de contração voluntária máxima (Komi & Tesch, 1979). O aumento da amplitude EMG durante o nado tem vindo a ser observado em estudos prévios (Wakayoshi *et al.*, 1994; Rouard & Clarys, 1995; Rouard *et al.*, 1997; Stirn *et al.*, 2011). Ikuta *et al.*, (2012) referiu que o valor médio de amplitude para o músculo PM foi significativamente superior para o 4º percurso de nado, do que para o 3º e 2º percurso de nado, num teste de 4x50 m crol. De acordo com estes autores, o aumento da amplitude do PM poderá ter sido uma estratégia compensatória para manter a velocidade de nado durante o teste. Contudo, Nuber *et al.*, (1986) verificou que o PM continuou a funcionar no decorrer da recuperação em bruços.

Assim, parece que o decréscimo na duração da fase ativa e aumento da fase não ativa no 3º percurso é comum a todos os músculos, revelando isso como um marco na prova de 200m bruços.

O *MNF* decresce no 4º percurso comparativamente com o 1º percurso de nado para todos os músculos. Durante tarefas de fadiga, tem vindo a ser encontrados decréscimos no *MNF* (Tesch *et al.*, 1990). Uma série de autores relataram dados semelhantes em vários outros músculos (De Luca, 1984; Basmajian & De Luca, 1985). O mesmo ocorre na NPD, ou pelo menos na técnica de crol (Stirn *et al.*, 2011; Figueredo *et al.*, 2011). A redução na velocidade de condução das fibras musculares é uma das principais causas da mudança no espectro do sinal para baixas frequências, e também pelo aumento da amplitude no sinal EMG pelo efeito da baixa filtragem de tecido como um volume condutor (De Luca, 1984).

Contudo, durante um exercício em fadiga, dois efeitos opostos podem ocorrer (Petrofsky & Lind, 1980): (i) decréscimo na frequência média como foi discutido acima e, (ii) aumento da temperatura intramuscular devido ao exercício, causando um aumento da frequência média. Assim, é possível que durante alguns tipos de exercício, os dois efeitos compensam-se

mutuamente, e os decréscimos encontrados na frequência média podem ser pequenos ou insignificantes.

### ASSOCIAÇÕES

Os decréscimos na  $v$ ,  $DC$ ,  $IN$  e o aumento da  $FG$  no último percurso, podem estar associados ao elevado  $La$  após o teste, e a um aumento não significativo da amplitude e ao decréscimo não significativo das variáveis espectrais. Estes sugerem que a presença de fadiga nos membros superiores ocorre de uma forma distinta para os diferentes músculos em estudo, por um processo não-linear. Contudo, mais investigação será necessária para melhor compreender este fenómeno num futuro próximo.

A um certo nível de contração o fluxo de sangue é interrompido pela pressão intramuscular, e o músculo torna-se isquémico. As manifestações mioelétricas da fadiga muscular podem ser afetadas por este facto (Merletti *et al.*, 1984). Contudo, estas evidências são uma base para exercícios em seco.

A forma do  $ARV$  durante os quatro percursos representa o aumento nos padrões de ativação no 2º e 3º percurso de acordo com as adaptações normais e táticas para utilizar a restante capacidade no último percurso para encontrar o melhor resultado. A maior ativação observada pelo  $DA$  e  $TB$  demonstram que estes músculos tem um papel muito importante nesta prova (Yoshizawa *et al.*, 1976; Conceição *et al.*, 2010).

Através destas associações podemos referir que este estudo será um instrumento muito útil aos treinadores, uma vez que analisando estas variáveis e a informação fornecida pela associação entre elas, poderão contribuir para o conhecimento individual dos nadadores, bem como permitir aos treinadores adotarem estratégias para retardar o aparecimento da fadiga nas provas de 200m bruços.

Podemos indicar com principais limitações deste estudo: (i) contrangimento causado pelo equipamento nas viragens ao longo do teste; (ii) devidas as condições da piscina, os efeitos de ruído no sinal foram visíveis devendo ser otimizados de forma a diminuir o espectro de frequências baixas no EMG.

## CONCLUSÕES

As variáveis neuromusculares, cinemáticas e fisiológicas sugerem que a fadiga neuromuscular começa por aparecer no 2º percurso, mas mais evidente no 3º percurso de nado durante os 200m bruços.

Assim, na prova de 200m bruços, o decréscimo na  $v$ ,  $DC$ ,  $IN$  e aumento da  $FG$  no último percurso, o aumento nas concentrações de lactato sanguíneo após o teste, e o aumento não significativo na amplitude e o decréscimo parâmetros espectrais, demonstram uma tendência para um estado de fadiga não linear.



O objetivo principal desta tese consistiu em quantificar o efeito da fadiga na prova de 200m bruços, com base na análise das variáveis cinemáticas, dos padrões motores e da atividade neuromuscular, de forma a descrever as relações entre eles, bem como perceber em que medida é que podem influenciar o desempenho.

Verificou-se fundamentalmente que, por um lado, cada nadador adaptou o seu padrão motor e neuromuscular de uma forma única e distinta. Por outro lado, as variáveis cinemáticas e os padrões neuromusculares apresentam uma relação entre si, uma vez que a diminuição da frequência média muscular (BB, TB e PM) e a elevada amplitude muscular se relacionam com as variáveis cinemáticas para o músculo PM, e que a fadiga neuromuscular surge inicialmente no 2º percurso de nado, mas mais pronunciadamente no 3º percurso de nado ao longo dos 200m bruços, existindo uma tendência para o estado de fadiga ocorrer de uma forma não linear.

As variáveis cinemáticas demonstraram no estudo 2 (**Capítulo 5**), que a relação entre a  $\Delta DC$  e a  $\Delta FG$  refletem a capacidade dos nadadores manterem a  $v$  ao longo dos 200m (Takagi *et al.*, 2004), enquanto a forte correlação entre a  $v$  e  $FG$ , sugerem que a  $FG$  é um indicador determinante na organização motora na NPD (Thompson *et al.*, 2004; Alberty *et al.*, 2005) e no estudo 3 (**Capítulo 6**), que a diminuição da  $v$ ,  $DC$ ,  $IN$  e o aumento da  $FG$  no último percurso de nado indicou uma incapacidade de gerar suficiente energia para colmatar o continuo arrasto ao longo da prova, o que poderá ser devido às condições específicas do protocolo experimental.

Logo, parece que existem homogenias entre ambos os estudos (**Capítulo 5 e 6**), na medida em que ambos apontaram para uma diminuição da  $v$ ,  $DC$  e um aumento da  $FG$  no último percurso de nado, sugerindo uma tendência na redução da eficiência de nado e na menor capacidade dos nadadores aplicarem força propulsiva com o aparecimento da fadiga. Esta tendência poderá ser justificada pela descontinuidade que caracteriza a técnica de bruços, nomeadamente ao nível da acentuação das variações intracíclicas da velocidade horizontal, que por inércia, determinam a



necessidade de se realizar um trabalho mecânico suplementar superior com o intuito de voltar a acelerar o centro de massa do corpo (Barbosa *et al.*, 2005).

Relativamente à atividade neuromuscular, no que concerne à duração das fases ativas e não-ativas, no estudo 1 (**Capítulo 4**) a fase ativa apresentou uma tendência de aumento para o músculo TB em todos os nadadores, excetuando para o nadador 2 e 5, para os quais o músculo DA obteve uma duração mais elevada. Esta tendência do TB é similar à tendência realizada no teste de 100m crol à máxima intensidade desenvolvido por Stirn *et al.*, (2011), já a fase não-ativa, não poderemos afirmar que existe uma tendência relativamente ao início e ao final do nado, uma vez que cada nadador apresenta um comportamento distinto para os músculos em estudo. No estudo 3 (**Capítulo 6**) a fase ativa apresentou a maior duração de ativação para o músculo BB e mais curta para o músculo TB, sendo visível um decréscimo na duração da fase ativa e aumento da fase não ativa no 3º percurso comum a todos os músculos, salientando um marco importante na caracterização da prova de 200m bruços.

Portanto, parece que existem algumas diferenças entre o estudo 1, 2 e 3 (**Capítulo 4, 5 e 6**). Ou seja, enquanto no estudo 1, o TB obteve uma duração elevada da fase ativa, no estudo 3, o mesmo apresentou a duração mais reduzida, já nas fases não-ativas no estudo 2 não existem semelhanças uma vez que cada nadador adota o seu comportamento neuromuscular, enquanto no estudo 3 o BB e TB apresentam-se com a maior e menor inatividade. Assim, parece-nos que através da duração das fases ativas e não ativas dos músculos pode-se sugerir que com os diferentes períodos de ativação e de repouso dos músculos envolvidos, o aparecimento da fadiga muscular é visível, ou seja, é necessário ter em conta o aumento da duração da fase ativa e não-ativa no final do nado, tal como as diferenças individuais entre nadadores e músculos analisados.

Analisando a *ARV* e *MNF*, no estudo 1 e 3 (**Capítulo 4 e 6**), o músculo DA apresentou valores superiores de *ARV*, enquanto o BB apresentou valores mais elevados de *MNF*, existindo aqui

uma concordância entre estudos, no sentido de sugerir que ambos os músculos tem um papel determinante no desempenho de bruçistas.

No estudo 3 (**Capítulo 6**), o ARV demonstrou um aumento e manutenção no final relativamente ao início para o BB e PM, comparando o 1º com o 4º percurso, e um pequeno decréscimo para o DA e TB que apresentaram valores mais elevados no início relativamente ao final. Os nadadores no final do nado aumentaram o tempo da fase de recuperação dos membros superiores, decrescendo a amplitude de sinal EMG para o DA e TB, músculos estes responsáveis pelo movimento de antepulsão dos braços e extensão dos mesmos à frente. No estudo 2 a amplitude obteve uma correlação fraca para os músculos BB e TB, indicando que á medida que as variáveis  $v$ ,  $FG$  e  $DC$  aumentam a amplitude diminui, enquanto para os músculos DA e PM, verificou-se o inverso, ou seja, á medida que as variáveis  $v$ ,  $FG$  e  $DC$  aumentam a amplitude também aumenta, sendo que o músculo DA apresenta uma correlação fraca, enquanto o músculo PM apresenta uma forte correlação.

No que diz respeito à  $MNF$  o estudo 2 (**Capítulo 5**), revelou uma correlação forte entre  $v$ ,  $FG$  e  $DC$ , significando que á medida que as variáveis cinemáticas aumentam a frequência diminui, indicando que alterações nas variáveis cinemáticas refletem-se na frequência muscular. No estudo 3 (**Capítulo 6**), o  $MNF$  diminuiu no 4º percurso de nado, relativamente ao 1º percurso de nado para todos os músculos em estudo ao longo dos 200m bruços, indicando o aparecimento da fadiga neuromuscular.

Assim, estes estudos indicam que existe uma relação entre as variáveis cinemáticas e a atividade neuromuscular, sugerindo que uma diminuição da  $MNF$  está associada a um aumento da ARV, sendo originada pela normal adaptação e tática utilizada pelos nadadores, como forma de utilizar a restante capacidade no último percurso para atingir o melhor resultado, através da solicitação dos músculos em estudo, que por sua vez circunscrevem o aparecimento da fadiga.

Relativamente ao La, no estudo 2 (**Capítulo 5**), verificou-se que a relação entre as variáveis cinemáticas e La esteve associada às alterações apresentadas na atividade neuromuscular, e no estudo 3 (**Capítulo 6**) os valores de La após o teste atingiram valores que eram espectáveis depois de 200m bruços encontrando-se em consonância com os resultados obtidos por outros estudos em testes similares (Capelli *et al.*, 1998; Lomax & Castle, 2011). Ou seja, verifica-se uma tendência para os aumentos na La serem responsáveis pelo aparecimento da fadiga, através das alterações do pH intracelular, bem como o decréscimo da velocidade de condutibilidade das fibras musculares e a alteração da forma do potencial de ação das unidades motoras (Cifrek *et al.*, 2009).

O estudo dos padrões motores apresentados no estudo 1 (**Capítulo 4**) permitiu indicar que cada nadador apresenta um padrão motor distinto adaptando o seu padrão de uma forma única e distinta, indicando que é necessário ter em consideração o modelo técnico utilizado por cada nadador, estando de acordo com o apresentado na literatura (Campaniço *et al.*, 2006; Cardoso *et al.*, 2009; Louro *et al.*, 2010). Este estudo revelou ser de grande importância, uma vez que estabelece a ligação entre o estudo 2 e 3 (**Capítulo 5 e 6**), na medida em que nos fornece informação detalhada sobre o padrão motor utilizado pelos nadadores, levando à identificação do modelo técnico utilizado, e da identificação de eventuais desvios à técnica.

Logo, os efeitos da fadiga em NPD tem vindo a ser um tópico central na investigação, sujeito a várias divergências de opiniões sobre esta temática, estando ainda vários mecanismos associados ainda por esclarecer. No entanto, foi possível contribuir para o conhecimento deste tópico em NPD, sendo determinante assinalar algumas aplicações práticas para treinadores e nadadores para a prova de 200m bruços, nomeadamente: i) conhecer o padrão motor de nado individual e respetivo modelo técnico utilizado; ii) identificar o momento crítico de aparecimento de fadiga; iii) reforçar a manutenção do padrão de nado nos últimos percursos (3º e 4º percurso); iv) reajustar os ciclos de nado (*FG*, *DC*) para que a variação dos mesmos não ocorra de forma

acentuado na ativação muscular (*MNF*, *ARV*); v) aplicar exercícios de treino em seco e na água que maximizem a atividade neuromuscular dos músculos mais relevantes na técnica de bruços e vi) aumentar o treino anaeróbio para evitar que a *La* não atinja valores tão elevados no final dos 200m bruços.

Assim, apesar do contributo fornecido por esta tese, algumas linhas de investigação estão abertas com estes resultados. A título de sugestões futuras, seria aliciante compreender de que forma, os membros superiores e inferiores na técnica de bruços se relacionam com as variáveis estudadas na prova de 200m bruços, se existe alguma relação entre a atividade neuromuscular e a coordenação motora dos membros inferiores e superiores e o TTG (*total time gap*), e por último se através de um estudo longitudinal existe relação entre as variáveis em estudo, no sentido de clarificar a evolução e as manifestações da fadiga ao longo de uma época desportiva.

## CONCLUSÕES

Com base nos objetivos específicos propostos neste estudo podemos concluir que:

- Existe uma relação entre os padrões neuromusculares e motores, uma vez que cada nadador adota o seu padrão neuromuscular e motor de uma forma única e distinta, ocorrendo diferenças de comportamento já que cada nadador apresenta padrões de diferentes complexidades, existindo características por defeito (Estudo 1, Capítulo 4).
- As variáveis cinemáticas e os padrões neuromusculares apresentam uma relação entre si, uma vez que a diminuição da frequência média muscular (*BB*, *TB* e *PM*) e a elevada amplitude muscular se relacionam com as variáveis cinemáticas para o músculo *PM* (Estudo 2, Capítulo 5).
- A fadiga neuromuscular começa a aparecer no 2º percurso de nado, mas as suas manifestações são mais evidentes no 3º percurso (amplitude aumenta e os parâmetros

espectrais diminuem) estando relacionado com as alterações cinemáticas e fisiológicas (Estudo 3, Capítulo 6).

Assim, dando resposta ao problema de estudo formulado inicialmente: “Em que medida as variáveis cinemáticas, padrões motores e atividade neuromuscular contribuem para o aparecimento da fadiga na prova de 200m bruços?”, verificou-se que os nadadores adotaram um perfil de diminuir a  $v$ ,  $DC$  e  $FG$  ao longo da prova, e aumentar a  $FG$  no último percurso. Cada nadador adapta o seu padrão motor e neuromuscular de uma forma única e distinta ao longo da prova, existindo semelhanças de acordo com os modelos técnicos utilizados individualmente. Os sinais mais evidentes de fadiga neuromuscular ocorrem a partir 3º percurso de nado, através da observação do aumento da amplitude e diminuição dos parâmetros espectrais.

Assim, a conjugação das variáveis cinemáticas, padrões motores e actividade neuromuscular encontra-se associada ao aparecimento da fadiga na prova de 200m bruços.



## CAPITULO 1: INTRODUÇÃO GERAL

Alves F. (1984). Análise sumária da técnica de bruços. *Ludens*, 9(1):43-51.

Alves F. (1998). O treino da técnica em Natação. *Braçada*, 1 (4): 12. Secção de Natação do Leixões S.C.

Anguera M, Blanco A, Losada J, Mendo A. (2000). La Metodología Observacional en el Deporte: Conceptos básicos. *Lecturas: EF y Deportes. Revista Digital*, 24 de Agosto.

Barbosa TM, Keskinen KL, Fernandes R, Colaco P, Lima AB & Vilas-Boas JP. (2005). Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *Eur J Appl Physiol*. 93: 519-523.

Barbosa TM, Costa M, Marinho DA, Coelho J, Moreira M, Silva AJ. (2010). Modeling the links between young swimmers' performance: energetic and biomechanic profiles. *Pediatr Exerc Sci*. 22: 379–391.

Basmajian V, De Luca C. (1985). *Muscles Alive*. Williams and Willkins, Baltimore, USA.

Caty VY, Rouard AH, Hintzy F, Aujouannet YA, Molinari F & Knaflitz M (2006). Time–frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Portuguese Journal of Sport Sciences*. 6(S2): 28–30.

Campaniço J, Santos J, Silva A. ( 2006). Breaststroke swimming patterns from vídeo sequences analyzes. Produced by specific field formats. In: *Xth Biomechanics and Medicine in Swimming*, Por J Sport Sci, Porto. 6( Supl 1) 76-77.

Clarys J, Rouard A. (1996). The front crawl downsweep: Shoulder protection and /or performance inhibition. *J Sports Med and Phys Fitness*. 36:121-126.

Costa A, Bragada JA, Mejias JE, Louro H, Marinho DA, Silva AJ, Barbosa TM. (2012). Effects of swim training on energetics performance. *Int J Sports Med*. (Epub ahead of print).

Costill DL, Maglicho BW, Richardson AB. (1992). Swimming. Oxford, UK: Blackwell Scientific Publications.

Craig A, Pendergast D. (1979). Relationships of stroke rate, distance per stroke and velocity in competitive swimming. *Med and Sci in Sport*.11: 278-283.

Craig A, Boomer W, Skehan P. (1988). Patterns of velocity in competitive breaststroke swimming. In: B.E. Ungerechts, K. Wilke e K. Reischle (eds.). *Swimming Science V*, pp.73-77. Human Kinetics Publishers. Champaign, Illinois.

Dimitrova NA, Dimitrov GV. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*. (13):13– 36.

Fernandes RJ, Billat VL, Cruz AC, Colaco PJ, Cardoso CS, & Vilas-Boas, JP. (2006). Does net energy cost of swimming affect time to exhaustion at the individual's maximal oxygen consumption velocity? *J Sports Med Phys Fitness*. 46: 373-380.

Figueiredo P, Sousa A, Gonçalves P, Suzana P, Susana S, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. (2010). Biophysiological Analysis of the 200m Front Crawl Swimming: a Case of Study. XI<sup>th</sup> International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming. Oslo Abstract Book pp. 86-87.

Figueiredo P, Pereira S, Gonçalves P, Vilas-Boas JP, Fernandes R. (2011) Muscular Fatigue during 200m Front Crawl. *Port J Sport Sci*.11: 735-738.

Fritzdorf SG, Hibbs A, Kleshnev V. (2009). Analysis of speed, stroke rate, and stroke distance for world-class breaststroke swimming. *J Sports Sci*. 27: 373-378.

Holmér I. (1975). Efficiency of breaststroke and freestyle swimming. In: J.P. Clarys e L. Lewille (eds.). *Swimming II*, pp. 130-136 University Park Press, Baltimore.

Ikuta J, Matsuda Y, Yamada Y, Kida N, Oda S, Moritani T. (2012). Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *Eur J Appl Physiol*. 112:3417-29.



Louro H, Silva AJ, Anguera T, Marinho D, Oliveira C, Conceição A, Campaniço J. (2010). Stability of patterns of behavior in the butterfly technique of elite swimmers. *J Sport Sci Med.* 9:36-50.

Miyashita M. (1975). Arm action in the Crawl stroke. In: Lewille L, Clarys JP (eds). *Swimming II*. pp. 167-173. University Park Press, Baltimore.

Miyashita M. (1996). Critical aspects of biomechanics in swimming. In: Troup JP, Hollander AP, Strasse D, Trappe SW, Cappaert JM, Trappe TA (eds). *Biomechanics and Medicine in Swimming VII*. pp. 17-22. E & FN Spon. London.

Monteil KM, Rouard AH, Dufour AB, Troup JP. (1993). EMG of the shoulder muscles during an exhaustive front crawl test realised in a flume. In: XIV I.S.B. Congress, pp. 896-897.

Oppenheim F. (1964). *La natation*. Domaine du Sport, La Table Ronde.

Oliveira C, Santos J, Campaniço J, Jonsson K. (2006). Detection of Real-time patterns in breaststroke swimming. In: J.P Vilas-Boas, F. Alves, A. Marques (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming X Portuguese Journal of Sport Sciences*, 6 (supl 2) 241-244. Porto.

Pendergast D, Zamparo P, Di Prampero D, Capelli C, Cerrettelli P, Termin A, Craig A, Bushnell D, Paschke D, Mellendorf J. (2003). Energy balance of human locomotion in water. *Eur J Appl Physiol.* 90: 377-386.

Pyne DB, Lee H, Swanwick KM. (2001). Monitoring the lactate threshold in world ranked swimmers. *Med Sci Sports Exerc.* 33: 291-7.

Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. (1994). The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyography and cinematographic analysis of twelve muscles *Am J Sports Med.* 22: 789-796.

Saavedra J, Escalantes Y, Rodríguez F. (2002). Kineanthropometric profile and somatic predictors of swimming performance in peripubertal swimmers. In: Chatard J-C (ed). *Book of Abstracts of the IX<sup>th</sup> World Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*. pp. 160. Faculté de Médecine et Centre Hospitalier Universitaire de Saint-Étienne, Saint-Étienne.

Sánchez J, Arellano R. (2002). Stroke index values according to level, gender, swimming style and event race distance, In Proceedings of the XX<sup>th</sup> International Symposium on Biomechanics in Sports, K. Gianikellis, (Ed.), 56-59, Universidad de Extremadura, Cáceres.

Seifert L. & Chollet D. (2005) A new index of flat breaststroke propulsion: comparison between elite men and elite women. J Sports Sci. 23: 309-320.

Sharpe T, Koperwas J. (2003). Behavior and sequential analyses. Principles and practice. Sage Publications, Inc.

Silva A. (2001). A importância da variação da velocidade do centro de massa do corpo do nadador na técnica de bruços. [Tese de Doutorado em Educação Física e Desporto, não publicada]. Vila Real: UTAD;

Stallman S, Vinkander N, Freim N. (1992). The relationship between selected psychological parameters and performance among swimmers and divers. In: MacLaren D, Reilly T, Lees A (eds). Biomechanics and Medicine in Swimming VI. pp. 385-390. E & FN Spon, London.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. Eur J Appl Physiol. 111:101-13.

Takagi H, Sugimoto S, Nishijima N, Wilson B. (2004). Differences in stroke phases, arm-leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. Sports Biomech.3:15-27.

Termin B, Pendergast D. (2000). Training using the stroke-frequency velocity relationship to combine biomechanical and metabolic paradigms. J Swim Res. 14: 9-17.

Thompson KG, Haljand R, Maclaren D. (2000a). The relative importance of selected kinematic variables in relation to swimming performance in elite male and elite female 100m and 200 breaststroke swimmer. J Human Movement Stud. 39: 015-032.

Thompson KG, Haljand R, Maclaren D (2000b). An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100m and 200m breaststroke swimmers. *J Sports Sci.* 18: 421-431.

Tourny C, Chollet D, Micallef JP, Macabies J. (1992). Comparative analysis of studies of speed variations within a breaststroke cycle. In: D. Maclaren, T Reilly e A. Lees (eds.), *Biomechanics and Medicine and Swimming, Swimming Science VI*, pp.161-166, E & FN Spon, London.

Toussaint HM, Hollander AP. (1994). Energetics of competitive swimming. Implications for training performances. *Sports Med.* 18: 384- 405.

Ungerechts B. (1990). The undulating technique of breaststroke its biomechanics, its technique and learning strategies. First World Swimming Coaches Seminar, Olympia.

Van Tilborgh L, Daly L, Persyn U. (1983). The influence of some somatic factors on passive drag, gravity and buoyancy forces in competitive swimmers. In: Hollander AP, Huijing P, de Groot G. (eds). *Biomechanics and Medicine in Swimming*. pp. 207-214. Human Kinetics Publishers, Illinois.

Vilas-Boas JP. (1987). Estudo comparativo do nível global de adequação das variantes formal e natural da técnica de bruços. Dissertação apresentada às formas de aptidão pedagógica e de capacidade científica. ISEF- UP Porto.

Vilas-Boas JP. (1993). Caracterização Biofísica de três técnicas de Bruços. Tese de Doutoramento. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto. Não Publicado.

Vilas-Boas JP. (1998). A avaliação objectiva dos factores de rendimento em nadadores: contributo para o desenvolvimento da natação em Portugal. Documento de apoio à disciplina Metodologia I - Natação. FCDEF-UP, Porto.

Vilas- Boas JP. (2010). Biomechanics and Medicine in Swimming, Past, Present and Future. In: Kjendlie PL, Stallman RK, Cabri J (eds.). *Biomechanics and Medicine in Swimming XI*. Oslo Abstract Book; 46-46.

Wakayoshi K, Yoshida T, Ikuta Y, Mutoh Y, Miyashita M. (1993). Adaptations to six months of aerobic swim training. Changes in velocity, stroke rate, stroke length and blood lactate. *Int J Sports Med.* 14: 368-72.

Wakayoshi K, D'Acquisto J, Cappaert JM, Troup JP. (1996). Relationship between metabolic parameters and stroking technique characteristics in front crawl. In: Troup JP, Hollander AP, Strasse D, Trappe SW, Cappaert JM, Trappe TA (eds). *Biomechanics and Medicine in Swimming VII*. pp. 152-158. E & FN Spon, London.

Wasserman K, Whipp BJ, Koys SN, Beaver WL. (1973). Aerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol.* 35: 236-43.

Wickstrom RL. (1983). *Fundamental motor patterns* (3<sup>rd</sup> ed.) Philadelphia: Lea & Febiger.

Yoshizawa M, Tokuyama H, Okamoto T, Kumamoto M. (1976). Electromyographic study of the breaststroke. In P.V. Komi (eds). *Biomechanics V-B. International series on Biomechanics*. Baltimore, University Park Press 1B, 222- 279.

Zamparo P, Capelli C, Pendergast D. (2011). Energetics of swimming: a historical perspective. *Eur J Appl Physiol.* 111: 367-378.

Zhu J, Persyn U, Colman V. (1997). Screening of kinanthropometric characteristics relevant for swimming strokes and style variants. In: Daniel K, Huffmann U, Klauk J. (eds). *Cologne Swimming Symposium*. pp. 80-89. Sport Fahnemann, Cologne.

Zhientek C. (2003). The effect of a mental training program on swimmers anxiety levels. In: Chatard J-C (eds.). *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. pp. 557-562. Publications de l'Université de Saint-Étienne, Saint-Étienne.

### CAPITULO 3: REVISÃO DE LITERATURA

Alberty M, Sidney M, Hespel JM, Dekerle J, Pelayo P. (2003). Effects of an exhaustive exercise on upper limb coordination and intracyclic velocity variations in front crawl stroke. In: J.-C. Chatard (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, 81-85. Publications de l'Université de Saint-Étienne, Saint-Étienne.

Alberty M, Sidney M, Huot-Marchand F, Hespel JM, Pelayo P. (2005). Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *Int J Sports Med*. 26: 471-45.

Almeida L. (1993). *Teorias da Inteligência*. Porto. Edições Jornal de Psicologia.

Alves J. (1995). *Processamento da informação e inteligência*. Edições da Faculdade de Motricidade Humana. Lisboa.

Ament W, Verkerke G. (2009). Exercise and fatigue. *Sports Med*. 39: 389-422.

Ander-Egg E. (1978). *Introducción a las técnicas de investigación social para trabajadores sociales*, 7ed. Parte IV, cap.26. Buenos Aires, Humanitas.

Anderson ME, Hopkins WG, Roberts AD, Pyne DB. (2006). Monitoring seasonal and long-term changes in test performance in elite swimmers. *Eur J Sport Sci*. 6: 145-154.

Anguera MT. (1990). Metodología observacional. En J. Arnau, M.T. Anguera y J. Gómez Benito. *Metodología de la investigación en ciencias del comportamiento*. pp. 125-236. Murcia: Universidad de Murcia.

Anguera MT. (1998). Uso y aplicaciones de la observación en actividad física y deporte. XV Jornadas de Psicología de la Actividad Física y el Deporte.

Anguera M, Blanco A, Losada J, Mendo A. (2000). La Metodología Observacional en el Deporte: Conceptos básicos. *Lecturas: EF y Deportes. Revista Digital*, 24 de Agosto.

Agaoglu SA, Tasmektepligil MY, Atan T, Tutkun E, Hazar F. (2010). Effects of two months training on blood lactate levels in adolescent swimmers. *Biol Sport*. 27: 135- 141.

Arellano R. (1993). El control y evaluacion del entrenamiento; el control y evaluacion de la técnica. Federacion Española Natacion. Escuela Nacional de Entrenadores. Gandia.

Arellano R, Brown P, Cappaert J, Nelson RC. (1994). Analysis of 50-, 100-, and 200-m freestyle swimmers at the 1992 Olympic Games. *J Appl Biomech*. 10: 189–199.

Ajouannet YA, Bonifazi M, Hintzy F, Vuillerme N, Rouard AH. (2006). Effects of a high - intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. *Appl Physi Nutrition and Metabolism*. 3: 150-158.

Barbosa T, Lima F, Portela, A, Novais D, Machado L., Colaço P, Gonçalves P, Fernandes R, Vilas- Boas J. (2006). Relationships between energy cost, swimming velocity and speed fluctuation in competitive swimming strokes, In: *Biomechanics and Medicine in Swimming X*, Port J Sp Scie, pp. 192-194.

Barbosa TM, Fernandes RJ, Keskinen KL, Vilas-Boas JP. (2008). The influence of stroke mechanics into energy cost of elite swimmers. *Eur J Appl Physiol*. 103: 139– 149.

Barbosa TM, Costa M, Marinho DA, Coelho J, Moreira M, Silva AJ. (2010). Modeling the links between young swimmers performance: energetic and biomechanic profiles. *Pediatr Exerc Sci*. 22: 379– 391.

Barbosa TM, Marinho DA, Costa M, Silva AJ. (2011). Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In: *Biomechanics in Applications*, Rijeka: In Tech. 367-388.

Barry B, Enoka R. (2007). The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integr Comp Biol*. 47: 465-473.

Basmajian JV. (1978). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. 4<sup>th</sup> ed Baltimore: Williams and Wilkins.

Birrer P. (1986). The shoulder, EMG and the swimming stroke. *J Swim Res.* 2: 20-23.

Bollens E, Annemans L, Vaes W, Clarys JP. (1988). Peripheral EMG comparison between fully tethered and free front crawl swimming. In: Ungerechts B, Wilke K, Reischle K (eds), *Swimming Science V. International series on sport sciences, volume 18.* Human Kinetic Publishers, Champaign. pp. 173-181.

Bornemann B, Winkelman P, van der Meer E. (2011). Can you feel what you do not see? Using internal feedback to detect briefly presented emotional stimuli. *Int J Psychophysiol.* 85: 116-24.

Boyas S, Guével A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaption. *Ann Phys Rehabil Med.* 54: 88-108.

Brooks GA, et al. (1995). *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and Its Applications* (2<sup>nd</sup> ed.) California: Mayfield Publishing Company.

Cabri J, Annemans L, Clarys JP, Bollens E, Publie J. (1988). The Relation of stroke frequency, force, and EMG in Front Crawl tethered swimming. In: Ungerechts B, Wilke K, Reischle K. (eds), *Swimming Science V. International series on sport sciences, volume 18.* Human Kinetic Publishers, Champaign, pp.183-189.

Camata TV, Altimari LR, Bortolotti H, Dantas JL, Fontes EB, Smirmaul BP, Okano AH, Chacon-Mikahil MP, Moraes AC. (2011). Electromyography activity and rate of muscle fatigue of the quadriceps femoris during cycling exercise in the severe domain. *J Strength Cond Res.* 25: 2537-43.

Campaniço J, Sarmento P. (1999). Estudos da observação e auto-observação sob influência de variáveis de desempenho desportivo em natação, segundo as diferenças de conhecimento de erro técnico. VII Congresso de Educação Física de Língua Portuguesa, Florianópolis, Brasil.

Campaniço J, Anguera MT. (2000). O modelo de ensino básico e as estratégias observacionais em natação. XXIII Congresso da APTN (Associação Portuguesa de Técnicos de Natação). Vila Real (Portugal): Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Campaniço J, Santos J, Silva A. (2006). Breaststroke swimming patterns from vídeo sequences analyzes. Produced by specific field formats. In: Biomechanics and Medicine in Swimming, Portuguese J Sport Sci; 6 (Supl 1), 76-77.

Capelli C, Zamparo P, Cigalotto A, Francescato MP, Soule RG, Termin B, Pendergast DR, diPrampo PE. (1995). Bioenergetics and biomechanics of front crawl swimming. J Appl Physiol. 78: 674-679.

Capelli C, Pendergast DR, Termin B. (1998). Energetics of swimming at maximal speeds in humans. Eur J Appl Physiol Occup Phys. 78: 385-393.

Cardelli C, Lerda R, Chollet D. (2000). Analysis of breathing in the crael as a function of skill and stroke characteristics. Percept Mot Skills. 90: 979-987.

Cardoso J, Carvalho C, Campaniço J, Oliveira C, Louro H. (2008). Behaviours patterns on butterfly swimmers. In: Cabri J, Alves F, Araújo D, Barreiros J, Diniz J, Veloso A. Book of Abstracts 13<sup>th</sup> Annual Congresso of the European College of Sport Science, Estoril.

Carpes FP, Diefenthaeler F, Bini R, Stefanyshyn R, Faria DJ, Mota, CB. (2011) Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling. J Sports Sci. 29(2):151-9.

Caty VY, Rouard AH, Hintzy F, Aujouannet YA, Molinari F, Knaflitz M. (2006). Time- frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. Port J Sport Sci. 6: 28-30.

Changalur SN, Brown PL. (1992). An analysis of male and female Olympic swimmers in the 200-meter events. Can J Sports Sci. 17: 104-109.

Chatard J. (1985). Influence des facteurs morphologiques et de l'entraînement sur le rendement énergétique. In: Les messages de l'association réflexion natation. Compte rendue des Journées de Natation, pp. 53-63, Canet.

Chatard JC, Caudal N, Cossor J, Mason B. (2001). Specific strategy for the medalists versus finalists and semi finalists in the women's 200m breaststroke at the Sydney Olympic games. In



XIX International Symposium on Biomechanics in Sports (Edited by JR. Blackwell and RH Sanders), University of San Francisco, pp. 14-17.

Chollet D. (1990). *Approche Scientifique de la Natation Sportif*. Vigot. Paris.

Chollet D, Pelayo P, Tourny C, Sidney M. (1996) Comparative analysis of 100m and 200m events in the four strokes in top level swimmers. *J Hum Mov Stud*. 31: 25–37

Chollet D, Pelayo P, Delaplace C, Tourny C, Sidney M. (1997). Strokings characteristic variations in the 100-m freestyle for male swimmers of differing skill. *Percept Mot Skills*. 85: 167–177.

Chollet D, Chabies S, Chatard JC. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *Int J Sports Med*. 21: 54-59.

Chollet D, Boulesteix L. (2001). Evolution of the butterfly coordination in relation to velocity and skill level of swimmers. In XIX International Symposium on Biomechanics in Sports (Edited by JR. Blackwell and RH. Sanders), pp. 22-26. University of San Francisco.

Chollet D, Seifert L, Leblanc H, Boulesteix L, Carter M. (2004). Evaluation of arm-leg coordination in flat breaststroke. *Int J Sports Med*. 25: 486-495.

Clarys JP, Jiskoot J, Lewillie L. (1973). L'emploi des traces lumineuses dans l'analyse biomécanique de different styles de notation. *Kinantropologie*. 5:123-144.

Clarys JP, 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 JP. (1985). Hydrodynamics and electromyography: Ergonomics aspects in aquatics. *Appl Ergon*.1: 11-24.

Clarys JP. (1988a). The Brussels swimming EMG project. In: Ungerechts B, Wilke K, Reischle K.(eds), *Swimming Science V*. International series on sport sciences, volume 18. Human Kinetic Publishers, Champaign, pp. 157-172.

Clarys JP, Cabri J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *J Sports Sci.* 11: 379-448.

Clarys J, Rouard A. (1996). The frontcrawl downstroke: Shoulder protection and/or performance inhibition. *J Sports Med Phys Fitness.* 36: 121-126.

Clarys JP, Alewaeters K. (2003). Science and sports: a brief history of muscle, motion and ad hoc organizations. *J Sports Sci.* 21: 669-677.

Cole MH, Grimshaw PN. (2008). Electromyography of the trunk and abdominal muscles in golfers with and without low back pain. *J Sci Med Sport.* 11: 174-81.

Colman V, Persyn U. (1995). The importance of the interaction between balance and propulsion in a Kinesiological evaluation of the symmetrical strokes. *Universidade Católica de Leuven.*

Colman V, Persyn U, Daly D, Stijnen V. (1998). A comparison of the intracyclic velocity variation in breaststroke swimmers with flat and undulating styles. *J Sports Sci.* 16: 653-665.

Conceição A, Gamboa H, Palma S, Araújo T, Nunes N, Marinho D, Costa A, Silva A, Louro H. (2010). Comparison between the standard average muscle activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. *XI<sup>th</sup> International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo, Abstract Book* pp. 46-47.

Correia P, Mil-Homens P, Veloso A. (1995). *Electromiografia. Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e processamento. Aplicações cinesiológicas.* Departamento de Ciências da Motricidade, Departamento de Ciências do Desporto. Edições FMH. Lisboa, Portugal.

Costa MJ, Bragada JA, Mejias JE, Louro H, Marinho DA, Silva AJ, Barbosa TM. (2012). Effects of swim training on energetics and performance. *Int J Sports Med.* (Epub ahead of print).

Costill DL, Kowaleski J, Porter D, Kirwan J, Fielding R, King D. (1985). Energy expenditure during front crawl swimming: predicting success in middle-distance events. *Int J Sports Med.* 6: 266-270.

Costil D, Lee G, D'Aquisto L. (1987). Video-computer assisted analysis of swimming technique. J Swim Res. 3: 5-9.

Costill DL, Maglicho BW, Richardson AB. (1992). Swimming. Oxford, UK: Blackwell Scientific Publications.

Craig AB Jr, Pendergast DR. (1979). Relationship of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. Med Sci Sports Exerc. 11: 278–283.

Craig A, Skehan P, Pawelczyk J, Boomer W. (1985). Velocity, stroke rate and distance per stroke during elite swimming competition. Med Sci Sports Exerc. 17: 625–634.

Cram JR, Durie MD. (2004). The history of muscle dysfunction and SEMG. App Psychophysiol Biofeedback.28: 81-91.

Davis JM, Bailey SP. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. Med Sci Sports Exerc. 29: 45-57.

D'Acquisto LJ, Costill DL. (1998). Relationship between intracyclic linear body velocity fluctuations, power, and sprint breaststroke performance. J Swim Res. 13: 8-14.

De Jesus K, Figueiredo P, Goncalves P, Pereira S, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. (2011). Biomechanical Analysis of Backstroke Swimming Starts. J Appl Biome.13: 135-163.

De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biome.13: 135-163.

De Luca C. (2002). The Use of Electromiography in Biomechanics. Delsys Inc.USA.

Dekerle J, Nesi X, Lefevre T, Depretz S, Sidney M, Huot-Marchand F, Pelayo P. (2005). Stroking parameters in front crawl swimming and maximal lactate steady state speed. Int J Sports Med. 26: 53–58.

Deschodt VJ, Arsac LM, Rouard AH. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25- m sprint front-crawl swimming. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 80(3): 192-9.

Devereux GR, Coleman D, Wiles JD, Swaine I. (2012). Lactate accumulation following isometric exercise and its relationship with reduce resting blood pressure. *J Sports Sci.* 30: 1141-8.

Di Giulio C, Daniele F, Tipton C. (2006). Angelo Mosso and muscular fatigue: 116 years after the first congress of physiologists. *Adv Physiol Educ.* 30: 51– 57.

Donelan JM, Shipman DW, Kram R, Kuo AD. (2004). Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *J Biomech.* 37: 827-835.

East D. (1970). Swimming: an analysis of stroke frequency, stroke length and performance. *New Zealand Journal of Health, Physical Education and Recreation.* 3: 16-27.

Ebben WP, Kindler AG, Chirdon KA, Jenkins NC, Polichnowski AJ, Ng AV. (2004). The effect of high-load vs. high-repetition training on endurance performance. *J Strength Cond Res.* 18: 513-7.

Enoka R, Duchateau J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol.* 586:11– 23.

Figueiredo P, Sousa A, Gonçalves P, Suzana P, Susana S, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. (2010). Biophysiological Analysis of the 200m Front Crawl Swimming: a Case of Study. XI<sup>th</sup> International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming. Oslo Abstract Book pp. 86-87.

Figueiredo P. (2011). Biophysical Analysis of the 200 m Front Crawl – Interplay between the biomechanical, energetic, coordinative, and muscular factors. Doctoral Thesis in Sport Sciences. Centre of Research, Education, Innovation and Intervention in Sport Faculty of Sport, University of Porto.

Figueiredo P, Sanders R, Gorski T, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. (2012). Kinematic and Electromyographic changes during 200m front crawl at race pace. *Int J Sports Med.* (Epub ahead of print).

Fitts R, Metzger J. (1988). Mechanisms of muscular fatigue. In: J Poortmans, Principals of Exercise Biochemistry, pp. 212-229.

Fujita E, Knaehisa H, Yoshitake Y, Fukunaga T, Nishizono H. (2011). Association between knee extensor strength and EMG activities during squat movement. *Med Sci Sports Exerc.* 43: 2328-34.

Garland S, Hibbs A, Kleshnev V. (2009). Analysis of speed, stroke rate, and stroke distance for world-class breaststroke swimming. *J Sports Sci.* 27: 373-378.

Giangarra CE, Conroy B, Jobe FW, Pink M, Perry J. (1993). Electromyography and cinematographic analysis of elbow function in tennis players using single- and double-handed backhand strokes. *Am J Sports Med.* 21: 394-9.

Gibson H, Edwards RH. (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports Med.* 2: 120-132.

Gilman MB, Wells CL. (1993). The use of heart rates to monitor exercise intensity in relation to metabolic variables. *Int J Sports Med.* 14: 339-344.

Girold S, Chatard J, Cossor J, Mason B. (2001). Specific strategy for the medalists versus finalists and semi-finalists in the women's 200m freestyle at Sidney Olympic Games. In: Blackwell, J.R. and Sanders, R.H., (eds.) XIX International Symposium on Biomechanics in Sports: Proceedings of Swim sessions. San Francisco: University of San Francisco. pp.61-64.

Gladden LB. (2001). Lactid acid: New roles in new millennium. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 98: 395-397.

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

Hawley J, Reilly A. (1997). Fatigue revisited. *J Sports Sci.* 15: 245-246.

Hay BG. (1987). Swimming biomechanics: Abrief review. *Swimming Technique*, 1987; 9: 15–21.

Hellard P, Dekerle J, Avalos M, Caudal N, Knopp M, Hausswirth C. (2007). Kinematic measures and stroke rate variability in elite female 200-m swimmers in the four swimming techniques: Athens 2004 Olympic semi-finals and French National 2004 Championships semi- finalists. *J Sports Sci.* 26: 35-46.

Held T, Marti B. (1999). Substantial influence of level of endurance capacity on the association of perceived exertion with blood lactate accumulation. *Int. J. Sports Med.* 20:34-39.

Hermansen L. (1977). Lactate disappearance and glycogen synthesis in human muscle after maximal exercise. *J Appl Physiology.* 233: 422-429.

Herzog W, Zhang Y-T, Vaz MA, Guimaraes ACS, Janssen C. (1994). Assessment of muscular fatigue using vibromyography. *Muscle Nerve.*17: 1156-1161.

Hohmann A, Kirsten R, Kruger T. (2006). EMG-Model of the backstroke start technique. In: Vilas-Boas JP, Alves F, Marques A.(eds), X International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming, *Port J Sp Scie, Porto.* 6: 38-39.

Ikai M, Ishii K, Miyashita M. (1964). An electromyographic study of Swimming. *J Physic Edu.* 7: 47-54.

Ikuta J, Matsuda Y, Yamada Y, Kida N, Oda S, Moritani T.(2012). Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *Eur J App Physiol.* 112: 3417- 29.

Ichikawa H, Ohgi Y, Miyaji C. (1999). Analysis of stroke of the freestyle swimming using accelerometer. In: K.L. Keskinen; P.V. Komi; A.P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII*, 159-164. University of Jyvaskyla, Jyvaskyla, Finland.

Jacobs I, Bar-Or O, Karlsson J, Dotan R, Tesch P, Kaiser P, Inbar O. (1982). Changes in muscle metabolites in females with 30-s exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc.*14: 457- 460.

Jacobs I, Tesch PA, Bar-Or O, Karlsson J, Dotan R. (1983). Lactate in human skeletal muscle after 10 and 30s of supramaximal exercise. *J. Applied. Physiol.* 55: 365-368.

Jacobs I. (1986). Blood lactate, implications for training and sports performance. *Sports Med.* 3(1):10-25.

Jesus S, Costa MJ, Marinho DA, Garrido ND, Silva AJ, Barbosa TM. (2011). 13th FINA World Championship finals: stroke kinematics and race times according to performance, gender and event, In: J.P. Vilas-Boas, & A. Veloso, (Eds.), *Proceedings of the International Symposium in Biomechanics of Sports*, Port J Sp Scie, Porto. 275-278.

Karlsson J, Saltin B. (1971). Oxygen deficit and muscle metabolites in intermittent exercise. *Acta Physiol Scand* .82:115-122.

Karlsson J, Jacobs I. (1982). Onset of blood lactate accumulation during muscular exercise as threshold concept. I. theoretical considerations. *Int J Sports Med.* 3: 190-201.

Kennedy P, Brown P, Chengular SN, Nelson RC. (1990). Analysis of male and female Olympic swimmers in the 100-meters events. *Int J Sports Biomech.* 6: 187–197.

Keskinen, KL, Komi PV, Rusho H. (1989). A comparative study of blood lactate tests in swimming. *Int J Sports Med.* 10:197-201.

Keskinen KL, Komi PV. (1993). Stroking characteristics of front crawl swimming during exercise. *J Appl Biomech.* 9: 219–226.

Kjendlie PL, Ingjer F, Stallman RK, Stray-Gundersen J. (2004). Factors affecting swimming economy in children and adults. *Eur J Appl Physiol.* 93: 65-74.

Kulin J, Reaston M. (2011). Musculoskeletal disorders early diagnosis: A retrospective study in the occupational medicine setting. *J Occup Med Toxicol.* 6: 1.

Leblanc H, Seifert L, Chollet D. (2010). Does Floatation influence breaststroke technique? *J Appl Biomech.* 2: 150-158.

Lomax M, Castle S. (2011). Inspiratory muscle fatigue significantly affects breathing frequency, stroke rate, and stroke length during 200-m front crawl swimming. *J Strength Cond Res.* 25: 2691-5.

Louro H, Silva AJ, Anguera T, Marinho D, Oliveira C, Conceição A, Campaniço J. (2010). Stability of patterns of behavior in the butterfly technique of elite swimmers. *J Sport Sci Med.* 9:36-50.

Maglisho EW. (2003). *Swimming fastest*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Martin D, Klaus C, Klaus L. (2001). *Manual de Metodología del Entrenamiento Deportivo*. Barcelona: Paidotribo.

Martins-Silva A, Alves F. (2000). Determinant factors to variation in Butterfly velocity. In R. Sanders & Y. Hong (Eds.), *Applied Proceedings of the XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports – Swimming* (pp. 73-74). Edinburgh: Faculty of Education of the University of Edinburgh.

Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *J Appl Physiol.* 92: 1885-1890.

Medved V. (2001). *Measurement of Human Locomotion*, CRC Press, ISBN 0-8493-7675-0, Boca Raton, FL, USA. Merletti, Parker FA. (eds.). *Electromyography*. New Jersey: IEEE Press.

Mosso A. (1891). *La Fatica*. Milano: Treves.

Nigg B, Macintosh B, Mester J. (2000). Biomechanics and biology of movement. In *Contractile Changes and Mechanisms of Muscle Fatigue* (ed. B.R. MacIntosh and D.G. Allen) pp. 365-383. Champaign: Human Kinetics.

Noakes TD. (2000). Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scand J Med Sci Sports.* 10: 123-145.



Nuber GW, Jobe FW, Perry J, Moynes DR, Antonelli D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *Am J Sports Med.* 14: 7-11.

O'Dwyer C, Sainsbury D, O'Sullivan K. (2011). Gluteus medius muscle activation during isometric muscle contractions. *J Sport Rehabil.* 20:174-86.

Ohgi Y, Ichikawa H, Miyaji C. (1999). Characteristics of the forearm acceleration in swimming. In: K.L. Keskinen; P.V. Komi; A.P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII*, 77-82. University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland.

Olbrecht J. (2000). *The science of winning planing, periodization and optimization swim training*. Luton, England: Swimshop.Publications.

Oliveira MF, Caputo F, Dekerle J, Denadai BS, Greco CG. (2012). Stroking parameters during continuous and intermittent exercise in regional-level competitive swimmers. *Int J Sports Med.* 33: 696-701.

Pai YC, Hay JG, Wilson BD. (1984). Stroking techniques of elite swimmers. *J Sports Sci.* 2: 225-239.

Pelayo P, Chollet C, Sidney M, Tourny C. (1994). Stroking characteristics in free style during elite swimming competition. *J Biomech*; 27: 682.

Pelayo P, Sidney M, Kherif T, Chollet D, Tourny C. (1996). Stroking characteristics in freestyle swimming and relationships with anthropometric characteristics. *J Appl Biomech.* 12: 197–206.

Pendergast DR, di Prampero PE, Craig AB jr, Wilson DR, Rennie DW. (1977). Quantitative analysis of the front crawl in men and women. *J Appl Physiol.* 43: 475– 479.

Pereira SM, Vilar S, Gonçalves P, Fernandes S, Fernandes RJ, Roesler H, Vilas-Boas JP. (2007). Electromyographic analysis of the flip turn technique. *Proceedings of the 25<sup>th</sup> International Symposium of Biomechanics in Sports*. Ouro Preto, Brasil, ISBS.

- Pink M, Jobe FW, Perry J, Browne A, Scovazzo ML, Kerrigan J. (1993). The painful shoulder during the butterfly stroke. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. Clin Orthop Relat Res. 288: 48-59.
- Poujade B, Hautier CA, Rouard A. (2002). Determinants of the energy cost of front-crawl swimming in children. Eur J Appl Physiol. 87:1-6.
- Pyne DB, Lee H, Swanwick KM. (2001). Monitoring the lactate threshold in world ranked swimmers. Med Sci Sports Exerc. 33: 291-297.
- Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. J Neurosci Methods. 134(1): 37-43.
- Rama L. (1997). Estudo comparativo das repercussões fisiológicas e da percepção subjectiva de esforço, como resposta a diferentes estimulações tipo em treino de natação desportiva. Dissertação apresentada com vista á obtenção do grau de mestre em treino de alto rendimento.UTL, Faculdade de Motricidade Humana, Lisboa.
- Robertson EY, Aughey RJ, Anson JM, Hopkins WG, Pyne DB. (2010). Effects of simulated and real altitude exposure in elite swimmers. J Strength Cond Res. 24: 487-493.
- Robineau J, Jouaux T, Lacroix M, Babault N. (2012). Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling. J Strength Condit Res. 26: 555-62.
- Rodríguez FA, Truijens MJ, Townsend NE, Stray-Gundersen J, Gore CJ, Levine DB. (2007). Performance of runners and swimmers after four weeks of intermittent hypobaric hypoxic exposure plus sea level training. J Appl Physiol. 103: 1523-1535.
- Rogowski I, Rouffet D. (2011). Trunk and upper limb muscle activation during flat and topspin forehand drives in young tennis players. J Appl Biomech. 27: 15-21.
- Rouard AH, Clarys JP. (1995). Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. J Electromyogr Kinesiol. 5: 177-83.

Rouard AH, Billat RP, Deschodt V, Clarys JP. (1997). Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. *Arch. Physiol Biochem.* 105: 655-662.

Rushall BS. (1991). The lactate debate- one more time. *Journal of Australian Swim Coaches Association.* 8: 8-12.

Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. (1994). The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med.* 22: 789-796.

Sahlin K, Tonkonogi M, Soderlund K. (1998). Energy supply and muscle fatigue in humans. *Acta Scand Physiol.* 162: 261-266.

Saltin B. (1990). Anaerobic capacity: past, present and prospective. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Sánchez J, Arellano R. (2002). Stroke index values according to level, gender, swimming style and event race distance. In: Gianikellis K. (eds.). *Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports*, 56-59, Universidad de Extremadura, Cáceres.

Santhiago V, da Silva A, Papoti M, Gobatto C. (2009). Responses of hematological parameters and aerobic performance of elite men and women swimmers during a 14-week training program. *J Strength Cond Res.* 23: 1097-1015.

Santos A, Bona R, Castro F, Tartaruga L. (2010). Aspectos biomecânicos e fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações. *Ciência em Movimento.* 23

Sharkey B.J. (1983). *New Dimensions in Aerobic Fitness.* Human Kinetics Publ., Champaign, IL.

Scurr J C, Abbott V. (2011). Quadriceps EMG muscle activation during accurate soccer instep kicking. *J Sports Sci.* 29: 247-51.

Seiffert L, Chollet D, Bardy BG. (2004). Effect of swimming velocity on arm coordination in the front crawl: a dynamic analysis. *J Sports Sci.* 22: 651- 660.

Seifert L, Chollet D, Allard P. (2005). Arm Coordination Symmetry and breathing effect in front crawl. *Hum Mov Sci.* 24: 234-256.

Seifert L, Toussaint HM, Alberty M, Schnitzler C, Chollet D. (2010). Arm coordination, power, and swim efficiency in national and regional front crawl swimming. *Hum Mov Sci.* 29: 426-39.

Sharpe T, Koperwas J. (2003). Behavior and sequential analyses. Principles and practice. Sage Publications, Inc.

Sidney M, Delhaye B, Baillon M, Pelayo P. (1999). Stroke frequency evolution during 100 and 200 m events front crawl swimming. In *Swimming Science VIII* (edited by K.L. Keskinen., P.V. Komi., and A.P. Hollander). pp. 71-75. Jyväskylä, Finland.

Silva JVS. (1999). Velocity, stroke rate, stroke length and stroke index values of a female swimming team during a short course competitive season. In: K.L. Keskinen; P.V. Komi; A.P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII*, 449-451. University of Jyväskylä, Jyväskylä.

Silva BA, Martinez FG, Pacheco AM, Pacheco I. (2006). Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos sadios. *Rev Bras Med Esporte*, 12.

Simon WG. (1997). The role of lactate testing in swimming. In: B.O. Eriksson (Eds.), *XII FINA World Congress on Swimming Medicine*, FINA, Göteborg, Sweden.

Smith DJ, Norris SR, Hogg JM. (2002). Performance evaluation of swimmers: scientific tools. *Sports Med.* 32: 539-554.

Soares S. (2007). Avaliação Indirecta da funcionalidade anaeróbia de nadadores de diferente estado maturacional com recurso a testes laboratoriais e de terreno. Dissertação apresentada às provas de Doutoramento em Ciências do Desporto. Universidade do Porto, Faculdade de Desporto, Porto.

Steed J, Gaesser GA, Weltman A. (1994). Rating of perceived exertion and blood lactate concentration during sub maximal running. *Med Sci Sports Exerc.* 26: 797-803.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol.* 111:101-13.

Stulen FB, De Luca CJ. (1978). The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 45:681-698.

Sweetenham B, Atkinson J. (2003). *Championship swim training*. Champaign: Human Kinetics.

Swinnen E, Baeyens JP. (2012). Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *J Electromyogr Kinesiol.* 22:1-12.

Takagi H, Sugimoto S, Nishijima N, Wilson B. (2004). Differences in stroke phases, arm leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. *Sports Biomech.* 3:15-27.

Tella V, Jordá J, Saavedra J, Madera J, Benavent J, Llana S. (2006). Fatigue effects on intra-cycle speed in freestylers. In: P. Hellard; M. Sidney; C. Fauquet; D. Lehénaff (Eds.), *First International Symposium Sciences and Practices in Swimming*, 83-86. Atlantica, Biarritz.

Tella V, Toca-Herrera JL, Gallach JE, Benavent J, González LM, Arellano R. (2007). Effect of fatigue on the intra-cycle acceleration in front crawl swimming: a time-frequency analysis. *J Biomech.* 41: 86-92.

Termin B, Pendergast DR. (2000). Training using the stroke frequency-velocity relationship to combine biomechanical and metabolic paradigms. *J Swim Res.* 14: 9-17.

Thompson KG, Haljand R, Maclaren D. (2000a). An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100m and 200 breaststroke swimmers. *J Sports Sci.* 18: 421-431.

Thompson KG, Haljand R, Maclaren D. (2000b). The relative importance of selected kinematic variables in relation to swimming performance in elite male and elite female 100m and 200 breaststroke swimmer. *J Human Movement Stud.* 39: 015-032.

Thompson KG, MacLaren DP, Lees A, Atkinson G. (2003). The effect of even, positive and negative pacing on metabolic, kinematic and temporal variables during breaststroke swimming. *Eur J Appl Physiol.* 88: 438-43.

Thompson KG, Cooper SM. (2003). Breaststroke performance, selected physiological variables and stroke rate. *J Hum Mov Studies.* 44: 1-17.

Thompson KG, Haljand R, Lindley M. (2004). A comparison of selected kinematic variables between races in national to elite male 200m breaststroke swimmers. *J Swim Res.* 16: 6-10.

Thompson KG, Garland S, Lothian F. (2006). Assessment of international breaststroke swimmers using the 7 x 200-m StepTest. *Int J Sports Physiol Perform.* 1: 172-175.

Toussaint HM, Carol A, Kranenborg H, Truijens MJ. (2006). Effect of fatigue on stroking characteristics in an arms-only 100-m front-crawl race. *Med Sci Sports Sci.* 38: 1635–1642.

Troup J. (1991). Aerobic characteristics of the four competitive strokes. In: Troup J editors. *International Center of Aquatic Research Annual. Studies by the International Center for Aquatic Research.* US Swimming Press, Colorado Spring, pp.3-7.

Vescovi JD, Falenchuk O, Wells GD. (2011). Blood lactate concentration and clearance in elite swimmers during competition. *Int J Sports Physiol Perform.* 6: 106-117.

Villas-Boas JP, Fernandes T, Kolmogorov S. (2004). Arrasto hidrodinâmico activo e potência mecânica máxima em nadadores pré-juniores de Portugal. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto.* 1(3):14– 21.

Viitasalo JT, Hamalainen K. (1993). Biomechanical effects of fatigue during continuous hurdle jumping. *J Sports Sci.* 11: 503-9.

Vøllestad NK, Sejersted OM, Bahr R, Woods JJ, Bigland- Ritchie B.(1988). Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans. *J Appl Physiol.* 64: 1421-7.

Vøllestad NK, Sejersted I, Saugen E. (1997). Mechanical behavior of skeletal muscle during intermittent voluntary isometric contractions in humans. *J Appl Physiol.* 83:1557-65.

Wakayoshi K, Yoshida T, Udo M, Harada T, Moritani T, Mutoh Y, Miyashita M.(1993). Does critical swimming velocity represent exercise intensity at maximal lactate steady state? *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 66: 90-95.

Wakayoshi K, Moritani T, Mutoh Y, Miyashita M. (1994). Electromyographic evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. In M. Miyashita, Y. Mutoh & A. B. Richardson (Eds.), *Medicine and Sport Science* (Vol. 39, pp. 16–23).

Wakayoshi K, D'Acquisto LJ, Cappaert JM, Troup JP. (1995). Relationship between oxygen uptake, stroke rate, and swimming velocity in competitive swimming. *Int J Sports Med.*16:19–23.

Weiss M, Reischle K, Bouws N, Simon G, Weicker H. (1988). Relationship of blood lactate accumulation to stroke rate and distance per stroke in top female swimmer. In: B. Ungerechts; K. Reischle (Eds.), *Swimming Science V*, 295-303.

West DJ, Dietzig BM, Bracken RM, Cunningham DJ, Crewther BT, Cook CJ, Kilduff LP. (2012). Influence of post-warm-up recovery time on swim performance in international swimmers. *J Sci Med Sport.* (in press).

Whipp BJ, Wasserman K. (1973). The effects of work intensity on the transient respiratory responses immediately following exercise. *Med Sci Sports.* 5: 14-7.

Wilderman DR, Ross SE. (2009). Thigh muscle activity, knee motion, and impact force during side-step pivoting in agility-trained female basketball players. *J Athl Train.* 44: 14-25.

Yoshizawa M, Tokuyama H, Okamoto T, Kumamoto M. (1976). Electromyographic study of the breaststroke. In P.V. Komi (eds). Biomechanics V-B. International series on Biomechanics. Baltimore, University Park Press 1B, 222- 279.

Zatsiorski V. (1989). Metrologia Deportiva. Ciudad de la Habana. Editorial Pueblo y Educación.



#### **CAPITULO 4: PADRÕES MOTORES E NEUROMUSCULARES DURANTE UM TESTE MÁXIMO NA TÉCNICA DE BRUÇOS**

Anguera MT.(1993). *Observational methodology in the psychological research* (Vol. II). Barcelona: P.P.U.

Anguera MT, Blanco-Villaseñor A, and Losada JL. (2001). Observation design, a key issue in the process of observation methodology. *Methodology of Behaviour*. 3: 135-160.

Anguera MT, Blanco A, Losada JL, Ardá T, Camerino O, Castellano J, Hernández Mendo A, Jonsson GK. (2003). Match and player analysis in soccer: computer coding and analytic possibilities. *Int J Computer Sci in Sport*. 2: 118-121.

Anguera MT, Magnusson M, Jonsson G.(2007). Non-standard instruments. *Avances en medición*. 5: 63-82.

Barbosa TM, Marinho DA, Costa M, Silva AJ. (2011). Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In: *Biomechanics in Applications*, Rijeka: In Tech; 367-388.

Basmajian V, De Luca C. (1985). *Muscles Alive*. Williams and Willkins, Baltimore, USA.

Campaniço J, Santos J, Silva A. (2006). Breaststroke swimming patterns from vídeo sequences analyzes. Produced by specific field formats. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming*, Portuguese J Sport Sci; 6 (Supl 1), 76-77.

Caty V, Rouard A, Hintzy Y, Aujoannet Y, Molinari M, Knaflitz M.(2006). Time- frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Port J Sport Sci*. 6:28-30.

Clarys J. (1983). A review of EMG in swimming: explanation of facts and/or feedback information. In: Hollander, P. Huijing, G. Groot (eds), *Biomechanics and Medicine in Swimming*, pp.123-135. Champaign, Illinois, USA.

Colman V, Persyn U. (1991). Diagnosis of the movement and physical characteristics leading to advice in breaststroke. Continental course in swimming for coaches. Gelsenkirshen: FINA-COI-DSV.

Conceição A, Gamboa H, Palma S, Araújo T, Nunes N, Marinho D, Costa A, Silva A, Louro H. (2010). Comparison between the standard average muscle activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. In: XI<sup>th</sup> International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo. Abstract Book; pp.46-47.

Herrmens HJ, Freriks B. (1999). European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project (CDrom). Roessingh Research and Development, Enschede.

Ikuta J, Matsuda Y, Yamada Y, Kida N, Oda S, Moritani T. (2012). Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. Eur J App Physiol. 112: 3417-29.

Louro H, Silva AJ, Anguera T, Marinho D, Oliveira C, Conceição A, Campaniço J. (2010). Stability of patterns of behavior in the butterfly technique of elite swimmers. J Sport Sci Med. 9:36-50.

Magnusson MS. (2000). Discovering hidden time patterns in behavior: T-patterns and their detection. Behav Res Methods. 32: 93-110.

Marinho D, Rouboa A, Alves F, Vilas-Boas J.P, Machado L, Reis V, Silva AJ. (2009). Hydrodynamics analysis of different thumb positions in swimming. J Sport Sci and Med. 8: 58-66.

Nuber GW, Jobe FW, Perry J, Moynes DR, Antonelli D.(1986) Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. Am J Sports Med. 14: 7-11.

Oliveira C, Santos J, Campaniço J, Jonsson K. (2006). Detection of Real-time patterns in breaststroke swimming. Portuguese J Sport Sci. 6: 241-244.

Olstad B, Cabri J, Zinner C, Nunes N, Kjendlie L. (2011). SEMG Measurements on land and water prior to and after 60-90 minutes of submersion (Swimming) are highly reliable. Portuguese Journal of Sport Sciences. 11(2):763-765.

Rouard A, Clarys J. (1995). Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *J Electromyogr Kinesiol.* 5:177–183.

Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. (1994). The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med.* 22(6) 789-796.

Sarmiento H, Anguera T, Campaniço J, Leitão J. (2010). Development and validation of a national system to study the offensive process in football. *Medicina (Kaunas).* 46: 401-407.

Silva A, Alves F. (2000). Determinant Factors to Variation in Butterfly Velocity. In: R. Sanders, Y. Hong (eds), proceedings of XVIII International Symposium on Bimechanics in sports. Applied program: application of biomechanical study in swimming. pp. 73-74. Faculty of Education of the University of Edinburgh, Edinburgh.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol.* 111:101-13.

Troup J, Daniels J. (1986). Swimming economy: an introductory review. *J Swim Res.* 2: 5-9.

## CAPITULO 5: OBSERVAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO TÉCNICA EM NATAÇÃO PURA DESPORTIVA: 200M BRUÇOS

Abdel-Aziz Y, Karara H. (1971). Direct linear transformation: from comparator coordinates into object coordinates in close range photogrammetry. In Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry. pp. 1–18. Illinois: Church Falls.

Alberty M, Sidney M, Huot-Marchand F, Hespel JM, Pelayo P. (2005). Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *Int J Sport Med*. 26: 471-475.

Aujoannet YA, Bonifazi M, Hintzy F, Vuillerme N, Rouard AH. (2006). Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. *Appl Biomech Phys Nutr Met*. 31:150-158.

Barbosa T, Keskinen K, Fernandes R, Colaço P, Lima A, Vilas-Boas J. (2005). Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *Eur J Appl Physiol*. 93:519-523.

Barbosa T, Lima F, Portela, A, Novais D, Machado L., Colaço P, Gonçalves P, Fernandes R, Vilas- Boas J. (2006). Relationships between energy cost, swimming velocity and speed fluctuation in competitive swimming strokes, In: *Biomechanics and Medicine in Swimming X*, Port J Sp Scie, pp. 192-194.

Barbosa T, Bragada J, Reis V, Marinho D, Carvalho C, Silva J. (2010). Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: updating the state of the art. *J Sci Med Sport* .13: 262-269.

Barbosa TM, Marinho DA, Costa M, Silva AJ. (2011). Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In: *Biomechanics in Applications*, Rijeka: In Tech. 367-388.

Basmajian V, De Luca C. *Muscles Alive*.(1985). Williams and Willkins, Baltimore, USA.

Capelli C, Pendergast DR, Termin B. (1998). Energetics of swimming at maximal speeds in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Phys.* 78: 385-393.

Caty V, Rouard A, Hintzy Y, Aujoannet Y, Molinari M, Knaflitz M. (2006). Time- frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Port J Sp Sci.* 6: 28-30.

Choi SW, Kurokawa T, Ebisu Y, Kikkawa K, Shiokawa M, Yamasaki M. (2000). Effect of wearing clothes on oxygen uptake and ratings of perceived exertion while swimming. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.* 19:167-73.

Clarys J. (1988). The Brussels swimming EMG project. In: *Swimming Science V*, pp. 157-172, Illinois: Human Kinetics Books.

Clarys JP, Rouard A. (1996) The frontcrawl downsweep: Shoulder protection and/or performance inhibition. *J Sports Med Phys Fitness.* 36: 121-6.

Colman V, Persyn U, Daly D, Stijnen V. (1998). A comparison of the intra-cyclic velocity variation in breaststroke swimmers with flat and undulating styles. *J Sport Sci.* 16: 653-665.

Conceição A, Gamboa H, Palma S, Araújo T, Nunes N, Marinho D, Costa A, Silva, A, Louro H. (2010). Comparison between the standard average muscle activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. In: *XIth International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo. Abstract Book*, pp. 46-47.

Craig A, Pendergast DR. (1979). Relationships of stroke rate distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Med Sci Sports.* 11: 278-283.

Craig A, Skehan P, Pawelczyk J, Boomer W. (1985). Velocity, stroke rate and distance per stroke during elite swimming competition. *Med Sci Sport Exerc.* 17: 625-634.

D'Aquisto LJ, Costill DL, Gehlson GM, Wong-Tai Young MA, Ang G Lee. (1988). Breaststroke swimming economy, skill and performance: study of breaststroke mechanics using a computer based "velocity video" system. *J Swim Res.* 4:9-13.

De Leva P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech.* 29: 1223–1230.

Figueiredo P. (2011) Biophysical Analysis of the 200 m Front Crawl – Interplay between the biomechanical, energetic, coordinative, and muscular factors. Doctoral Thesis in Sport Sciences. Centre of Research, Education, Innovation and Intervention in Sport Faculty of Sport, University of Porto.

Grote K, Lincoln TL, Gamble JG. (2004). Hip abductor injury in competitive swimmers. *Am J Sports Med.* 32(1): 104-8.

Harriss DJ, Atkinson G. (2009). Ethical standards in sport and exercise science research. *Int J Sport Med.* 30: 701-702.

Herrmens HJ, Freriks B. (1999). European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project (CDrom). Roessingh Research and Development, Enschede.

Hirata RP, Duarte M. (2007). Effect of relative knee position on internal mechanical loading during squatting. *Braz J Phy Ther.* 11(2).

Hohmann A, Kirsten R, Kruger T. (2006). EMG-Model of the Backstroke Start Technique. In: J.P., Vilas Boas, F., Alves, A., Marques (eds), *X International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming*, *Port J Sp Scie.* 6 (1): 38-39.

Leblanc H, Seifert L, Tourny Cholle D, Cholle D. (2007). Intra-cyclic distance per stroke phase, velocity fluctuation and acceleration time ratio of a breaststroker's hip: a comparison between elite and non elite swimmers at different race paces. *Int J Spor Med.* 28:140-147.

Lomax M. (2011). The effect of three recovery protocols on blood lactate clearance following race paced swimming. *J Strength Cond Res.* 26: 2771-6.

Maglisho E. (2003). *Swimming fastest*. Human Kinetics Champaign, Illinois.

- Mcmurray RG, Deselm RL, Johnston LF. (1990). The use of arm stroke index to indicate improvement in swimming training during a competitive season. *J Swim Res.* 6:10-15.
- Monteil KM, Rouard AH, Dufour AB, Troup JP. (1993). EMG of the shoulder muscles during an exhaustive front crawl test realised in a flume. In: XIV I.S.B. Congress, pp. 896-897.
- Mouroço P, Keskinen K, Vilas-Boas J, Fernandes R. (2011). Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *J Appl Biomech.* 27:161-169.
- Neiva HP, Fernandes R, Vilas-Boas JP. (2011) Anaerobic critical velocity in four swimming techniques. *Int J Spor Med.* 32:195-198.
- Nuber GW, Jobe FW, Perry J, Moynes DR, Antonelli D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *Am J Sports Med.* 14:7-11.
- Oliveira F, Caputo F, Lucas RD, Denadai, BS, Greco CC. (2011). Physiological and Stroke Parameters to assess aerobic capacity in swimming. *Int J Sport Psychol.* 7:218-23.
- Proakis JG, Manolakis DG. (1996). *Digital Signal Processing* (Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall).
- Reis V, Marinho D, Barbosa F, Reis A, Guidetti L, Silva A. (2010). Examining the accumulated oxygen deficit method in breaststroke swimming. *Eur J App Phys.* 109:1129-35.
- Rouard A, Clarys J. (1995). Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *J Electromyogr Kinesiol.* 5:177–183.
- Rouard AH, Billat RP, Deschodt V, Clarys JP. (1997). Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. *Arch. Physiol Biochem.* 105: 655–662.
- Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. (1994). The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med.* 22: 789-796.

Silva A. (2001). The importance of the variance of the velocity of the center of mass of the body of a swimmer in breaststroke technique. (Unpublished doctoral dissertation) University of Trás-os-Montes e Alto Douro, Vila Real, Portugal.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol.* 111:101-13.

Wakayoshi K, Moritani T, Mutoh Y, Miyashita M. (1994). Electromyographic evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. In: Miyashita M, Mutoh Y, Richardson AB (eds.) *Medicine and Sport Science* .39:16–23.

Winter, D. (1990). *Biomechanic and motor control of human movement*. Chichester: John Wiley and sons.

Takagi H, Sugimoto S, Nishijima N, Wilson B. (2004). Differences in stroke phases, arm leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. *Sports Biomech.*3:15-27.

Thompson KG, Haljand R, Maclaren D. (2000a). The relative importance of selected kinematic variables in relation to swimming performance in elite male and elite female 100m and 200 breaststroke swimmer. *J Human Movement Stud.* 39: 015-032.

Thompson KG, Haljand R, Maclaren D. (2000b). An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100m and 200 breaststroke swimmers. *J Sports Sci.* 18: 421-431.

Thompson KG, Haljand R, Lindley M. (2004). A comparison of selected kinematic variables between races in national to elite male 200m breaststroke swimmers. *J Swim Res.* 16: 6-10.

Vilas-Boas J. (1996). Speed fluctuations and energy cost of different breaststroke techniques. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming VII*, pp. 167-171, London: E & FN Spon.



## CAPITULO 6: FADIGA NEUROMUSCULAR EM 200M BRUÇOS

Abdel-Aziz Y, Karara H. (1971). Direct linear transformation: from comparator coordinates into object coordinates in close range photogrammetry. In: Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp. 1–18). Illinois: Church Falls.

Allen DG, Lannergren J, Westerblad H. (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*. 80: 497-527.

Barbosa TM, Fernandes R, Keskinen KL, Colaço P, Cardoso C, Silva J, Vilas-Boas JP. (2006). Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *Int J Sports Med*. 27: 894-899.

Barbosa TM, Silva AJ, Reis A, Costa M, Garrido N, Policarpo F, Reis V. (2010). Kinematical changes in swimming front crawl and breaststroke with the Aqua trainer snorkel. *Eur J Appl Physiol*. 109: 1155-1162.

Basmajian JV, De Luca CJ. (1985). *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography*, fifth ed. Williams and Wilkins, Baltimore.

Boyas S, Guevel A. (2011) Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med*. 54: 88–108.

Cabri J, Gamboa H. (2009). The use of electromyography in physiotherapy- application in Hydrotherapy. In: Book of Abstracts European Workshop on Movement Science, Araújo D, Cabri J, Barreiros. (eds) Lisbon, Portugal, pp-37.

Camata TV, Altimari LR, Bortolotti H, Dantas JL, Fontes EB, Smirmaul BP, Okano AH, Chacon-Mikahil MP, Moraes AC. (2011). Electromyography activity and rate of muscle fatigue of the quadriceps femoris during cycling exercise in the severe domain. *J Strength Cond Res*. 25: 2537-43.

- Capelli C, Pendergast DR, Termin B. (1998). Energetics of swimming at maximal speeds in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 78: 385-393.
- Caty V, Rouard A, Hintzy Y, Aujoannet Y, Molinari M, Knaflitz M. (2006). Time-frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Port J Sport Sc*. 6: 28-30.
- Chatard JC, Wilson B. (2003). Drafting distance in swimming. *Med Sci Sports Exerc*. 35:1176-81.
- Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, Ostojic S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, *Clin Biomech*. 24: 327-340.
- Conceição A, Gamboa H, Palma S, Araújo T, Nunes N, Marinho D, Costa A, Silva A, Louro H. (2010). Comparison between the standard average muscle activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. In: XI<sup>th</sup> International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo. Abstract Book, pp: 46-47.
- Costill D, Kowaleski J, Porter D, Fielding R, King D. (1985). Energy expenditure during front crawl swimming: predicting success in middle-distance events. *Int J Sports Med*. 6: 266-70.
- Craig A, Pendergast DR. (1979). Relationships of stroke rate distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Med Sci Sports Exerc*. 11: 278-283.
- De Leva P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*. 29:1223–1230.
- De Luca CJ. (1984). Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 11: 251–279.
- Dimitrova NA., Dimitrov GV. (2002). Amplitude-related characteristics of motor unit and Mwave potentials during fatigue. A simulation study using literature data on intracellular potential changes found in vitro. *J Electromyogr Kinesiol*. 12: 339–49.
- Dimitrova NA, Dimitrov GV. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*. 13: 13–36.

- Enoka R, Stuart D. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol.* 72: 1631-1648.
- Farina D, Merletti R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 10: 337-49.
- Figueiredo P, Pereira S, Gonçalves P, Vilas-Boas JP, Fernandes R. (2011). Muscular Fatigue during 200m Front Crawl. *Port J Sport Sci.* 11: 735-738.
- Giangarra CE, Conroy B, Jobe FW, Pink M, Perry J. (1993). Electromyography and cinematographic analysis of elbow function in tennis players using single- and double-handed backhand strokes. *Am J Sports Med.* 21: 394-9.
- González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. (2012) Electromyographic models to assess muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 22: 501-512.
- Herrmens HJ, Freriks B. (1999). European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project (CDrom). Roessingh Research and Development, Enschede
- Hirata RP, Duarte M. (2007). Effect of relative knee position on internal mechanical loading during squatting. *Braz J of Phys Therapy,* 11(2).
- Hohmann A, Kirsten R, Kruger T. (2006). EMG-Model of the backstroke start technique. In: Vilas Boas JP, Alves F, Marques A.(eds). *X International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming*, Portuguese Journal of Sport Science. 6: 38-39.
- Ikai M, Ishii K., Miyashita M. (1964) An electromyographic study of Swimming. *J Phys Ed.* 7, 47-54.
- Ikuta J, Matsuda Y, Yamada Y, Kida N, Oda S, Moritani T. (2012). Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *Eur J Appl Physiol.* Epub ahead of print.

- Komi PV, Tesch P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol and Occup Physio.* 42: 41–50.
- Kwatny E, Thomas DH, Kwatny HG. (1970). An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Transactions Biomedical. Engineering.* 17: 303–313.
- Lafdon D, Duarte M, Prince F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment, *J Biomech.* 37: 1421-1426.
- Lewillie L. (1967). Analyse télémétrique de l'électromyogramme du nageur. *Société Médecine Belge Education Physique Sport.* 20: 174-177.
- Lewillie L. (1973). Muscular activity in swimming. In: *Biomechanics III*, pp. 440-445, Karger, Basel.
- Mcleod I. (2010). *Swimming Anatomy.* Human Kinetics, USA.
- Merletti R, Sabbahi MA, DeLuca CJ. (1984). Median frequency of the myoelectric signal effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol and Occup Physio.* 52: 258–265.
- Moritani T, Muro M, Nagata A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J App Physiol.* 60: 1179–85.
- Nuber GW, Jobe FW, Perry J, Moynes DR, Antonelli D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *Am J Sports Med.* 14: 7-11.
- Pagala M, Ravindran K, Amaladevi B, Namba T, Grob D. (1994). Potassium and caffeine contractures of mouse muscles before and after fatiguing stimulation. *Muscle Nerve.* 17: 852-859.
- Pavol M, Owings T, Grabiner M. (2002). Body Segment inertial parameter estimation for the general population of older adults, *J Biomechanics.* 35: 707-712.
- Petrofsky JS, Lind AR. (1980). The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *Eur J Appl Physiol and Occup Physio.* 44: 189–200.

Pink M, Jobe FW, Perry J, Browne A, Scovazzo ML, Kerrigan J. (1993). The painful shoulder during the butterfly stroke. An electromyography and cinematographic analysis of twelve muscles. Clin Orthop Relat Res. 288: 48-59.

Proakis JG, Manolakis DG. (1996). Digital Signal Processing (Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall).

Pyne DB, Lee H, Swanwick KM. (2001). Monitoring the lactate threshold in world ranked swimmers. Med Sci Sports Exerc. 33: 291-297.

Robineau J, Jouaux T, Lacroix M, Babault N. (2012). Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling. J Strength Condit Res. 26: 555-62.

Rouard A, Clarys J. (1995). Co-contraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. J Electromyogr Kinesiol .5: 177–183.

Rouard AH, Billat RP, Deschodt V, Clarys JP. (1997). Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. Arch Physiol Biochem. 105: 655–662.

Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. (1994). The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyography and cinematographic analysis of twelve muscles. Am J Sports Med. 22: 789-796.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. . Eur J Appl Physiol .111: 101-13.

Takagi H, Sugimoto S, Nishijima N, Wilson B. (2004). Differences in stroke phases, arm-leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. J Biomech Sport. 3: 15-27.

Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM, Harris RT. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. Acta Physiol Scand. 138: 263–71.

Thompson KG, Haljand R, MacLaren DP. (2000). An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100-m and 200-m breaststroke swimmers. *J Sports Sci.* 18: 421 -431.

Thompson KG, Haljand R, Lindley M. (2004). A comparison of Selected Kinematic variables between races in national to elite male 200m breaststroke swimmers. *J Swim Res.* 16: 6-10.

Wakayoshi K, Moritani T, Mutoh Y, Miyashita M. (1994). Electromyography evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. In: Miyashita M, Mutoh Y, Richardson AB (eds) *Medicine and Sports Science.* 39: 16–23.

Yoshizawa M, Tokuyama H, Okamoto T, Kumamoto M. (1976). Electromyographic study of the breaststroke. In P.V. Komi (eds). *Biomechanics V-B. International series on Biomechanics.* Baltimore, University Park Press 1B, 222- 279.

## CAPITULO 7: DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÕES

Alberty M, Sidney M, Huot-Marchand F, Hespel JM, Pelayo P. (2005). Alberty M, Sidney M, Huot-Marchand F, Hespel JM, Pelayo P. (2005). Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *Int J Sports Med.* 26:471-5.

Barbosa TM, Keskinen KL, Fernandes R, Colaço P, Carmo C, Vilas-Boas JP. (2005). Relationships between energetic, stroke determinants and velocity in butterfly. *Int J Sports Med.* 26: 841-846.

Campaniço J, Santos J, Silva A. (2006). Breaststroke swimming patterns from vídeo sequences analyzes. Produced by specific field formats. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming*, Portuguese J Sport Sci; 6 (Supl 1), 76-77.

Capelli C, Pendergast DR, Termin B. (1998). Energetics of swimming at maximal speeds in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 78: 385-393.

Cardoso J, Carvalho C, Campaniço J, Oliveira C, Louro H. (2008). Behaviours patterns on butterfly swimmers. In: *Book of Abstracts 13th Annual Congress of the European College of Sport Science*, 9-12 July, Estoril, Portugal. Eds: Cabri, J., Alves, F., Araújo, D., Barreiros, J., Diniz, J. And Veloso, A. 123.

Lomax M, Castle S. (2011) Inspiratory muscle fatigue significantly affects breathing frequency, stroke rate, and stroke length during 200-m front-crawl swimming. *J Strength Cond Res.* 25: 2691-5.

Louro H, Silva AJ, Anguera T, Marinho D, Oliveira C, Conceição A, Campaniço J. (2010). Stability of patterns of behavior in the butterfly technique of elite swimmers. *J Sport Sci Med.* 9: 36-50.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. (2011). Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol.* 111:101-13.

Takagi H, Sugimoto S, Nishijima N, Wilson B. (2004). Differences in stroke phases, arm-leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. J Sport Biomech. 3: 15-27.

Thompson KG, Haljand R, Lindley M. (2004). A comparison of selected kinematic variables between races in national to elite male 200m breaststroke swimmers. J Swim Res. 16: 6-10.





## ANEXO 1- INSTRUMENTO DE OBSERVAÇÃO

**Quadro 1-** Critério de observação Primeira Ação Propulsiva dos Braços PAPB (1º momento).

<b>Critérios de Observação 1º Momento</b>		
<i><b>Primeira ação propulsiva dos braços (PAPB)</b></i>		
<b>Condutas Critério (PAPB)</b>	<b>Pernas <i>PAPBP</i></b>	P1 Posição das pernas  1P1 Extensão  1P2 Flexão
		P2 Relação: tornozelos - anca  1P3 Acima da anca  1P4 Abaixo da anca / no prolongamento
		P3 Posição dos pés em relação às pernas  1P5 Flexão  1P6 Extensão
		P4 Inclinação das pernas em relação à linha de água  1P7 Inclinado para cima  1P8 Inclinado para baixo / paralelo à linha de água
<b>Critérios agregados (PAPB)</b>	<b>Tronco <i>PAPBT</i></b>	T1 Posição da cabeça em função do Tronco  1T1 Acima /alinhada  1T2 Abaixo
		T2 Posição do tronco  1T3 Flexão  1T4 Extensão

		<p>1T5 Dorsi-flexão</p> <p>T3 Inclinação do tronco (ombros / ponto intermédio do tronco) em relação à linha de água</p> <p>1T6 Inclinado para cima / paralelo à linha de água</p> <p>1T7 Inclinado para baixo</p>
	<p><b>Cabeça</b> <b>PAPBC</b></p>	<p>C1 Orientação da visão</p> <p>1C1 Frente</p> <p>1C2 Diagonal / baixo</p> <p>C2 Posição da cabeça em relação à linha de água</p> <p>1C3 Acima da linha de água</p> <p>1C4 Abaixo da linha de água / intermédia</p>
	<p><b>Braços</b> <b>PAPBB</b></p>	<p>B1 Relação na horizontal: mão – ombro</p> <p>1B1 Acima dos ombros</p> <p>1B2 Abaixo dos ombros / no prolongamento</p>

**Quadro 2** - Critério de observação da Segunda Ação Propulsiva dos Braços SAPB (2º momento).

<b>Critérios de Observação 2º Momento</b>		
<b><i>Segunda ação propulsiva dos braços (SAPB)</i></b>		
<b>Condutas Critério (SAPB)</b>	<b>Pernas SAPBP</b>	P5 Posição das pernas  2P1 Extensão  2P2 Flexão
		P6 Inclinação das pernas em relação à linha de água  2P3 Inclinado para cima  2P4 Inclinado para baixo / paralelo à linha de água
		P7 Posição dos pés  2P5 Paralelos  2P6 Descontínuos (um por cima do outro)
		P8 Relação: tornozelos - anca 2P7 Acima da anca 2P8 Abaixo da anca / no prolongamento
<b>Critérios agregados (SAPB)</b>	<b>Tronco SAPBT</b>	T4 Posição do tronco  2T1 Flexão  2T2 Extensão  2T3 Dorsi-flexão
		T5 Inclinação do tronco (ombros / ponto intermédio do tronco) em relação à linha de água  2T4 Inclinado para cima / paralelo à linha de água  2T5 Inclinado para baixo

		<p>T6 Posição dos glúteos em relação à linha de água</p> <p>2T6 Acima da linha de água / intermédio</p> <p>2T7 Abaixo da linha de água</p>
	<p><b>Cabeça</b></p> <p><b>SAPBC</b></p>	<p>C3 Orientação da visão</p> <p>2C1 Frente</p> <p>2C2 Diagonal / Baixo</p> <p>C4 Posição da cabeça em relação à linha de água</p> <p>2C3 Acima da linha de água / intermédia</p> <p>2C4 Abaixo da linha de água</p>
	<p><b>Braços</b></p> <p><b>SAPBB</b></p>	<p>B2 Orientação dos dedos da mão</p> <p>2B1 Apontado para o fundo da piscina</p> <p>2B2 Apontado para fundo e frente</p> <p>B3 Relação na vertical: mão – ombros</p> <p>2B3 À frente dos ombros /no prolongamento</p> <p>2B4 Atrás dos ombros</p>

**Quadro 3** - Critério de observação da Primeira ação propulsiva das pernas PAPP (3º momento).

<b>Critérios de Observação 3º Momento</b>		
<b>Primeira ação propulsiva das pernas (PAPP)</b>		
<b>Condutas Critério (PAPP)</b>	<b>Pernas PAPPP</b>	P9 Relação entre os pés  3P1 Afastados  3P2 Juntos    P10 Relação entre os joelhos  3P3 Afastados  3P4 Juntos    P11 Relação: pé - perna  3P5 Pé reto para tras  3P6 Pé reto para fora
		T7 Posição do tronco  3T1 Flexão  3T2 Extensão  3T3 Dorsi-flexão   T8 Inclinação do tronco (ombros / ponto intermédio do tronco) em relação à linha de água  3T4 Inclinado para cima / paralelo à linha de água  3T5 Inclinado para baixo
	<b>Cabeça PAPPC</b>	C5 Posição da cabeça em relação à linha de água  3C1 Acima da linha de água / intermédia  3C2 Abaixo da linha de água
	<b>Braços</b>	B4 Posição dos antebraços em relação à linha de água

	<b>PAPPB</b>	<p>3B1 Inclinado para cima / paralelo à linha de água</p> <p>3B2 Inclinado para baixo</p> <p>B5 Posição das mãos em relação à linha de água</p> <p>3B3 Acima da linha de água / no prolongamento</p> <p>3B4 Abaixo da linha de água</p> <p>B6 Relação na horizontal: mão – ombro</p> <p>3B5 Acima dos ombros</p> <p>3B6 Abaixo dos ombros / no prolongamento</p>
--	--------------	--

**Quadro 4** - Critério de observação da Segunda Ação Propulsiva das Pernas SAPP (4º momento).

<b>Critérios de Observação 4º Momento</b>		
<b>Segunda ação propulsiva das pernas (SAPP)</b>		
<b>Condutas Critério (SAPP)</b>	<b>Pernas SAPPP</b>	<p>P12 Relação entre os joelhos</p> <p>4P1 Afastados</p> <p>4P2 Juntos</p> <p>P13 Relação: tornozelos - anca</p> <p>4P3 Acima da anca</p> <p>4P4 Abaixo da anca / no prolongamento</p> <p>P14 Ângulo: pé-perna</p> <p>4P5 Ângulo agudo</p> <p>4P6 Ângulo reto</p> <p>4P7 Ângulo obtuso</p>
<b>Critérios agregados (SAPP)</b>	<b>Tronco SAPPT</b>	<p>T9 Posição dos glúteos em relação à linha de água</p> <p>4T1 Acima da linha de água</p> <p>4T2 Abaixo da linha de água / intermédio</p> <p>T10 Posição do tronco</p> <p>4T3 Flexão</p> <p>4T4 Extensão</p> <p>4T5 Dorsi-Flexão</p> <p>T11 Inclinação do tronco (ombros / ponto intermédio do tronco) em relação à linha de água</p> <p>4T6 Inclinado para cima / paralelo à linha de água</p>



		4T7 Inclinado para baixo
	<b>Cabeça</b> <b>SAPPC</b>	C6 Posição da cabeça em relação à linha de água 4C1 Acima da linha de água / intermédia 4C2 Abaixo da linha de água
	<b>Braços</b> <b>SAPPB</b>	B7 Posição dos antebraços em relação à linha de água 4B1 Inclinado para cima / paralelo à linha de água 4B2 Inclinado para baixo  B8 Relação: cotovelo – ombro 4B3 Acima dos ombros 4B4 Abaixo dos ombros / no prolongamento

**Quadro 5** - Critério de observação da Recuperação R (5º momento).

<b>Critérios de Observação 5º Momento</b>		
<b>Recuperação (R)</b>		
<b>Condutas Critério (R)</b>	<b>Pernas RP</b>	<p>P15 Relação: tornozelos - anca 5P1 Acima da anca 5P2 Abaixo da anca / no prolongamento</p> <p>P16 Orientação dos dedos dos pés 5P3 Para baixo e para trás 5P4 Pronunciadamente para trás</p> <p>P17 Ângulo: ponto intermédio do tronco – anca – joelho 5P5 Ângulo obtuso 5P6 Ângulo raso</p> <p>P18 Inclinação das pernas em relação à linha de água 5P7 Inclinado para cima / paralelo à linha de água 5P8 Inclinado para baixo</p>
<b>Critérios agregados (R)</b>	<b>Tronco RT</b>	<p>T12 Posição dos ombros em relação à linha de água 5T1 Acima da linha de água / intermédio 5T2 Abaixo da linha de água</p> <p>T13 Posição dos glúteos em relação à linha da água 5T3 Acima da linha de água 5T4 Abaixo da linha de água / intermédio</p> <p>T14 Inclinação do tronco (ombros / ponto intermédio do tronco) em relação à linha de água</p>

		<p>5T5 Inclinado para cima / paralelo à linha de água</p> <p>5T6 Inclinado para baixo</p>
	<p><b>Cabeça</b></p> <p><b>RC</b></p>	<p>C7 Posição da cabeça em relação à linha de água</p> <p>5C1 Acima da linha de água</p> <p>5C2 Abaixo da linha de água / intermédia</p>
	<p><b>Braços</b></p> <p><b>RB</b></p>	<p>B9 Posição dos antebraços em relação à linha de água</p> <p>5B1 Inclinado para cima</p> <p>5B2 Inclinado para baixo / paralelo à linha de água</p>

## ANEXO 2

# Motor and neuromuscular patterns during maximal in breaststroke pace

### Abstract

The purpose of this study was analyzing the inter-temporal neuromuscular and motor patterns in Breaststroke technique. Five national level male swimmers performed 200m breaststroke at maximal effort. Electromyographic data of biceps brachii, deltoid anterior, pectoralis major and triceps brachii were analyzed. The relative duration of active and non-active phase and the average rectified value for the neuromuscular patterns were recorded. The swim bouts were videotaped in sagittal plane with a pair of cameras and the THÉME software 5.0 was used to analyze the detect patterns in each swimmer.

The neuromuscular pattern revealed that by the average rectified value the biceps brachii and triceps brachii increased at the end of the test for swimmer 1 and 5, and biceps brachii, deltoid anterior and pectoralis major for swimmer 2 and 4. Different motor patterns between cycles and between swimmers were observed, it seems that they have similarities between them, adjusting his style to the technical model.

The absence of a neuromuscular pattern for all swimmers could be related to different technical models used for each swimmer, as presented in the motor patterns. These findings, suggested that each swimmer adapted their motor pattern and their neuromuscular pattern in a unique and distinct way.

**Keywords:** swimming, biomechanics, EMG, muscular activity, methodological observation, T-patterns

## Introduction

The ability to maintain high intensity work is dependent on a high capacity of providing the working muscles with sufficient energy (Troup and Daniels, 1986). The muscular pattern of one movement in swimming are very important element, this information cannot be obtained through anatomical functional deductions, like has been demonstrated by Duchenne in the mid of XIX century, through the stimulation of muscles and observation of partially of paralyzed subjects (Clarys, 1983). The neuromuscular activity are usually examined by the electromyography (EMG) to analyze the direct recording of electric potentials of the muscles active in the case of movements in swimming, that allows us to obtain an expression of the dynamic involvement of specific muscles involved in propulsion of the body in relation to water. Therefore, neuromuscular activity during swimming must be examined during experiments that reproduce the conditions of an actual race, because of the rules of swimming competitions and the constraints arising from the need to wear experimental equipment (Ikuta et al., 2012).

Qualitative EMG relies on judgment of wave form patterns from neuromuscular activity in graphical demonstration. Based on the visual interpretation of the gross EMG signal it is possible to describe the neuromuscular activation according to the temporal domain (Barbosa et al., 2011). The research of EMG in competitive swimming, has focused in order to make relationship between neuromuscular activity with kinematics (e.g., stroke length, stroke rate, speed) and some physiological parameters (e.g., blood lactate, oxygen uptake), but most have been study the front crawl (Rouard et al., 1995; Caty et al., 2006; Stirn et al., 2011), thus verifying a lack of research in breaststroke. Nuber et al. (1986) conducted a study, where they observed high activation of the supraspinatus, infraspinatus, middle deltoid, and serratus anterior during the recovery phases of front crawl, breaststroke and butterfly, and that latissimus dorsi and pectoralis major were predominately pull-through phase muscles.

In a study with breaststrokes Ruwe et al. (1994) described and compared the patterns of electrical activity of the muscles of the shoulder, demonstrated a consistently activation for the serratus anterior and teres minor muscles in through the stroke cycle. Recently, Conceição et al. (2010) compared the average pattern of muscle activation with snorkel and without snorkel in breaststroke, in biceps brachii and triceps brachii,

they observed that the muscle activation was higher with snorkel, and that biceps brachii had higher values of activation in both conditions.

To analyze the sport movements of a swimmer, the level of swimming in a kinematic perspective and in terms of technical effectiveness should be carried out (Marinho et al., 2008; Louro et al., 2010). The observational methodology is used to analyze the behavior situation, involves the fulfillment of an ordered series of tasks to collect and process data (Campaniço et al., 2006) and also presented a great importance in various scientific procedures in the study of technical performance. In competitive swimming there are some studies that used these procedures (Campaniço et al., 2006; Oliveira et al., 2006; Louro et al., 2010). According to Anguera et al. (2001) there are advantages in using this method because not only can the user take the procedures of the laboratory into the field, but also can provide data without interfering with or manipulating the behavior of the observed subjects.

Among these we highlight to analysis of T-patterns, which allows the detection of hidden patterns of behavior, and the sequential analysis, as well as the demand for significant association relationship between behaviors recorded during these sequences. In this paper, through the existing science base we introduce the analysis of the neuromuscular patterns and the technical patterns in the breaststroke to make a significant contribution to analyses in swimming performance.

The aim of this study was to analyze the neuromuscular patterns in breaststroke through the support of the description of the detection patterns, with the introduction of a method to examine the data and to analyze the inter-temporal relationship between the structures of events.

## **Material & Methods**

### *Participants*

Five national male swimmers (age  $23.8 \pm 2.6$  years; height  $178.6 \pm 0.6$  cm; weight  $73.04 \pm 3.32$  kg; mean  $\pm$  SD) volunteer to participate in this study and provided written inform consent. They were all national level swimmers, with an average personal best result over 200 m breaststroke long course was  $147.65 \pm 0.041$  s corresponding, respectively, to  $630.75 \pm 69.25$  FINA ranking points.

### *Measures*

## EMG data collection

Surface EMG signals from the biceps brachii (BB), deltoid anterior (DA), pectoralis major (PM) and triceps brachii (TB) muscles on the right side of the body were measured. These muscles were selected based on the previous studies for their main function in swimming propulsion and in breaststroke (Nuber et al., 1986; Ruwe et al., 1994; Conceição et al., 2010). Bipolar surface electrodes were used (10 mm diameter discs, Plux, Lisbon, Portugal) with the inter-electrode distance of 20 mm. Electrodes on the upper part of the PM were placed in the middle of the line that connects the acromion process and the manubrium (sternum) two fingers below the clavicle (Stirn et al., 2011). The electrodes on the long head of the TB, BB and DA were placed in accordance with SENIAM recommendations (Herrmens and Freriks, 1999).

The skin under the electrodes was shaved, rubbed with sandpaper and cleaned with alcohol so that the interelectrode resistance did not exceed 5 kOhm (Basmajian and De Luca, 1985). The ground electrode was positioned over the cervical vertebrae. Transparent 10 cm x 12.5 cm dressings (Hydrofilm®, USA) were used to cover the electrodes and isolate it from the water. All cables were fixed to the skin by adhesive tape in several places to minimize their movement and consequently their interference with the signal. Additionally to immobilize the cables, the swimmers wore a thin long-sleeved custom-made swimming suit (Fastskin Speedo®, Speedo Aqualab, USA).

The EMG equipment carried by the swimmer was very light composed only the electrodes, the corresponding cables and the transparent dressings. The wireless EMG device (BioPLUX.research, Lisbon, Portugal) it is an eight analog channels(12 bit), sampling rate at 1kHz; 86 g, and a compact dimensions; 0.84 cm x 0.53 cm x 0.18 cm. The device was fixed in a waterproof bag and put inside the cap of the swimmer. The data were recorded using the Monitor Plux (Plux, Lisbon, Portugal) at a simple frequency of 1 kHz.

In this study, we aimed for a full automatic analysis process. For this reason all EMG analysis was conducted with no manual intervention and with automatic tools developed under MATLAB software (Mathworks, Inc., Natick MA, USA).It was determinate the EMG boundary's, the process of determining the muscle activity boundary's consists on finding the neighborhood points, where the energy is 30% of the maximum peak. These are calculated by segmenting the muscle input signal energy

according to the same criteria described in Stirn et al. (2011). Starting from the raw signal, DC components were removed and afterwards filtered using fifth-order Butterworth band-pass filter with the lower and upper cut-off frequencies set within 10 and 500 Hz respectively. The signal energy was determined over time using a 250 ms sliding window. However, even with a 250 ms sliding window, muscle activity energy is very noisy and presents several local maximums peaks that do not correspond to the muscle active window center and therefore making automation hard. To overcome this difficulty, a strategy to determine the muscle “true” maximum energy peaks was devised.

Each stroke taken by a swimmer produces patterns in the signal, these patterns consist mainly in a periodicity of the strokes. After determining the mean period, a maximum filter, with a length equal to twice the mean stroke period, is used to determine the peaks with the highest energy and closest to the stroke mean period. This procedure gives a more clean form of the muscle “true” maximum energy peaks. The muscle activity boundaries are then selected by finding the neighborhood points where the energy is 30% of the determined maximum peaks. Muscle activation within each stroke results in a local maximum in the energy envelope. For each muscle activation, we defined its “active” phase as the part of the EMG signal for which the energy of the EMG was at least 30% of the local maximum energy value for the particular muscle activation. The raw EMG segments belonging to the active phases were extracted and used for calculation of the active phase duration and for amplitude frequency analysis of the EMG. The non-active phase was defined as the time interval between the two successive active phases.

The temporal evolution of the active and non-active phase’s average durations, during stroke, were calculated for each muscle for the entire swimming time. Linear regression curves were fitted to the data and the durations of the fitted curves at the time of the first and last stroke were compared.

The average amplitude of EMG of each active phase was estimated using the average rectified value (ARV) of the EMG. ARV was calculated in accordance with SENIAM recommendations (Hermens and Freriks, 1999) and plotted as a function of time. Linear regression curve was fitted to the data and the ARV values of the fitted curve at the time of the first and last stroke were compared.

*T-pattern data collection*



The swims were videotaped on sagittal plane with a pair of cameras providing a dual-media frames from both underwater (SONY D8, EUA, 50 frames\*s<sup>-1</sup>) and above (Sony Mini Dv DCR-HC42E, EUA, 50 frames\*s<sup>-1</sup>) the water surface and an periscope Coach Scope (Delphis Swim products). The cameras were placed at 25 m of the headwall, in a lateral wall of the pool, perpendicular to the line of motion and 6 m away from the swimmer displacement trajectory. One of the cameras were at 30 cm of depth the other 10cm above the water level. The images of both cameras were recorded simultaneously and it was possible to follow the swimmers trajectory and visualize five swimming strokes for each lap.

### *T-patterns assessment*

We used an Ad-hoc reference (Colman and Persyn, 1991). The instrument has been configured by the nature of research: (i) criteria, (ii) system of codes and, (iii) units of coding. The structure of the observation was taken a individual events at the description of time and order (Anguera et al., 2003), representing one or more specific technical behavior of a hand cycle. In order to prepare the observational instrument, in addition to literature review, a panel of experts consisting of graduate students, researchers, and experienced coaches were heard to find out what performance indicators should be included in the study.

The three version of the instrument emerged by the software Theme 5.0 of temporal patterns analysis, reproducing a lot of different patterns, which take to a variety of conducts and also a reconfiguration of the codification system. The adaptation of the Observing System Performance in Breaststroke Technique (SOCTB) was conducted based on five core criteria: FPAA, SPAA, FPAL, SPAL and R, as Table 1, characterizing the conduct considered critical in the cycle of the breaststroke swim.

\*\*\*Insert Table 1 here\*\*\*

For this study the instrument was set with 431 alphanumeric codes, with a total of 44 configurations, used to catalog five swimmers, at long of 20 hand cycles. Each criterion represents a stage of a complete cycle gesture, adding movements and actions that represent the technical conduct, independent of any existing variant. The conduct was in accordance with the temporal characterization delimiting the beginning and end of each stage. In each of these stages a list of key points were defined, being critical to

the implementation in the exploratory phase. To each of them an alphanumeric code was assigned (Table 2, 3).

\*\*\*Insert Table 2 here\*\*\*

\*\*\*Insert Table 3 here\*\*\*

For the detection of temporal patterns, we used the software THÉME 5.0 since the algorithm of T-patterns developed by Magnusson (2000), which is the detection of temporal patterns based on a binominal probability theory that allows the identification of sequential and temporal systems of data. The units of codification were assumed like events by duration metrics, order and frequency, representing on or more technical behavior.

### *Procedures*

Measures were performed in a 50 m indoor swimming pool at a temperature of 27.5 °C and 75% of humidity. Subjects performed a standard warm-up of 800 m front crawl at a medium level of effort, after a twenty minutes passive rest, the subjects were submitted to a maximal 200 m breaststroke bout. The bout started with the subjects pushing off the head-wall of the pool and was also advised to perform to reduce the underwater glides after turns.

### *Statistical Analysis*

Standard procedures were used to calculate means and standard deviations.

## **Results**

Figure 1 show in absolute time units the duration of active phase and non-active phase at the beginning and at the end of swimming for the four muscles under observation, for the five swimmers. Swimmer 1 presents a higher active phase in the TB muscle ( $0.33 \pm 0.07$  seconds) in the beginning than the BB, PM and DA. The BB ( $0.17 \pm 0.01$  s) and the DA ( $0.23 \pm 0.09$  s) muscles had a higher relative duration of the active phase in the end of the test compared with the beginning, unlike the PM ( $0.26 \pm 0.05$  s) and the TB ( $0.33 \pm 0.07$  s) that this higher relative duration was presented in the

beginning. The duration of non-active phase reached had higher values in the BB ( $1.96 \pm 0.12$  s) in the beginning of the test than the TB, PM and DA. The BB ( $1.96 \pm 0.12$  s) and the PM ( $1.47 \pm 0.60$  s) reached higher duration of non-active phase in the beginning of the test, unlike the DA ( $1.62 \pm 0.34$  s) and the TB ( $0.92 \pm 0.15$  s) in the end of the test.

Summary the swimmer 1 had for the BB a higher relative duration of the active phase in the end of the swimming bout, whereas for the non-active phase the duration was higher in the beginning of the swimming bout. Already the TB achieved the opposite behavior, i.e.: higher relative duration of the active phase in the beginning of the swimming bout and non-active phase duration higher in the end of the swimming bout. The DA and PM presented similarities in their behavior, because they had higher relative duration of the active and non-active phase in the end of the bout for the DA, and in the beginning of the bout for the PM.

In swimmer 2, DA ( $0.27 \pm 0.03$  s) was activated for a higher period in the beginning than the BB, TB and PM. Only the BB ( $0.26 \pm 0.02$  s) had a higher duration in the active phase on the end of the test, unlike the DA ( $0.27 \pm 0.03$  s), PM ( $0.20 \pm 0.02$  s), TB ( $0.23 \pm 0.05$  s) had the higher values in beginning. The duration of non-active phase reached had higher values in the PM ( $1.53 \pm 0.31$  s) in the end of the test than the other muscles. All the muscles had higher duration in non-active phase in the beginning of the test BB ( $1.46 \pm 0.32$  s), DA ( $1.43 \pm 0.09$  s), TB ( $0.80 \pm 0.07$  s), excepted for the PM ( $1.53 \pm 0.31$  s) that was in end of the test.

Under synthesis, the swimmer 2 obtained a behavior characterized by a similar behavior for the DA and TB, because both had a higher relative duration in active phase in the beginning of the swimming bout and the same in the non-active phase, unlike the BB and PM that had a different behavior.

Swimmer 3, presented had a higher period for the TB ( $0.26 \pm 0.03$  s) in the end of the test, than BB, DA and PM muscles, and unlike the other swimmers the relative duration of active phase for the swimmer 3 was for all the muscles higher in the end of the test compared with the beginning, BB ( $0.19 \pm 0.03$  s), DA ( $0.25 \pm 0.03$  seconds), PM ( $0.18 \pm 0.02$  s). The duration of non-active phase reached had higher values in the DA ( $1.48 \pm 0.19$  s) in the beginning of the test than BB, TB and PM muscles. All the muscles had higher duration in non-active phase in the beginning of the test BB ( $1.34 \pm 0.04$  s), DA ( $1.48 \pm 0.19$  s), PM ( $1.31 \pm 0.04$  s), excepted for the TB ( $1.04 \pm 0.40$  s) that was in end of the test.

The current swimmer presented a very similar behavior for all the muscles in study for the active phase and non-active phase, excepted for the TB that presented a higher relative duration of the non-active phase in the end of the swimming bout.

Swimmer 4, demonstrated higher values of the relative duration of active phase in the TB ( $0.32 \pm 0.04$  s) in the end of the test, than the BB, PM and DA muscles. This swimmer showed higher values of activation in the end of the test for all muscles, excepted for the DA ( $0.27 \pm 0.02$  s) in the beginning. The duration of non-active phase reached had higher values in the DA ( $1.54 \pm 0.18$  s) in the beginning of the test than the BB, TB and PM muscles. All the muscles had higher duration in non-active phase in the beginning of the test DA ( $1.54 \pm 0.18$  s), PM ( $0.82 \pm 0.29$  s), TB ( $1.16 \pm 0.12$  s), excepted for the BB ( $1.52 \pm 0.25$  s) that was in end of the test.

So, the swimmer 4 demonstrated a behavior that in the active phase all the muscles had a higher duration in the end of the swimming bout, excepted for the DA that was in the beginning of the bout, as the non-active phase was higher for all muscles in the beginning except for the BB.

Lastly, the swimmer 5 had the DA ( $0.33 \pm 0.03$  s) at the muscle which had more duration in the active phase on the beginning of the test, than the BB, TB and PM muscles. The relative duration of the active phase was higher for DA ( $0.33 \pm 0.03$  s) and TB ( $0.29 \pm 0.04$  s) in the beginning, and for BB ( $0.23 \pm 0.01$  s) and PM ( $0.24 \pm 0.03$  s) on the end of the test. The duration of non-active phase reached had higher values in the BB ( $1.84 \pm 0.34$  s) in the end of the test than the TB, PM and DA muscles. All the muscles had higher duration in non-active phase in the end of the test.

This swimmer presented a distinct behavior in the muscles study in the duration of the active phases, namely two muscles had higher duration in the beginning (DA and TB) and the other two muscles in the end (BB and PM) of the swimming bout. In the non- active phases all the muscles presented the same behavior, in which all of them had a higher duration in the end of the swimming bout.

By the analysis relative duration of the active phase and non-active phase we can observe that all the swimmers under study had a different behavior, but we can note some similarities between them. As regards to the duration of the active phase, the main behavior was in the BB, that presented always a higher duration in the active phase in the end of the swimming bout for all the swimmers, the DA was very irregular behavior, because he had a higher active phase in swimmer 2, 4, 5 in the beginning of the swimming bout and for swimmer 1 and 3 in the end of the swimming bout, moreover

the PM had a higher duration in the active phase mostly in the end of the swimming (swimmer 3, 4, 5), finally the TB had predominantly more duration in the active phase in the beginning of the swimming bout (swimmer 1, 2, 5).

The non-active phases demonstrated that the TB and DA had a higher duration in the non-active phase in the beginning of the swimming bout for all the swimmers, excepted for the swimmer 1, the BB had higher duration of non-active phases in the beginning for three swimmers (swimmer 1, 2, 3) and for two swimmers (swimmer 4 and 5) in the end of the swimming bout. DA had had a higher duration in the non-active phase in the beginning of the swimming bout for all the swimmers. The PM had a higher duration in the non-active phase in the beginning of the swimming bout for all the swimmers, excepted for the swimmer 2.

\*\*\*Insert Figure 1 here\*\*\*

In figure 2 shows the comparison of the average rectified value (ARV) for each muscle, in the beginning and the end for each swimmer. For the swimmer 1, the ARV increased for the BB ( $0.11 \pm 0.01$  v) and TB ( $0.60 \pm 0.04$  v) in the end with the respect to the beginning. Swimmer 2 also in the BB ( $0.26 \pm 0.02$  v) and in DA ( $0.82 \pm 0.03$  v). Swimmer 3 increased for all muscles at the beginning with respect to the end of the bout. The swimmer 4 increased for the DA ( $0.69 \pm 0.05$  v) and PM ( $0.13 \pm 0.01$  v) in the end with the respect to the beginning. Lastly, swimmer 5 had a similar ARV with the same muscles from the swimmer 1, that is an ARV increased for the BB ( $0.23 \pm 0.03$  v) and TB ( $0.22 \pm 0.05$  v) in the end with the respect to the beginning.

For all the swimmers, it can verify that the muscles who presented higher ARV where the TB and DA. The DA obtained higher ARV for all the swimmers in the beginning and in the end of the swimming bout, excepted for the swimmer 2 and 4. In the BB, PM and TB we can observe that predominantly they presented higher ARV values in the beginning of the swimming bouts: swimmer 1, 3 e 4, for BB, swimmer 1, 2, 3 e 5 for PM and swimmer 2, 3 e 4 for TB).

\*\*\*Insert Figure 2 here\*\*\*

Figure 3, presents the motor pattern equivalent of five different events, corresponding to the five moments of observation made in each stroke, which was repeating in 10 cycles for each swimmer. The swimmer 1 and 4 had technical model of swimming is close to the variant “very wavy, arched” from Silva et al. (2002), and a motor pattern is characterized by the following settings:

FPAA: 1p1, 1p3, 1p6, 1p7, 1t1, 1t5, 1t6, 1c2, 1c4, 1b1 which means legs in extension, ankle above hip, feet in extension in relation to legs and legs inclined upward (relationship with the water line). - Head up according to the trunk, being in dorsi-flexion inclined for upward/parallel to the waterline. Orientation of the vision to diagonal/lower, head below the water line/intermediate. Hands above the shoulder level (horizontal relationship). SPAA: 2p1, 2p4, 2p5, 2p8, 2t3, 2t4, 2t7, 2c2, 2c3, 2b2, 2b3 which means legs in extension inclined down/parallel to the water line, feet parallel and ankles below the hip/in prolonging. Trunk in dorsi-flexion and inclined upward/parallel to the water line and *gluteus* below the water line, diagonally oriented view/down and head above the water line/intermediate. Finger pointed at the bottom and front hands in front of the shoulders /no extension (vertical relationship). The moment of observation FPAL was characterized by: 3p1, 3p3, 3p6, 3t3, 3t4, 3c1, 3b2, 3b4, means knees and feet's apart and standing straight out (ratio-foot-leg). Head up the water line /intermediate, forearms inclined down, hand below the water line/extension in the shoulders and below/in extension (horizontal ratio: hand-shoulder). SPAL: 4p1, 4p3, 4p6, 4t2, 4t5, 4t6, 4c1, 4b2, 4b4 which means knees apart and ankles above the hip (ratio: ankle-hip) and right angle between the foot and the leg. Gluteus below the water line/intermediate, trunk in dorsi-flexion and inclined to upward/parallel to the water line. Head up the water line/intermediate, forearms inclined down and elbow below the shoulders/ in prolonging (relationship elbow-shoulder. R: 5p2, 5p3, 5p5, 5p8, 5t2, 5t4, 5t6, 5c2, 5b2, which means ankles below the hip/in the extension, toes directed downwards and backwards, midpoint trunk-hip-knee-ankle in obtuse angle and legs inclined down.

For swimmer 2 and swimmer 5, we can noted that the technical model of swimming is close to the variant "very wavy, slightly arched" from Silva et al. (2002), and a motor pattern is characterized by, FPAA: 1p1, 1p4, 1p6, 1p8, 1t1, 1t5, 1t6, 1c2, 1c4, 1b2; SPAA: 2p1, 2p4, 2p5, 2p8, 2t3, 2t4, 2t7, 2c1, 2c3, 2b2, 2b3, FPAL: 3p1, 3p3, 3p5, 3t3, 3t4, 3c1, 3b2, 3b4, 3b6, SPAL: 4p1, 4p4, 4p6, 4t2, 4t5, 4t6, 4c1, 4b2, 4b4, R: 5p2, 5p3, 5p5, 5p8, 5t2, 5t4, 5t5, 5c2, 5b2. The swimmer 3 presented a technical model of swimming is close to the variant "very wavy, slightly arched" from Silva et al. (2002) and a motor pattern characterized by, FPAA: 1p1, 1p4, 1p6, 1p8, 1t1, 1t5, 1t6, 1c2, 1c4, 1b2, SPAA: 2p2, 2p4, 2p5, 2p8, 2t3, 2t4, 2t7, 2c1, 2c3, 2b1, 2b3, FPAL: 3p1, 3p3, 3p5, 3t3, 3t4, 3c1, 3b2, 3b4, 3b6, SPAL: 4p1, 4p4, 4p6, 4t2, 4t5, 4t6, 4c2, 4b2, 4b4, R: p2, 5p3, 5p5, 5p8, 5t2, 5t4, 5t5, 5c2, 5b2. Consequently, in all the motor patterns

completes of the five swimmers, there is swimmers that have a greater stability in stroke cycle, this greater stability comes from the more number of occurrences of the same cycle 5 events, 5 observation moments: FPAA, SPAA, FPAL, SPAL and R. The swimmer 1 was the swimmer with more stability behavior during swimming, because presented 10 cycles recurred(5 equal events), following by the swimmer, 5, 3, 2 and 4 that repeat the same cycle in 7 cycles, 6 cycles, 3 cycles and 3 cycles, respectively. The behavioral variability occurred with higher frequency in the moments with higher propulsive force production (SPAA).

\*\*\*Insert Figure 3 here\*\*\*

## Discussion

The aim of this study was to analyze and characterize the neuromuscular patterns in breaststroke through the support of the description of the detection patterns, with the introduction of a method to examine the data and to analyze the inter-temporal relationship between the structures of events.

The main finding of this study was that each swimmer had their neuromuscular behavior, verifying some similarities in some swimmers and muscular patterns. The motor behavior pattern showed that each swimmer had also its own behavior pattern, since each adjusts its technical characteristics of swimming.

The methodology used in this study increased the capacity of access the neuromuscular and motor behavior of the swimmers and coaches in a view further. On the one hand, the wireless EMG device for data collection in the neuromuscular patterns, it's a new approach since it allows to reduce the constraints on the swimmer during the swimming bout, and also as has been suggested by some previous studies with this device (Conceição et al., 2010; Olstad et al., 2011), on the other hand, the construction of ad hoc instruments presented in this study to access the motor patterns had advantages in the flexibility, in the ability to adapt to very different behaviors and situations, in the rigor on the application of the various procedural operations in non-restrictive and unobtrusive nature of its appraisal of real situations (Sarmiento et al., 2010).

### *Neuromuscular Patterns*

In swimming analyzing the rectified EMG signal it is possible to observe very clearly the differences between the activation and the resting periods of the muscles. Following this, the relative duration of the active phase demonstrated a tendency of an increasing in TB muscle for all swimmers under study, excepted for the swimmer 2 and 5, where the DA had a higher duration, this tendency of the TB it's similar with the 100m front crawl test at maximal intensity, developed by Stirn et al.(2011).As regards to the non- active phase, we can't state that there is a tendency relatively to the beginning and the end of the swimming, because each swimmer presented a different behavior for the muscles in study.

The neuromuscular pattern provided by the ARV demonstrated an increased at the end for BB and TB in swimmer 1 and 5, and for BB, DA and PM in swimmer 2 and 4,being in agreement with Conceição et al. (2010) and in disagreement with the results achieved by Nuber et al. (1986) where biceps firing was inconsistent. This outcomes in neuromuscular pattern were also according with study developed by Ikai et al. (2012), that showed qualitatively that the BB,TB DA were highly activate during the strokes. The absence of a neuromuscular pattern for all the swimmers could be related to different technical models used for each swimmer since the beginning to the end of the swimming bout.

### *Motor Patterns*

The motor patterns results were in agreement with the results in other studies in which similar method logies were used in simultaneous techniques (Campaniço et al., 2006; Louro et al., 2010).

Campaniço et al. (2006) reported that compared male and female genders in butterfly technique, it wasn't found any equal complex pattern between all swimmers, but in each intra-individual was found a complex pattern, demonstrating that all swimmer are totally different and that each individual has its own motor pattern. After Louro et al. (2010) in four male butterfly swimmers, verify that each of the swimmers had their own behavioral pattern and each pattern was adjusted for individual characteristics. Moreover, the behavioral patterns are different at both intra-individual and inter-individual because they are tailored to each specific need of different swimmers.



Although, in our study different patterns between cycles and between swimmers were observed, it seems that they have similarities between them, adjusting his style to the technical model.

In our results relatively to the technical model presented, the swimmers 1 and 4 adopted the “very wavy, arched” variant, whereas the swimmers 3 and 5 used the variant “very wavy, slightly arched”, lastly the swimmer 2 chosen the “wavy, slightly arched” variant. According to Louro et al. (2010) even though the standard model is a reference, each swimmer adapted their swimming pattern in a unique and distinct way, these behavior changes occur as each swimmer has patterns with different complexities, because change existing settings by default.

### *Associations*

This study is the first to report EMG and motor patterns in swimming. The amount of information to be removed through a qualitative observation, using observation instruments properly applied, is vast and varied, which we can verify the existence of different line of research using the same software and algorithm (Anguera et al., 2003; Magnusson, 2000) although using different areas of technical performance.

By the characterization of the neuromuscular patterns and motor patterns in individual point, it seems that there is a relationship between them, although each swimmer adopt a distinct motor and neuromuscular pattern, but there were some similarities between them, i.e. the swimmers 1 and 4 showed similar neuromuscular pattern in the muscles DA e TB and adopt a “very wavy, arched” variant, while swimmers 3 and 5 showed similar in the muscle DA and adopt a variant “very wavy, slightly arched”.

The measurement of the neuromuscular and motor pattern has practical implications for the coaches, since thorough the knowledge of these two indicators the coaches may improve the training plan according to the technical model used by their swimmers, such as developed specific training exercises in water and dry land to optimize the neuromuscular patterns of the most prevalent muscles for each technical model. Based on our results using the known methods, we can state that there is a need of developing more advanced measurement systems for the breaststroke technique which allows us to have clear insight into the structure of the technical performance like has been developed by the front crawl.

As a conclusion, we noted that each swimmer adapted their motor pattern and their neuromuscular pattern in a unique in distinct way. Although different patterns between cycles and between swimmers were observed in motor and neuromuscular pattern, it seems that they have similarities between them, adjusting his style to the technical model.

## References

- Anguera MT. *Observational methodology in the psychological research* Barcelona: P.P.U, (Vol. II), 1993.
- Anguera MT, Blanco-Villaseñor A, Losada JL. Observation design, a key issue in the process of observation methodology. *Methodology of Behaviour*, 2001; 3(2): 135-161.
- Anguera MT, Blanco A, Losada JL, Ardá T, Camerino O, Castellano J, Hernández Mendo A, Jonsson GK. Match and player analysis in soccer: computer coding and analytic possibilities. *Int J Computer Sci in Sport*, 2003; 2: 118-121.
- Barbosa T, Marinho D, Costa M, Silva A. Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. In *Biomechanics in Applications, Rijeka: In Tech*, 2011; 367-388.
- Basmajian V, De Luca C. *Muscles Alive*. Baltimore: Williams and Willkins, 1985.
- Campaniço J, Santos J, Silva A. Breaststroke swimming patterns from video sequences analyzes. Produced by specific field formats. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming X*. Eds: Vilas-Boas JP, Alves F and Marques A, Porto: *Portuguese Journal of Sport Science*, 2006; 76-77.
- Caty V, Rouard A, Hintzy Y, Aujoannet Y, Molinari M, Knaflitz M. Time- frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Port J Sport Sci*, 2006; 6: 28-30.
- Clarys J. A review of EMG in swimming: explanation of facts and/or feedback information. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming*. Eds: Hollander AP, Huijing P and Groot G. *Illinois: Human Kinetics Publishers*, 1983; 123-135.
- Colman V, Persyn U. *Diagnosis of the movement and physical characteristics leading to advice in breaststroke. Continental course in swimming for coaches*. Gelsenkirshen: FINA-COI-DSV, 1991.
- Conceição A, Gamboa H, Palma S, Araújo T, Nunes N, Marinho D, Costa A, Silva A, Louro H. Comparison between the standard average muscle activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. In: *Biomechanics and Medicine*

in *Swimming XI*. Eds: Kjendlie P-L, Stallman TK and Cabri J, *Oslo: Norwegian School of Sport Sciences*, 2010; 46-47.

Hermens HJ, Freriks B. *European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project* (CDrom). Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.

Ikuta J, Matsuda Y, Yamada Y, Kida N, Oda S, Moritani T. Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *Eur J Appl Physiol*, 2012; (Jan 26 Epub ahead of print).

Louro H, Silva AJ, Anguera T, Marinho D, Oliveira C, Conceição A, Campaniço J. Stability of patterns of behavior in the butterfly technique of elite swimmers. *J Sport Sci Med*, 2010; 9: 36-50.

Magnusson MS. Discovering hidden time patterns in behavior: T-patterns and their detection. *Behavior Research Methods, Instruments & Computers*, 2000; 32: 93-110.

Marinho D, Rouboa A, Alves F, Vilas-Boas JP, Machado L, Reis V, Silva AJ. Hydrodynamics analysis of different thumb positions in swimming. *J Sport Sci Med*, 2008; 8: 58-66.

Nuber GW, Jobe FW, Perry J, Moynes DR, Antonelli D. Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *Am J Sports Med*, 1986; 14: 7-11.

Oliveira C, Santos J, Campaniço J, Jonsson K. Detection of Real-time patterns in breaststroke swimming. In: *Biomechanics and Medicine in SwimmingX*. Eds: Vilas-Boas, JP, Alves F and Marques A, *Porto: Portuguese Journal of Sport Science*, 2006; 241-244.

Olstad B, Cabri J, Zinner C, Nunes N. and Kjendlie L. SEMG Measurements on land and water prior to and after 60-90 minutes of submersion (Swimming) are highly reliable. *Port J Sport Sci*, 2011; 11(Supl.2): 763-765.

Rouard A, Clarys J. Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *J Electromyogr Kinesiol*, 1995; 5: 177-183.

Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med*, 1994; 22: 789-796.

Sarmiento H, Anguera T, Campaniço J, Leitão J. Development and validation of a national system to study the offensive process in football. *Medicina (Kaunas)*, 2010; 46: 401-407.

Silva A, Colman V, Soons B, Alves F, Persyn U. Movement variables important for effectiveness and performance in breaststroke, In: *XXth International Symposium on Biomechanics in Sports*. Eds: K. Gianikellis, Cáceres: University of Extremadura, 2002; 39-42.

Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol*, 2011; 111: 101-13.

Troup J, Daniels J. Swimming economy: an introductory review. *J Swim Res*, 1986; 2: 5-9.

<b>FPAA</b>	<b>First propulsive action of arms</b>	Focuses on aspects of the connection from one cycle to another, particular in the moment that correspond to the beginning of flexion until the most deepest point that the hands reach.
<b>SPAA</b>	<b>Second propulsive action of arms</b>	Focuses on critical aspects of the second propulsive support of the arms, moment that finish with the extension of the arms.
<b>FPAL</b>	<b>First propulsive action of legs</b>	The transitional approach criteria is the maximal flexion of the knees, that the terminus it's the moment in which the angle of the hip/leg it's 45°.
<b>SPAL</b>	<b>Second propulsive action of legs</b>	Focuses on the moment that start with the angle hip/leg at 45° and finish with the full extension of the same
<b>R</b>	<b>Recovery</b>	Focuses on the moment correspond to the end of the cycle. Recovery moment that start with full extension of the legs away until the junction of them.

*Table 1 Moments of observation and description of observation instrument used in hoc  
– SOCTB.*



Criteria of observation 1st Moment -First Propulsive Action of arms (FPAA)				
Behaviorcriteria(FPAA)				
Legs  FPAAL	P1 Position of the legs	P2 Relationship: ankle - hip	P3 Position of the feet in relation to the legs	P4 Inclination of the legs in relation to the water line
	1P1 Extension	1P3 Above the hip	1P5 Flexion	
	1P2 Flexion	1P4 Below the hip/an extension	1P6Extension	1P7 tilted up
				1P8 downward / parallel to the waterline
Aggregatedcriteria(FPAA)				
Trunk  FPAAT	T1 Head position according to the trunk	T2 Position of the trunk	T3 Inclination of the trunk (shoulders / mid-point of the trunk) in relation to the waterline	
	1T1 Above/ in line	1T3 Flexion	1T6 Tilted upward/ parallel to the waterline	
	1T2 Below	1T4 Extension	1T7 Tilted down	
		1T5Dorsi-flexion		
Head  FPAAH	C1Vision guidance	C2Head position relative to the waterline		
	1C1 Front	1C3Above waterline		
	1C2 Diagonal / down	1C4Below waterline/ intermediate		
Arms  FPAAA	B1 Horizontal relationship: hand- shoulder			
	1B1Above the shoulders			
	1B2Below the shoulders / an extension			
Criteria of observation 2nd Moment -Second Propulsive Action of arms (SPAA)				
Behaviorcriteria(SPAA)				
Legs  SPAAL	P5 Position of the legs	P6 Inclination of the legs in relation to the water line	P7 Position of the feet	P8 Relationship: ankle - hip
	2P1 Extension		2P5 Parallel	2P7 Above the hip
	2P2 Flexion	2P3 tilted up	2P6 Discontinuous (one above the other)	2P8 Below the hip/ an extension
		2P4 downward / parallel to the waterline		
Aggregatedcriteria(SPAA))				
Trunk  SPAAT	T4 Position of the trunk	T5 Inclination of the trunk (shoulders / mid-point of the trunk) in relation to the waterline	T6 Position of the gluteus in relation to the waterline	
	2T1 Flexion		2T6 Above the waterline / intermediate	
	2T2 Extension	2T4 Tilted upward/ parallel to the waterline	2T7 Below the waterline	
	2T3 Dorsi-flexion	2T5 Tilted down		
Head	C3 Vision guidance	C4 Head position relative to the waterline		
	2C1 Front	2C3 Above the waterline / intermediate		

<b>SPAAH</b>	2C2 Diagonal / down	2C4 Below the waterline
	B2 Orientation of the finger	B3 Vertical relationship: hand-shoulder
<b>Arms</b>	2B1 Pointed at the bottom of the pool	2B3 In front of the shouders/no extension
<b>SPAAA</b>	2B2 Pointed to the back and front	2B4 Behind the shoulders

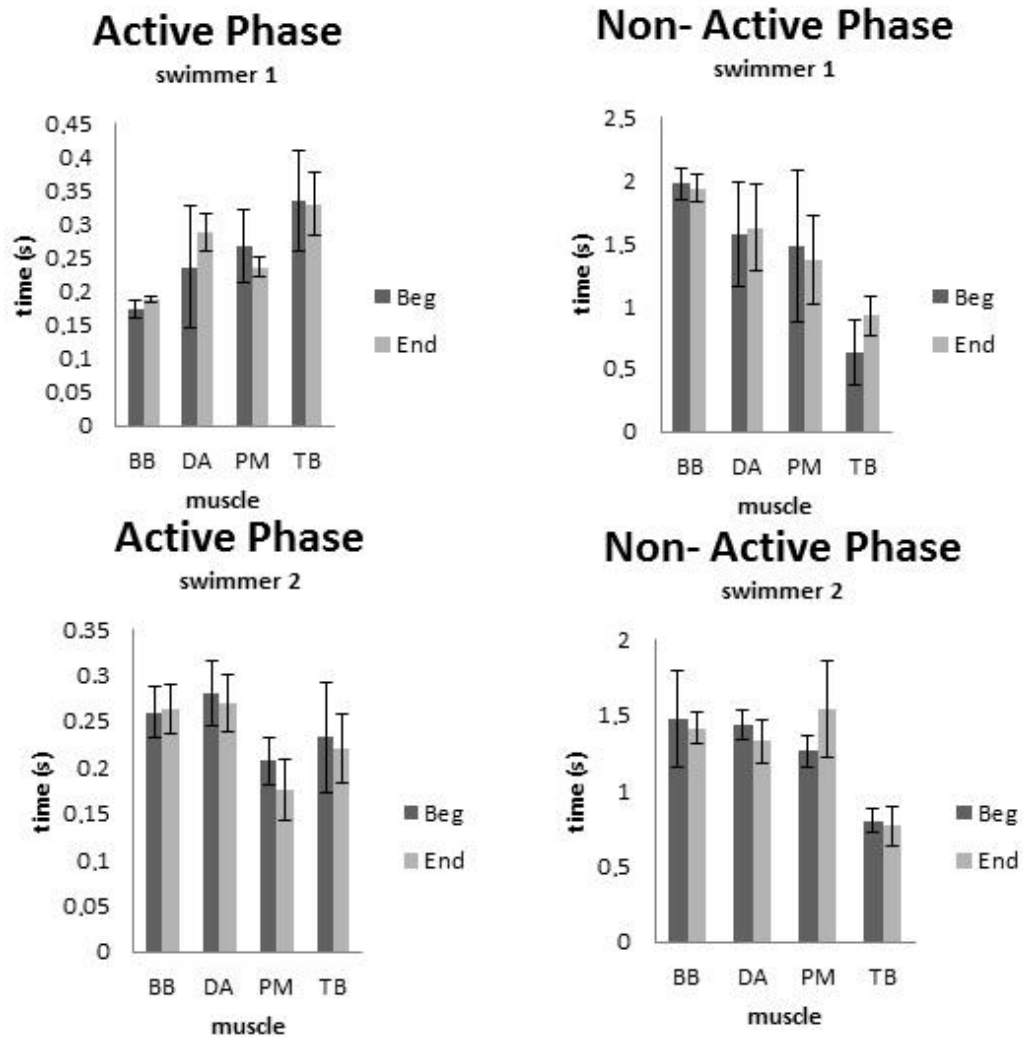
**Table 2** *Observation criterion for the first propulsive action of arms (FPAA), second propulsive action of the arms (SPAA) and for the recovery (R).*

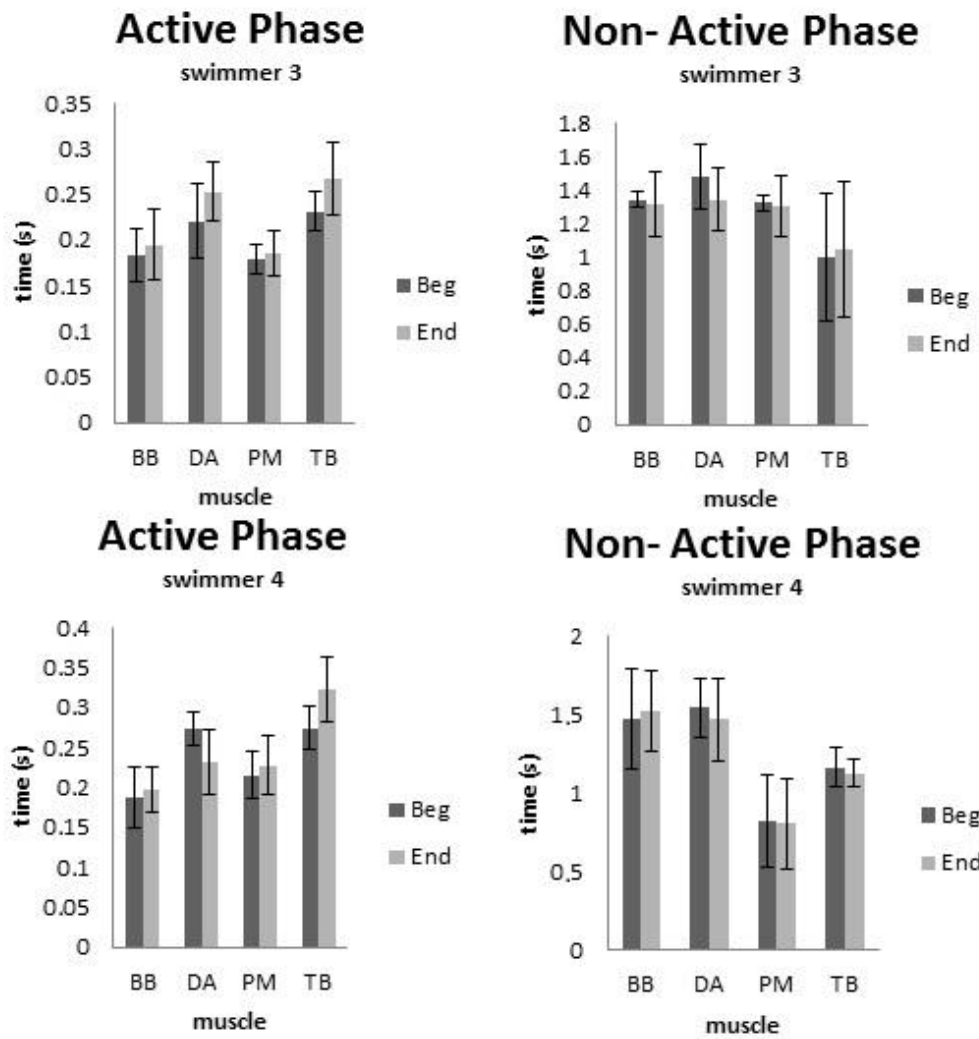


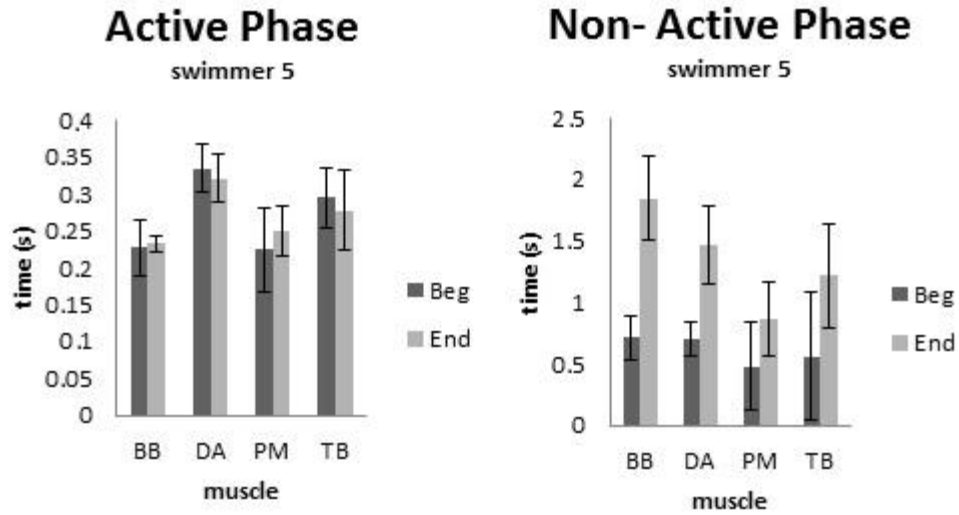
Criteria of observation 3rd Moment -First Propulsive Action of legs (FPAL)			
Behaviorcriteria(FPAL)			
Legs  FPAL	P9 Relationship between the feet	P10 Relationship between the knees	P11 Relationship: feet - leg
	3P1 Away	3P3 Away	3P5 Foot rectum back
	3P2 Together	3P4 Together	3P6 Foot rectum out
Aggregated criteria (FPAL)			
Trunk  FPALT	T7 Position of the trunk	T8 Inclination of the trunk (shoulders / mid-point of the trunk) in relation to the waterline	
	3T1 Flexion	3T4 Tilted upward/ parallel to the waterline	
	3T2 Extension	3T5 Tilted down	
	3T3 Dorsi-flexion		
Head  FPALH	C5 Head position relative to the waterline		
	3C1 Above the waterline / intermediate		
	3C2 Below the waterline		
Arms  FPALA	B4 Position of the forearm with respect to the waterline	B5 Position of the hands with respect to the waterline	B6 Relationship on horizontal: hand-shoulder
	3B1 Tilted upward/ parallel to the waterline	3B3 Tilted upward/ parallel to the waterline	3B5 Above the shoulders
	3B2 Tilted down	3B4 Tilted down	3B6 Below the shoulders / in extension
Criteria of observation 4rd Moment –Second Propulsive Action of legs (SPAL)			
Behaviorcriteria(SPAL)			
Legs  SPALL	P12 Relationship between knee	P13 Relationship: knee-hip	P14 Angle: down-leg
	4P1 Away	4P3 Above hip	4P5 Acute angle
	4P2 Together	4P4 Below the hip/ an extension	4P6 Rectum angle
			4P7 Obtuse angle
Aggregatedcriteria(SPAL)			
Trunk  SPALT	T9 Position of the gluteus in relation to the waterline	T10 Position of the trunk	T11 Inclination of the trunk (shoulders / mid-point of the trunk) in relation to the waterline
	4T1 Above the waterline	4T3 Flexion	4T6 Tilted upward/ parallel to the waterline
	4T2 Below the waterline/intermediate	4T4 Extension	4T7 Tilted down
		4T5 Dorsi-Flexion	
Head  SPALH	C6 Head position relative to the waterline		
	4C1 Above the waterline / intermediate		
	4C2 Above the waterline		
Arms	B7 Position of the forearm with respect to the waterline	B8 Relationship: elbow-shoulder	

<b>SPALA</b>	4B1 Tilted upward/ parallel to the waterline  4B2 Tilted down	4B3 Above the shoulders  4B4 Above the shoulders / in extension
<b>Criteria of observation 5th Moment –Recovery (R)</b>		
<b>Behaviorcriteria(R)</b>		
<b>Legs</b>	P15 Relationship: ankles - hip 5P1 Above the hip 5P2 Below the hip/ an extension	P16 Orientation of the toes 5P3 Down and back 5P4 Pronounced back
<b>RL</b>		P17 Angle: mid-point of the trunk – hip – knee 5P5 Obtuse angle 5P6 Shallow angle  5P7 Tilted upward/ parallel to the waterline  5P8 Tilted down
<b>Aggregated criteria (R)</b>		
<b>Trunk</b>	T12 Position of the shoulders in relation to the waterline 5T1 Above the waterline / intermediate 5T2 Below the waterline	T13 Position of the gluteus in relation to the waterline 5T3 Above the waterline 5T4 Below the waterline/ intermediate  T14 Inclination of the trunk (shoulders / mid-point of the trunk) in relation to the waterline 5T5 Tilted upward/ parallel to the waterline 5T6 Tilted down
<b>Head</b>	C7 Position of the head in relation to the waterline	
<b>RH</b>	5C1 Above the waterline  5C2 Below the waterline / intermediate	
<b>Arms</b>	B9 Position of the forearm with respect to the waterline	
<b>RA</b>	5B1 Tilted upward  5B2 Tilted down / parallel to the waterline	

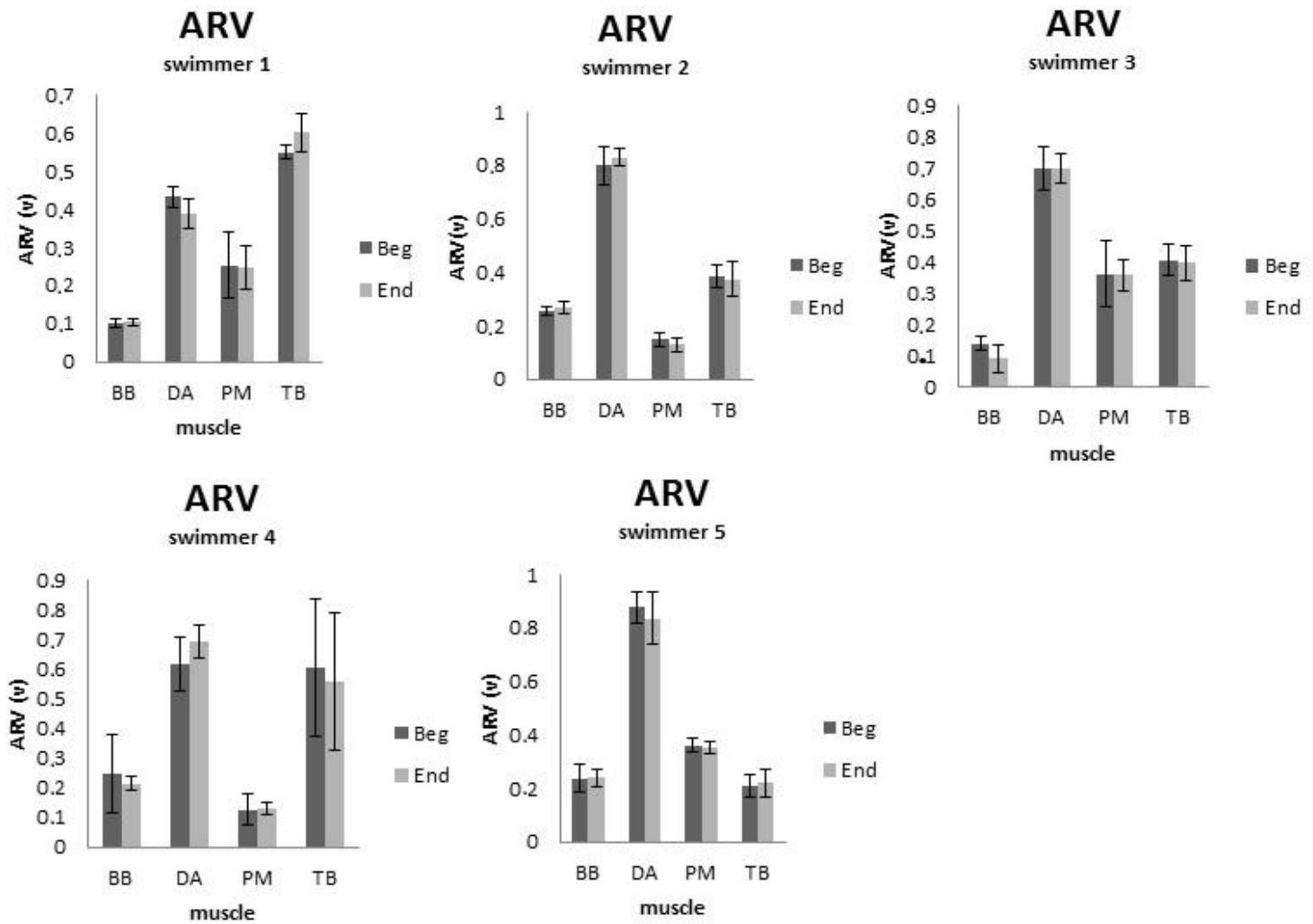
**Table 3** Observation criterion for the first propulsive action of legs (FPAL), second propulsive action of the legs (SPAL) and for the recovery (R).



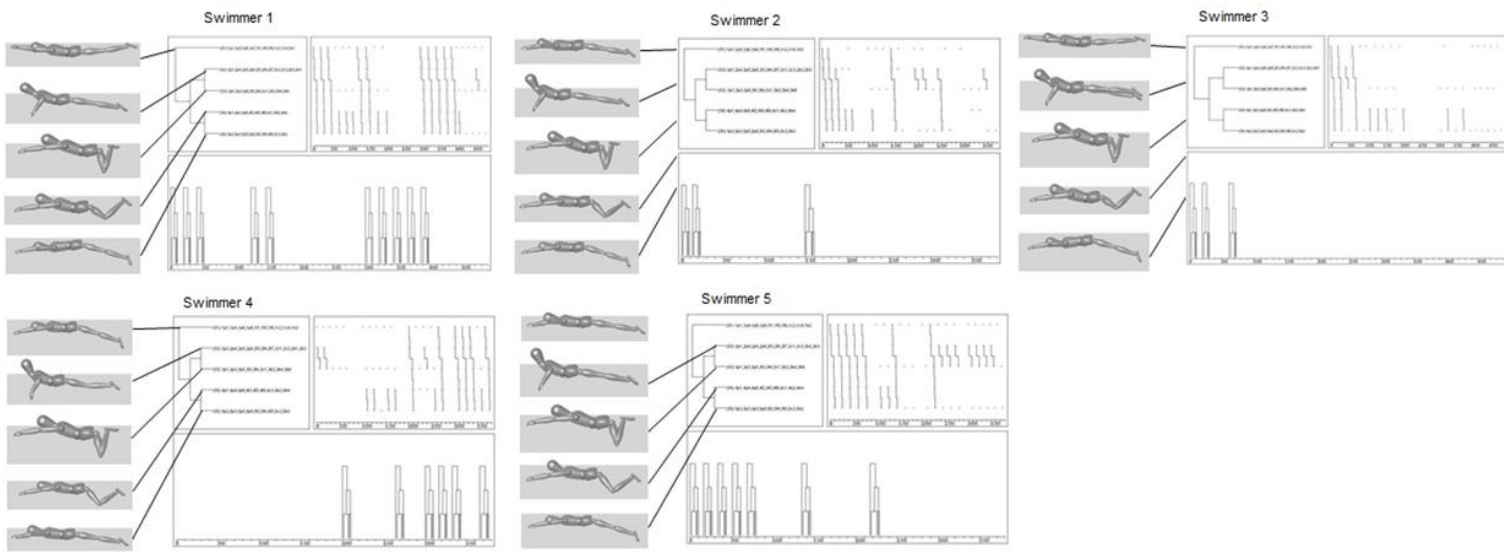




**Figure 1** Mean and standard deviation of the duration of active and non-active phase at the beginning (dark gray) and end (gray) of the swimming bout for each swimmer, BB- biceps brachii; DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major; TB- triceps brachii



**Figure 2** Comparison between the muscles of an average rectified value at the beginning( dark gray) and end (gray) of swimming bout for each swimmer, BB- biceps brachii; DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major; TB- triceps brachii.



**Figure 3** Schematic representation (left image) and complete behavior pattern with five observation moments (middle image) with the spatio-temporal reference of occurrence of the strokes,(right image), for all the swimmers.

## ANEXO 3

### Artigo Original

## OBSERVAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO TÉCNICA EM NATAÇÃO PURA DESPORTIVA: 200M BRUÇOS

### ABSTRACT

The aim of this study was to develop characterization of the breaststroke technique, regarding the relationship between kinematic and neuromuscular parameters. Surface electromyographic signals (EMG) were used to analyze the dynamics of neuromuscular activity muscles: *pectoralis major* (PM), *biceps brachii* (BB), *triceps brachii* (TB) and *anterior deltoid* (DA), in twelve national elite swimmers. A couple of cameras (underwater camera and another above the surface of the water) were used for providing a dual projection that permits analysis of kinematic variables (Speed, SF, SL) over the 200 m breaststroke event. The swimming Speed decreases over 1.41 (0.07) to 1.16 (0.09) m.s<sup>-1</sup> (P<0.05). The stroke length decreased from 2.32 (0.37) to 1.96 (0.24) m, while the stroke frequency suffered a decrease of 37.52 (5.16) to 34.40 (3.58) cycle/min of 1<sup>st</sup> lap 50 m until the 3<sup>rd</sup> lap of 50 m, increasing slightly in the last lap to 35.82 (3.39) cycle/min.

Blood lactate increased from 1.12 (0.22) to 12.00 (3.23) mmol.L<sup>-1</sup>. EMG results indicated an increase in frequency relative to amplitude for all muscles studied: BB, PM and TB, except for the DA. Negative correlation between the frequency were obtained and the Speed, SF and SL, i.e. to the muscles BB, TB and PM there was a correlation between Speed, SF and SL, meaning that as the kinematic variables increase the frequency decreases. The correlations



suggested that the neuromuscular activation presents a direct relationship with the kinematic variables, in particular for a reduction of the frequency, in muscles BB, TB and PM, and to a high extent and correlation with the kinematic variables in PM. The relationship between the kinematic variables and EMG are decisive in the evaluation of performance in swimming, in training exercises on dry to increase muscular endurance of muscles involved in breaststroke technique.

**Keywords:** Swimming; Kinematics; EMG, Amplitude, Frequency

## RESUMO

O objectivo deste estudo consistiu na caracterização da técnica de bruços, na relação entre os parâmetros cinemáticos e neuromusculares. A electromiografia de superfície (EMG) foi utilizada para analisar a dinâmica da actividade neuromuscular nos músculos peitoral maior (PM), bicípite braquial (BB), tricípite braquial (TB) e deltóide anterior (DA) em doze nadadores de elite nacional. Foram utilizadas um par de câmaras, fornecendo uma projecção dupla a partir de uma câmara subaquática e outra acima da superfície da água, para análise das variáveis cinemáticas: velocidade de nado (VN), frequência gestual (FG) e distância de ciclo (DC) em 200m bruços. A VN diminuiu de 1.41 (0.07) para 1.16 (0.09) m.s<sup>-1</sup> (P<0.05). A DC diminuiu de 2.32 (0.37) para 1.96 (0.24) m, enquanto a FG sofreu um decréscimo de 37.52 (5.16) para 34.40 (3.58) ciclo/min do 1º percurso de 50m até ao 3º percurso de 50m, aumentando ligeiramente no último percurso para 35.82 (3.39) ciclo/min. O lactato sanguíneo aumentou de repouso para o pico de lactato sanguíneo de 1.12 (0.22) para 12.00 (3.23) mmol.L<sup>-1</sup>. Os resultados de EMG indicaram um aumento da frequência em relação à amplitude para todos os músculos em estudo, excepto para o DA. Correlações negativas foram obtidas entre a frequência e a VN, FG e DC, ou seja, para os músculos BB, TB e PM, verificou-se uma correlação forte entre VN, FG e DC, isto é, à medida que as variáveis cinemáticas aumentam a frequência diminui. As correlações sugerem que a activação neuromuscular apresenta relação directa com as variáveis cinemáticas, nomeadamente para uma diminuição da frequência, nos músculos BB, TB e PM, e para uma elevada amplitude e forte correlação com as

variáveis cinemáticas em PM. A relação entre as variáveis cinemáticas e EMG são determinantes na avaliação da performance em natação pura desportiva, nomeadamente, no suporte na prescrição de exercícios para o aumento da resistência muscular dos músculos envolvidos na técnica de bruços.

**PALAVRAS-CHAVE:** Natação, Cinemática, EMG, Amplitude, Frequência

## INTRODUÇÃO

A técnica de bruços é considerada uma das menos económicas das quatro técnicas de nado <sup>(1)</sup>. A causa mecânica provém da sua descontinuidade técnica e consequentemente da acentuação da variação da velocidade intra-cíclica horizontal do centro de massa do corpo <sup>(2,3,4)</sup>, que provoca a necessidade de realização de trabalho complementar para voltar a acelerar o centro de massa do corpo.

Nos últimos anos, grande parte da investigação em natação tem sido dedicada á análise cinemática dos vários estilos de nado <sup>(5)</sup>. Sendo a técnica de bruços, o estilo de nado mais lento <sup>(6)</sup> das quatro técnicas de nado, alguns investigadores tem recorrido á análise cinemática para a determinação da velocidade de nado (VN), uma vez que este parâmetro é muito relevante no acesso á performance desportiva.

No caso das variáveis que descrevem a velocidade de nado: distância de ciclo (DC) e frequência gestual (FG), verificou-se que com o aumento da velocidade de nado em bruçistas a mesma encontra-se associada a um aumento na FG, mas a um decréscimo na DC <sup>(7)</sup>, também McMurray *et al.* <sup>(8)</sup> verificou que um número reduzido de braçadas para uma dada velocidade de nado, durante um período de preparação para a competição, poderá levar a um aumento da DC e por sua vez a uma melhoria do resultado desportivo. Por sua vez, Thompson *et al.* <sup>(9)</sup>, apresentou resultados que evidenciaram que, tanto um aumento na FG como na DC leva a um aumento da VN em atletas nacionais e internacionais em provas de 200m bruços.

De acordo com a literatura, nas provas de 200m bruços alguns nadadores nadam com uma elevada FG e uma reduzida DC, enquanto outros, nadam com

uma elevada DC e baixa FG, de acordo com Maglisho<sup>(10)</sup> os bruçistas devem optar por nadar com grandes ciclos e baixa frequência na primeira metade dos três quartos das suas provas de forma a economizar energia, e depois devem aumentar a sua FG de forma a manterem a sua VN com o objectivo de retardarem o aparecimento da fadiga na parte final da prova. Já outros autores<sup>(11,12)</sup> indicam que a FG e a DC podem ser pouco correlacionadas com a performance dos bruçistas, possivelmente devido aos bruçistas utilizarem uma relação entre a FG e DC única<sup>(13)</sup>.

Assim, a técnica de bruços tem vindo a ser estudada através da observação de diferentes parâmetros fisiológicos<sup>(14,15)</sup>, energéticos<sup>(16,17)</sup>, cinemáticos e biomecânicos<sup>(18,19)</sup>, tal como no diagnóstico e reabilitação de lesões<sup>(20)</sup>.

Sendo, a electromiografia (EMG) uma área de estudo que consiste no registro direto dos potenciais eléctricos dos músculos activos, e que nos permite obter uma expressão do envolvimento dinâmico de músculos específicos na propulsão do corpo em relação á água<sup>(21)</sup>, esta área de estudo será determinante para a análise e compreensão dos movimentos em natação.

A investigação em EMG na natação pura desportiva, tem sido focalizada no sentido de estabelecer relações entre a actividade neuromuscular com a cinemática (e.g.,distância de ciclo, frequência gestual, velocidade de nado) e alguns parâmetros fisiológicos., contudo maioritariamente tem sido desenvolvidos estudos na técnica de *crawl*<sup>(22,23,24,25,26)</sup>, verificando-se assim uma lacuna de estudos na técnica de bruços.

Devido ás alterações dos parâmetros cinemáticos estarem relacionadas com a activação muscular, Aujouannet *et al.*<sup>(25)</sup> verificou que o iEMG apresenta grandes variações individuais, mas que a trajectória dos dedos e a DC se

mantém inalterável durante um teste de 4x50m *crawl*, enquanto que Figueiredo *et al.*<sup>(27)</sup> apresentou indicadores de fadiga num teste máximo de 200m *crawl*, em que o decréscimo na velocidade da mão e a eficiência propulsiva da braçada ocorreram. No domínio da amplitude, vários estudos apresentaram um aumento da amplitude da actividade neuromuscular<sup>(27,28,29,30)</sup>. No domínio da frequência, verificou-se uma diminuição da frequência na actividade neuromuscular, como foi apresentado por Stirn *et al.*<sup>(26)</sup> onde ocorreu uma redução de 20-25% da frequência e um aumento da amplitude do tríceps braquial e o grande dorsal.

De acordo com a literatura, os músculos mais utilizados e importantes na técnica de bruços são o bíceps braquial, tríceps braquial<sup>(31)</sup>, supra-espinhal, redondo menor, trapézio e deltóide<sup>(32)</sup>, bíceps braquial, subescapular, grande dorsal, grande peitoral, supra-espinhal, infra-espinhoso, serrátil anterior, e deltóide<sup>(33)</sup>.

Desta forma, através da base científica existente é determinante perceber a relação entre os parâmetros neuromusculares e cinemáticos na técnica de bruços, de forma a podermos retirar algumas conclusões sobre a caracterização da técnica de bruços, nomeadamente em provas de 200m e utilizando nadadores de elite como amostra.

O objectivo deste estudo consiste em realizar uma observação e caracterização da técnica de bruços, no que diz respeito á relação entre os parâmetros cinemáticos e neuromusculares numa prova de 200m bruços.

## MÉTODOS

### AMOSTRA

Doze nadadores masculinos (idade  $22.3 \pm 2.9$  anos; altura  $180.5 \pm 0.5$  cm; peso  $73.60 \pm 3.82$  kg; média  $\pm$ DP) foram voluntários para participar neste estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido para participar neste estudo. Todos os nadadores pertencentes à amostra são nadadores nacionais, com uma média de melhor resultado aos 200 m bruços de  $2.27.65 \pm 0.04$  segundos, correspondendo, respectivamente a  $643.75 \pm 53.77$  *FINA ranking points*. Todas as medições obedeceram ao estipulado por Harris and Atkinson <sup>(34)</sup> relativamente aos aspectos éticos.

### PROCEDIMENTOS DO TESTE

Os testes foram realizados numa piscina de 50m coberta, com uma temperatura de água de  $27.5^{\circ}\text{C}$ .

Após a colocação de todo o equipamento, os sujeitos realizaram um aquecimento geral de 800m na técnica de *crawl* e um aquecimento específico de 200m bruços a um nível médio de esforço, em seguida realizaram um teste máximo de 200m bruços.

Devido ao equipamento de medição que foi acupulado ao nadador, os nadadores iniciaram o teste com partida de baixo, não sendo permitido realizarem o percurso subaquático após a saída da viragem.

### AQUISIÇÃO DE DADOS

Amostras de sangue a partir do lóbulo da orelha foram retiradas em repouso e imediatamente após o teste de nado, e 3, 5, 7 minutos após o nado. As

concentrações de sangue foram medidas após o exercício recorrendo ao *Lactate Pro Analyser*.

Os percursos de nado foram filmados no plano sagital com um par de câmaras, fornecendo uma projecção dupla a partir de uma câmara subaquática (Sony Mini Dv DCR-HC42E, EUA) e de outra acima (Sony Mini Dv DCR-HC42E, JVC, EUA) da superfície da água.

As câmaras foram colocadas estacionariamente a 25-m da parede testa, numa parede lateral da piscina, perpendicular á linha de deslocamento e a 10-m de distância do nadador. As imagens de ambas as câmaras foram gravadas em simultâneo.

O estudo consistiu na análise cinemática de ciclos de nado (*Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., USA*), a uma taxa de amostragem de 50 Hz. Foi utilizado o modelo Zatsiorsky's com uma adaptação ao de DeLeva<sup>(35)</sup> com a divisão do tronco em duas partes articuladas, dividido em 8 segmentos: 1- cabeça, 2- tronco, 3-braço, 4- antebraço, 5- mão, 6- coxa, 7- perna, 8- pé<sup>(36,37)</sup>, a partir do centro de massa do nadador. Também foi digitalizada a superfície da água utilizando a reacção de luz na água<sup>(38)</sup>. Para criar uma única imagem da projecção dupla tal como foi descrito previamente<sup>(1,2)</sup>, a digitalização independente de ambas as camaras foi reconstruída com a ajuda de um volume de calibração(16 pontos) e um algoritmo 2D DLT<sup>(39)</sup>. Para a análise cinemática da curva do centro de massa foi utilizado um filtro com uma frequência de corte de 5Hz, tal como foi sugerido por Winter<sup>(40)</sup>.

As variáveis cinemáticas foram medidas pelo período do ciclo de nado (P, s), frequência gestual (FG = ciclo/min), a distância de ciclo (DC, m) e a média da velocidade de nado de todo o ciclo ( $VN = m\ s^{-1}$ ).



Sinais de EMG de superfície foram analisados a partir 4 músculos: peitoral maior (PM), bicípite braquial (BB), tricípite braquial (TB) e deltóide anterior (DA) no lado direito do corpo dos nadadores. Estes músculos foram seleccionados de acordo com a sua importância na técnica de bruços<sup>(31,32,33)</sup>.

Eléctrodos de superfície bipolares (10-mm de diâmetro, Plux, Lisboa, Portugal) foram utilizados com uma distância entre eléctrodos de 20mm. Os eléctrodos na parte superior do PM foram colocados na linha média que liga o acrómio ao manúbrio (externo), dois dedos abaixo da clavícula<sup>(26)</sup>. Os eletrodos na parte longa do TB, BB e DA foram colocados de acordo com as recomendações *SENIAM*<sup>(41)</sup>.

Inicialmente procedeu-se á depilação da pele do nadador à superfície da pele do músculo onde se iriam colocar os eletrodos, ao que se seguiu a remoção, por abrasão, da superfície morta da pele, assim como a limpeza da superfície de detecção (com álcool etílico), de forma a remover a camada sebácea e, consequentemente, diminuir a resistência entre eletrodos de forma a não exceder os 5 KOhm<sup>(42)</sup>.

O eletrodo de referência (terra) foi colocado na vértebra cervical(C7). Foram utilizados adesivos transparentes (Hydrofilm<sup>®</sup>, 10 cm x 12,5 cm, USA) de forma a proteger e isolar o nadador da água<sup>(43)</sup>. Todos os cabos foram fixos á pele por adesivos em vários locais de forma a minimizar o seu movimento e consequentemente interferências no sinal. Adicionalmente para imobilizar os cabos, os nadadores vestiram um fato de natação completo (*FastskinSpeedo*<sup>®</sup>). O equipamento de EMG que o nadador tinha acoplado foi muito leve, e era apenas composto por eletrodos, os seus cabos correspondentes e todo o isolamento de adesivos. O sistema wireless EMG (*BioPLUX.research*, Lisboa,

Portugal; 8 canais analógicos (12 bit), frequência de amostragem 1000HZ; 86g, com dimensões compactas: 84x53x18mm) foi colocado numa bolsa estanque e colocado por baixo da touca do nadador. Os dados foram registados através do Monitor Plux(Plux, Lisboa, Portugal) a uma frequência de 1000Hz.

O sinal de EMG foi processado através da análise automática total, sem intervenção manual e com ferramentas automáticas através do software *MATLAB(Mathworks, Inc. Natick MA, USA)*.

A nossa análise EMG foi centrada na determinação da actividade muscular vizinha. Esta foi calculada através da segmentação da energia contida no sinal. A partir do sinal em bruto, a componente DC foi removida e posteriormente filtrada utilizando o filtro de 5º ordem *butterworth* passa-baixo (10 a 500Hz) respectivamente. A energia do sinal foi determinada ao longo tempo utilizando uma janela de 250ms.

O processo de determinação do limite da actividade muscular consistiu em encontrar os pontos vizinhos, onde a energia do pico máximo é de 30%. No entanto, mesmo com a utilização de uma janela de 250ms, a energia da actividade muscular apresentou muito ruído. De forma a contornar esta dificuldade, foram determinados os verdadeiros picos de energia máxima, ou seja, cada ciclo realizado produzido pelo nadador produz um padrão no sinal EMG, estes padrões consistem na periodicidade dos ciclos. Assim, a fim de determinar os picos máximos de energia, primeiro determinamos a média do período do ciclo, que foi feito através do método de auto correlação, que determina o instante da frequência espectral da energia do sinal.

Posteriormente, foi aplicado um filtro máximo com um comprimento igual a duas vezes a média do período do ciclo, de forma a determinar os picos com

maior energia e que se aproximavam da média do período do ciclo. Para cada activação neuromuscular, foi definida uma fase activa correspondente a uma parte do sinal EMG, para o qual a energia foi de pelo menos 30% do valor máximo de energia obtido. Os segmentos EMG pertencentes às fases activas foram extraídos e utilizados para o cálculo da duração das fases activas e para a análise da amplitude e frequência EMG. A fase não activa foi definida como o intervalo entre as duas fases activas sucessivas (Figura 1),

### **Inserir Figura 1**

A amplitude do sinal EMG para cada fase activa foi estimada utilizando a média do valor rectificado de EMG, de acordo com as recomendações *SENIAM*<sup>(41)</sup> e apresentada em função do tempo. A curva de regressão linear foi realizada e os valores de amplitude de EMG foram apresentados e comparados desde o início do primeiro ciclo até ao último ciclo.

Para a análise da frequência, cada segmento extraído foi zero para um total de 1 s (2,000 amostras). Desta forma, uma frequência de resolução uniforme foi utilizada para todos os segmentos dos sinais. A densidade espectral (PSD) para cada segmento foi realizada utilizando o método do periodograma<sup>(44)</sup>. O periodograma para um sinal contínuo  $x(t)$  de comprimento  $T$  foi definido como:

### **Inserir Fórmula 1**

Como medida de tendência central do PSD, nós utilizamos a média da frequência do PSD (MNF), definido com o primeiro momento do PSD. Para um espectro contínuo, abrangemos as frequências entre 0 e fMax definido como:

## **Inserir Fórmula 2**

O valor de MNF foi calculado para segmento e utilizado com um parâmetro de frequência para cada músculo estudado.

A média e desvio padrão (DP) para análise descritiva foi utilizada para todas as variáveis de estudo. Para verificar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Kolmogorov- Smirnov e a homogeneidade de variância (teste de Levene). A ANOVA de medidas repetidas, com o Tukey's teste foi aplicado, para comparação entre percurso. As diferenças foram consideradas significativas para  $P < 0.05$ .

## **RESULTADOS**

A figura 2, apresenta os valores médios (DP) dos parâmetros cinemáticos para cada percurso de 50m dos 200m bruços. A VN diminui de 1.41 (0.07) para 1.16(0.09)  $\text{m.s}^{-1}$  com diferenças significativas a partir do 1º percurso de 50m e para os restantes percursos de 50m ( $P < 0.05$ ). A DC diminuiu de 2.32 (0.37) para 1.96(0.24) m do 1º percurso de 50m para o 4º percurso de 50m. A FG sofreu um decréscimo de 37.52(5.16) para 34.40(3.58) ciclo/min do 1º percurso de 50m até ao 3º percurso de 50m, aumentando ligeiramente no último percurso para 35.82(3.39) ciclo/min. Tanto na DC como na FG não se verificaram diferenças significativas entre os vários percursos de nado ao longo dos 200m bruços. Paralelamente com o decréscimo indicado anteriormente da

velocidade de nado, as concentrações de lactato aumentaram de repouso para o pico de lactato sanguíneo após os 200m bruços de 1.12 (0.22) para 12.00 (3.23) mmol.L<sup>-1</sup>.

**Inserir Figura 2.** Média (DP) da velocidade de nado(VN), distancia de ciclo(DC), e frequência gestual(FG) para os 4 percursos de nado de 50m dos 200m bruços. \*P<0.05

**Inserir Tabela 1.**Correlação entre as alterações da velocidade de nado( $\Delta$  VN), distancia de ciclo(  $\Delta$ DC), frequência gestual(  $\Delta$ FG), e lactato sanguíneo(  $\Delta$ La) desde o inicio até ao final dos 200m bruços.

A Tabela 1, demonstra que a VN foi correlacionada com o lactato, apresentando uma forte correlação entre os dois, ou seja, quando a velocidade de nado diminui o lactato aumenta (-0.61, para p<0.05).Também a FG e a VN apresentam uma forte correlação, ou seja, quando a VN aumenta a FG aumenta também (0.71, para p<0.05). A DC demonstrou uma forte correlação com a FG, verificando-se que, quando a DC aumenta a FG diminui (-0.78, para P<0.05).

**Inserir Figura 3.** Média (DP) da amplitude e frequência entre os 1ºpercurso e o 4ºpercurso de nado para todos os músculos estudados ao longo de 200m bruços (Peitoral maior (PM), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB) e deltóide anterior (DA)).

Os resultados de EMG indicam um aumento da frequência em relação à amplitude para todos os músculos estudados, excepto para o DA. Em ordem decrescente os músculos que apresentaram maior amplitude foram o DA (103.62(2.09)%), seguido do PM(99.51(3.47)%), TB(98.40(7.89)%) e BB(97.69(2.33)%), enquanto que os músculos que apresentaram maior frequência foram o BB(112.85(12.11)%), o PM(103.48(12.52)%), o TB(101.27(6.15)%) e o DA(101.52(6.55)%).

Para completar a análise cinemática e muscular ao longo de 200m bruços, foi realizada a correlação entre a frequência e amplitude para os músculos estudados com as variáveis cinemáticas (VN, FG e DC), como podemos observar na tabela 2.

Relativamente á amplitude obteve-se uma correlação fraca para os músculos BB e TB á medida que as variáveis VN, FG e DC aumentam a amplitude diminui, enquanto para os músculos DA e PA, verificou-se o inverso, ou seja, á medida que as variáveis VN, FG e DC aumentam a amplitude também aumenta, sendo que por um lado, o músculo DA apresenta uma correlação fraca, por outro lado, o músculo PM apresenta uma forte correlação.

**Inserir Tabela 2.** Coeficientes de correlação entre os parâmetros musculares: frequência e amplitude com as variáveis cinemáticas, velocidade de nado (VN), distância de ciclo (DC) e frequência gestual (FG).

## DISCUSSÃO

O objectivo deste estudo consistiu em analisar e caracterizar a técnica de bruços no decorrer de uma prova de 200m bruços, relativamente á relação entre dinâmica da actividade neuromuscular, através da análise da amplitude e frequência com os parâmetros cinemáticos (VN, FG e DC).

As elevadas concentrações de lactato, o decréscimo da velocidade de nado, e as alterações na FG e DC apontam para uma redução da performance de nado ao longo dos 200m bruços.

As concentrações de lactato obtidas foram semelhantes com estudos prévios para distâncias de 200m<sup>(26,45,46,47)</sup>, confirmando que a prova de 200m contém uma contribuição anaeróbica significativa. Os decréscimos apresentados na VN, FG e DC, encontram-se de acordo os resultados apresentados por estudos anteriores<sup>(3,9,12,7,48)</sup>, de referir que na técnica de bruços um aumento na VN encontra-se associado ao aumento da FG, mas a um decréscimo superior na DC relativamente aos outros estilos de nado<sup>(9)</sup>, corroborando a alteração da técnica ao longo dos 200m<sup>(3)</sup>.

A relação entre a  $\Delta DC$  e a  $\Delta FG$  reflectem a capacidade dos nadadores manterem a VN ao longo dos 200m<sup>(6)</sup>, enquanto que a forte correlação entre a VN e FG, sugerem que a FG é um indicador determinante na organização motora na natação pura desportiva<sup>(9,49)</sup>.

Thompson *et al.* <sup>(13)</sup>, constatou que os nadadores de 200m bruços com melhores performances apresentam uma grande capacidade em manter a velocidade de nado, na média da duração da viragens e partidas, mas nem sempre na articulação das variáveis cinemáticas, ao qual eles apontam como sendo um factor único de nadador para nadador.

Assim, através dos resultados apresentados, podemos indicar que um aumento na FG e DC provoca um aumento na VN em nadadores de elite nacional nos 200m bruços.

A relação entre as variáveis cinemáticas e a concentração de lactato esteve associada claramente às alterações apresentadas na actividade neuromuscular, desta forma o aumento dos parâmetros EMG de amplitude e frequência, confirmaram o grande envolvimento dos músculos estudados na técnica de bruços, tal como a sua grande contribuição para a propulsão dos membros superiores. Este aumento de amplitude foi também demonstrado noutro tipo de protocolos máximos utilizados em natação, nomeadamente na técnica de *crawl*<sup>(26,28,30)</sup>.

Várias correlações negativas foram obtidas entre a frequência e a VN, FG e DC, ou seja, para os músculos BB, TB e PM, verificou-se uma correlação forte entre VN, FG e DC, significando que á medida que as variáveis cinemáticas aumentam a frequência diminui, enquanto para o músculo DA os valores se encontram muito perto de 0 em módulo, indicam que alterações nas variáveis cinemáticas não se reflectem na frequência deste músculo.

Assim, as grandes correlações apresentadas entre as variáveis cinemáticas e os músculos estudados sugerem que a activação neuromuscular apresenta uma relação directa com as variáveis cinemáticas, nomeadamente numa diminuição da frequência, nos músculos BB, TB e PM, e para uma elevada amplitude e forte correlação com as variáveis cinemáticas no músculo PM.



## CONCLUSÕES

Com base nestes dados, podemos concluir que através da observação de valores de lactatemia elevados obtemos por sua vez, uma redução da velocidade de nado e da activação neuromuscular, permitindo-nos indicar que a relação entre as variáveis cinemáticas e EMG são determinantes na observação e avaliação da performance em natação pura desportiva. Além disso, pode ser uma forma importante no suporte à prescrição de exercícios de treino da força em seco para o aumento da resistência muscular dos músculos envolvidos na técnica de bruços.

## REFERÊNCIAS

1. Barbosa T, Keskinen K, Fernandes R, Colaço P, Lima A, Vilas-Boas J. Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *Eur J Appl Physiol.* 2005, 93:519-523.
2. Vilas-Boas J. Speed fluctuations and energy cost of different breaststroke techniques. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming VII.* 1996. p. 167-171, London: E & FN Spon.
3. Takagi H, Sugimoto S, Nishijima N, Wilson B. Differences in stroke phases, arm leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. *Sports Biomech.* 2004, 3:15-27.
4. Barbosa T, Lima F, Portela, A, Novais D, Machado L., Colaço P, Gonçalves P, Fernandes R, Vilas- Boas J. Relationships between energy cost, swimming velocity and speed fluctuation in competitive swimming strokes, In: *Biomechanics and Medicine in Swimming X, Port J Sp Scie.* 2006, p. 192-194.

5. Barbosa T, Marinho D, Costa M, Silva A. Biomechanics of Competitive Swimming Strokes. *Biomech in Appli.* 2011,p. 367-388.
6. Craig A, Skehan P, Pawelczyk J, Boomer W. Velocity, stroke rate and distance per stroke during elite swimming competition. *Med Sci Sport Exerc.* 1985, 7:625-634.
7. Craig A, Pendergast DR. Relationships of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Med Sci Sports.*1979, 11(3): 278-283.
8. McMurray RG, Deselm RL, Johnston LF. The use of arm stroke index to indicate improvement in swimming training during a competitive season. *J Swim Res.* 1990, 6(2):10-15.
9. Thompson KG, Haljand R, Lindley M. A comparison of selected kinematic variables between races in national to elite male 200m breaststroke swimmers. *J Swim Res.* 2004, 16:6-10.
10. Maglisho E. *Swimming fastest.* Human Kinetics Champaign, Illinois, 2003.
11. D'Aquisto LJ, Costill DL, Gehlson GM, Wong-Tai Young MA, AngG.Lee. Breaststroke swimming economy, skill and performance: study of breaststroke mechanics using a computer based "velocity video"system. *J Swim Res.* 1988, 4(2):9-13.
12. Thompson KG, Haljand R.,Maclaren D. The relative importance of selected kinematic variables in relation to swimming performance in elite male and elite female 100m and 200 breaststroke swimmer. *J Human Movement Stud.* 2000a, 39:015-032.
13. Thompson KG, Haljand R.,MaclarenD. An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100m and 200 breaststroke swimmers. *J Sports Sci.* 2000b, 18: 421-431.

14. Leblanc H, Seifert L, Tourny- Chollet C, Chollet D. Intra-cyclic distance per stroke phase, velocity fluctuation and acceleration time ratio of a breaststroker's hip: a comparison between elite and non elite swimmers at different race paces. *Int J SporMed*. 2007, 28:140-147.
15. Neiva HP, Fernandes R, Vilas-Boas JP. Anaerobic critical velocity in four swimming techniques. *Int J Spor Med*. 2011, 32(3):195-198.
16. Choi SW, Kurokawa T, Ebisu Y, Kikkawa K, Shiokawa M, Yamasaki M. Effect of wearing clothes on oxygen uptake and ratings of perceived exertion while swimming. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*. 2000, 19(4):167-73.
17. Reis V, Marinho D, Barbosa F, Reis A, Guidetti L, Silva A. Examining the accumulated oxygen deficit method in breaststroke swimming. *Eur J App Physiol*. 2010, 109(6):1129-35.
18. Barbosa T, Bragada J, Reis V, Marinho D, Carvalho C, Silva J. Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: updating the state of the art. *J Sci Med Sport*. 2010, 13: 262-269.
19. Mouroço P, Keskinen K, Vilas-Boas J, Fernandes R. Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *J Appl Biomech*. 2011, 27( 2):161-169.
20. Grote K, Lincoln TL, Gamble JG. Hip abductor injury in competitive swimmers. *Am J Sports Med*. 2004, 32(1): 104-8.
21. Clarys J. The Brussels Swimming EMG project. In: *Swimming Science V* .1988, p. 157-172, Illinois: Human Kinetics Books.
22. Rouard A, Clarys J. Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *J Electromyogr Kinesiol*. 1995, 5( 3):177–183.

23. Clarys JP, Rouard A. The front crawl downsweep: Shoulder protection and/or performance inhibition. *J Sports Med Phys Fitness*.1996, 36:121-6.
24. Caty V, Rouard A, Hintzy Y, Aujoannet Y, Molinari M, Knaflitz M. Time-frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Port J Sp Sci*. 2006, 6:28-30.
25. Aujoannet YA, Bonifazi M ,Hintzy F, Vuillerme N, Rouard AH. Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. *Appl Biomech Phys Nutr Met*. 2006, 31:150-158
26. Stirn I, Jarm T, Kapus V, Strojnik V. Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *Eur J Appl Physiol*. 2011, 111(1):101-13.
27. Figueiredo P. Biophysical Analysis of the 200 m Front Crawl – Interplay between the biomechanical, energetic, coordinative, and muscular factors. Doctoral Thesis in Sport Sciences.Centre of Research, Education, Innovation and Intervention in Sport Faculty of Sport, University of Porto, 2011.
28. Monteil KM, Rouard AH, Dufour AB, Troup JP. EMG of the shoulder muscles during an exhaustive front crawl test realised in a flume. In: XIV I.S.B. Congress 1993(pp. 896-897).
29. Rouard AH, Billat RP, Deschodt V and Clarys JP. Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. *Arch. Physiol Biochem*. 1997, 105(7): 655–662.
30. Wakayoshi K, Moritani T, Mutoh Y, Miyashita M. Electromyographic evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. In: Miyashita M, Mutoh Y, Richardson Ab (eds) *Medicine and Sport Science*. 1994, pp 16–23.
31. Conceição A.; Gamboa H.; Palma S, Araújo T, Nunes N, Marinho D, Costa A, Silva, A, Louro H. Comparison between the standard average muscle

activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. In: XI International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo. Abstract Book. 2010, pp. 46-47.

32. Ruwe PA; Pink M, Jobe FW, Perry J, Scovazzo ML. The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. Am J Sports Med. 1994, 22(6) 789-796.

33. Nuber GW, Jobe FW, Perry J, Moynes DR, Antonelli D. Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. Am J Sports Med. 1986, 14(1):7-11.

34. Harriss DJ and Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research. Int J Sport Med. 2009, 30(10), 701-702.

35. DeLeva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech. 1996, 29:1223-1230.

36. Hirata RP, Duarte M. Effect of relative knee position on internal mechanical loading during squatting. Braz J Phy Ther. 2007, 11(2).

37. Barbosa T, Bragada J, Reis V, Marinho D, Carvalho C, Silva J. Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: updating the state of the art. J Sci Med Sports 2010, 13: 262-269.

38. Colman V, Persyn U, Daly D, Stijnen V. A comparison of the intra-cyclic velocity variation in breaststroke swimmers with flat and undulating styles, J Sport Sci. 1998, 16: 653-665.

39. Abdel-Aziz Y, Karara H. Direct linear transformation: from comparator coordinates into object coordinates in close range photogrammetry. In

Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp. 1–18). Illinois: Church Falls, 1971.

40. Winter D. (1990). Biomechanic and motor control of human movement. Chichester: John Wiley and sons.

41. Hermens HJ, Freriks B. European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project (CDrom). Roessingh Research and Development, Enschede. 1999.

42. Basmajian V, De Luca C. Muscles Alive. Williams and Wilkins, Baltimore, USA. 1985.

43. Hohmann A, Kirsten R, Kruger T. EMG-Model of the Backstroke Start Technique. In: J.P., Vilas Boas, F., Alves, A., Marques (eds), X International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming, Port J Sp Scie. 2006, 6 (1): 38-39.

44. Proakis JG, Manolakis DG. Digital Signal Processing (Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall), 1996.

45. Oliveira MF, Caputo F, Lucas RD, Denadai BS, Greco CC. Physiological and Stroke Parameters to assess aerobic capacity in swimming. Int J Sport Physiol Perform. 2012, 7(3):218-23.

46. Lomax, M. The effect of three recovery protocols on blood lactate clearance following race paced swimming. J Strength Cond Res. 2012, 26(10):2771-6.

47. Capelli C, Pendergast DR, Termin B. Energetics of swimming at maximal speeds in humans. Eur J Appl Physiol Occup Phys. 1998, 78(5), 385-393.

48. Silva A. The importance of the variance of the velocity of the center of mass of the body of a swimmer in breaststroke technique. (Unpublished doctoral

dissertation) University of Trás-os-Montes e Alto Douro, Vila Real, Portugal, 2001.

49. Alberty M, Sidney M, Huot-Marchand F, Hespel JM, Pelayo P. Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *Int J Sport Med*. 2005, 26(6), 471-475.

Figura 1. Picos máximos de energia do sinal EMG obtida no músculo bíceps brachii (BB).

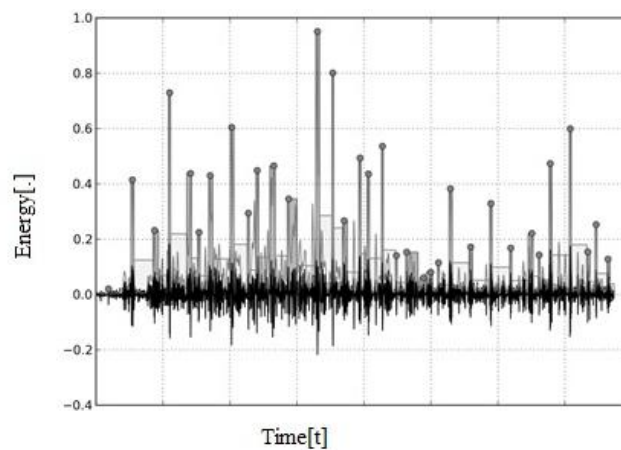


Figura 2. Média (DP) da velocidade de nado (VN), distância de ciclo (DC), e frequência gestual (FG) para os 4 percursos de nado de 50m dos 200m bruços.

\* $P < 0.05$

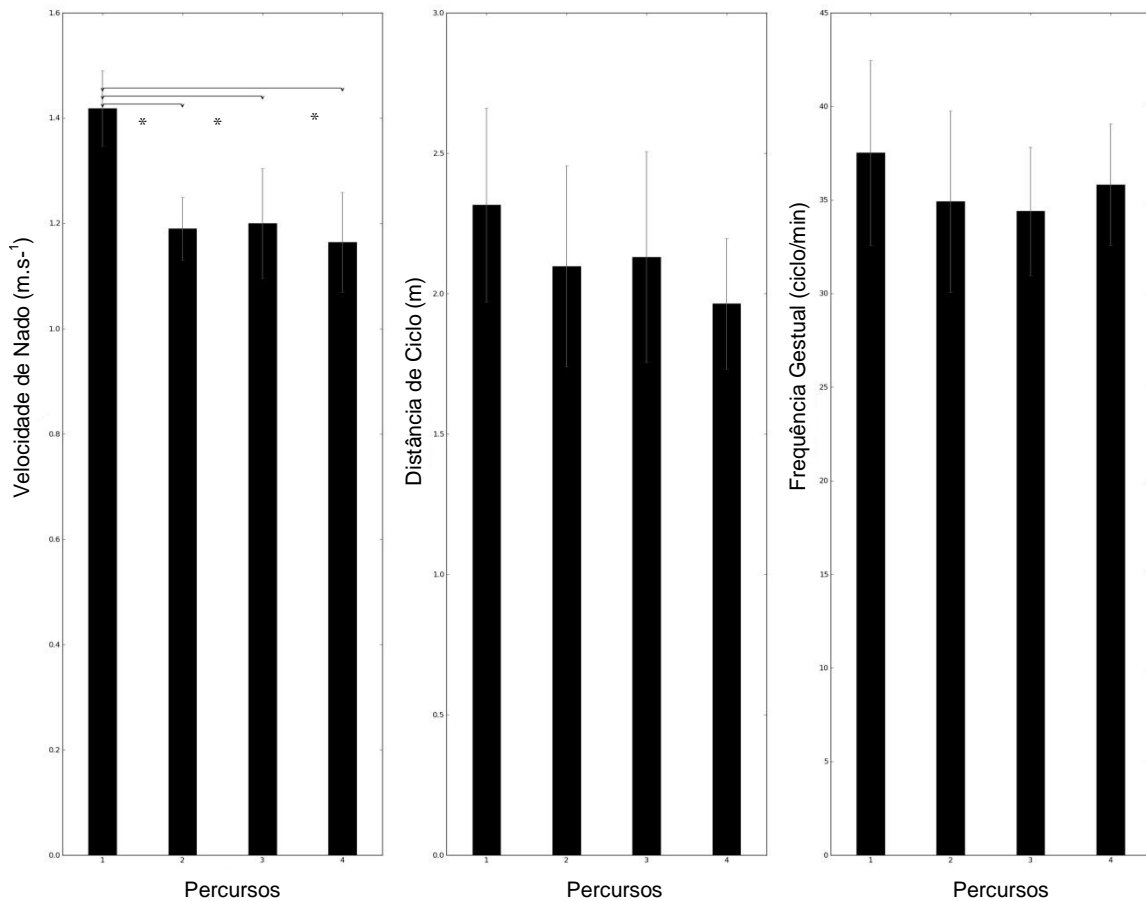
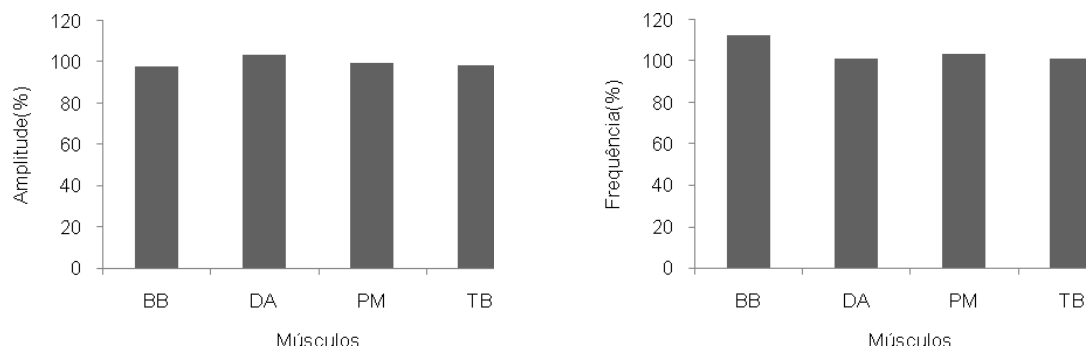


Figura 3. Média (DP) da amplitude e frequência entre os 1ºpercurso e o 4ºpercurso de nado para todos os músculos estudados ao longo de 200m bruços (Peitoral maior (PM), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB) e deltóide anterior (DA)).





Fórmula 1

$$Px(f) = \frac{1}{T} |X(f)|^2$$

Fórmula 2

$$MNF = \frac{\int_0^{f^{MAX}} f \cdot Px(f) df}{\int_0^{f^{MAX}} Px(f) df}$$

Tabela 1. Correlação entre as alterações da velocidade de nado( $\Delta$ VN), distancia de ciclo(  $\Delta$ DC), frequência gestual(  $\Delta$  FG), e lactato sanguíneo(  $\Delta$ La) desde o inicio até ao final dos 200m bruços.

	$\Delta$ VN	$\Delta$ DC	$\Delta$ FG	$\Delta$ La
$\Delta$ VN	-			
$\Delta$ DC	-0.19	-		
$\Delta$ FG	0.71*	-0.78	-	
$\Delta$ La	-0,61*	0.09*	-0.44	-

\*P<0.05

Tabela 2. Coeficientes de correlação entre os parâmetros musculares: frequência e amplitude com as variáveis cinemáticas, velocidade de nado (VN), distância de ciclo (DC) e frequência gestual (FG).

	Frequência			Amplitude		
Músculos	VN	DC	FG	VN	DC	FG
BB	-0.77*	-0.71*	-0.88*	-0.32*	-0.22*	-0.49*
DA	-0.03*	-0.13*	0.16*	0.36*	0.26*	0.53*
TB	-0.74*	-0.66*	-0.85*	-0.56*	-0.48*	-0.72*
PM	-0.76*	-0.69*	-0.87	0.81*	0.75*	0.91*

BB- bíceps braquial; DA- deltóide anterior; TB- tríceps braquial e PM- peitoral maior. \*P<0.05.

## ANEXO 4

*Title of the manuscript*

### NEUROMUSCULAR FATIGUE DURING 200 M BREASTSTROKE

*Authors*

Conceição, A.<sup>1,3</sup>; Silva, A.J.<sup>2,3</sup>; Barbosa, T.M.<sup>5,4,3</sup>; Karsai, I<sup>6</sup>; Louro, H.<sup>1,3</sup>

*Affiliations*

<sup>1</sup> Sport Sciences School of Rio Maior, Rio Maior, Portugal

<sup>2</sup> University of Trás-os-Montes and Alto Douro, Vila Real, Portugal

<sup>3</sup> Research Center in Sports Science, Health and Human Development, Vila Real, Portugal

<sup>4</sup> Polytechnic Institute of Bragança, Bragança, Portugal

<sup>5</sup> National Institute of Education, Nanyang Technological University, Singapore

<sup>6</sup> University of Pécs, Pécs, Hungary

**RUNNING HEAD:** Breaststroke technique in swimmers

*Corresponding author*

**Ana Conceição** ✉

Sports Sciences School of Rio Maior, Polytechnic Institute of Santarém

Av. Dr. Mário Soares - Pavilhão Multiusos

2040-413 Rio Maior

Portugal

Tel: +351243999280. Fax: +351243999292

E- Mail: [anaceicao@esdrm.ipsantarem.pt](mailto:anaceicao@esdrm.ipsantarem.pt)

## ABSTRACT

The aims of this study were: i) to analyze activation patterns of four upper limbs muscles (duration of active and non-active phase) during each lap under the 200m breaststroke, ii) quantify neuromuscular fatigue, through kinematics and physiologic assessment. Surface electromyogram (EMG) was collected in biceps brachii, deltoid anterior, pectoralis major and triceps brachii from nine male swimmers which performed a maximal 200m breaststroke bout. Blood lactate concentration level increased at  $13.02 \pm 1.72 \text{ mmol l}^{-1}$  3 min after swimming bout. Swimming speed decreased from  $1.38 \pm 0.09 \text{ m s}^{-1}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $1.14 \pm 0.08 \text{ m s}^{-1}$  in 4<sup>th</sup> lap, SL decreased from  $2.23 \pm 0.18 \text{ m}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $1.92 \pm 0.15 \text{ m}$  in 4<sup>th</sup> lap, SR decreased from  $37.58 \pm 4.90 \text{ stroke min}^{-1}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $34.80 \pm 2.83 \text{ stroke min}^{-1}$  in 3<sup>rd</sup> lap and then increased in the 4<sup>th</sup> lap ( $35.91 \pm 2.99 \text{ stroke min}^{-1}$ ) and SI showed that the swimming efficiency is higher in the 1<sup>st</sup> lap, demonstrated a decrease from the beginning ( $3.07 \pm 0.25 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ) to the last 50m lap ( $2.19 \pm 0.29 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ). The amplitude signal of EMG provided by the average rectified value (ARV) demonstrated on overall an increase at the end for all muscles under study, excepted for the deloitd anterior and pectoralis major in the 1<sup>st</sup> lap and for biceps brachii, deltoid anterior and triceps brachii in the 4<sup>th</sup> lap. The mean frequency of the power spectral density (MNF) in our study decreased at the end of the swimming in the 4<sup>th</sup> lap relative to the 1<sup>st</sup> lap for all muscles under observation. It was concluded that although EMG parameters did not indicate significant differences amongst analysed muscles after a 200m breaststroke race, but some indicators of neuromuscular fatigue begin to appear shortly in the 2<sup>nd</sup> lap, but are more evident in the 3<sup>th</sup> lap. There was a trend for a fatigue state in a non-linear fashion way.

**Keywords:** Swimming; Kinematics; EMG; Mean frequency

## INTRODUCTION

The breaststroke technique is considered one of the least economic of the four swimming techniques (Barbosa et al., 2006). This economy issue can lead to early fatigue while swimming breaststroke technique. Neuromuscular fatigue can be defined as: (i) the failure to maintain the required or expected force, accompanied by changes in muscular activity (Dimitrova et al., 2003); and (ii) the inability of skeletal muscle to generate high levels of muscular strength or maintain these levels over time (Enoka and Stuart, 1992). Additionally, the manifestations of fatigue have been associated with (Pagala et al., 1994; Allen et al., 1995): (i) decline in muscle tension produced during and after submaximal and maximal exercise; (ii) inability to maintain a given exercise intensity in time, reducing the speed of contraction and increased muscle relaxation time, as well as; (iii) the variation of intra and extracellular concentrations of some metabolites and ions.

Neuromuscular fatigue can be divided in central and peripheral. Central fatigue comprises decreases in the voluntary activation of the muscle, which is due to the decreases in the number of recruited motor units and their discharge rate (González et al., 2012). Peripheral fatigue involves changes in neuromuscular transmission, muscle action potential propagation and decreases in the contractile tension of the muscle fibers (Boyas and Guevel, 2011). Peripheral fatigue during exercise is considered an impairment of the peripheral mechanisms from excitation to muscle contraction. Peripheral regulation is, therefore, related to a perturbation of calcium ion movements, an accumulation of phosphate, and/or a decrease of adenosine triphosphate stores (Boyas and Guevel, 2011).

Some studies attempted to relate the onset of fatigue with the execution of various sport techniques (Pink et al., 1993; Giangarra et al., 1993; Camata et al., 2011; Robineau et al., 2012). While swimming, neuromuscular mechanisms related to fatigue remain unclear, further more, the few studies, focused mainly in the front-crawl technique (Caty et al., 2006; Stirn et al., 2011; Figueiredo et al., 2011; Ikuta et al., 2012).

Caty et al., (2006) observed decreased of instantaneous mean frequency in the extensor carpi ulnaris muscles (11.4% and 8.5%, respectively) after a 4x50m high intensity front crawl. Stirn et al., (2011) reported that at the end of a 100m front crawl at a maximal effort the mean power frequency decreased by 20-25%. Ikuta et al., (2012) suggested that the decrease in swimming velocity was related to a decrease in the activity of several muscles coordinated with each other, and that a compensating strategy was involved between the pectoralis major and other muscles during the last lap of a 4x50m front crawl test.

Important muscles activated in breaststroke swimming seem to be the biceps brachii, triceps brachii, subscapularis, latissimus dorsi, pectoralis major, supraspinatus, infraspinatus, serratus anterior, and deltoid anterior, teres minor and trapezio ) for the upper limbs (Yoshizawa et al., 1976; Nuber et al., 1986; Ruwe et al., 1994; Conceição et al., 2010). While gluteus maximus, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, abductor magnus, quadriceps, gastrocnemius, tibialis anterior, abductor hallucius, abductor digiti minimi, flexor digitorum brevis are for the lower limbs (Yoshizawa et al., 1976; Mcleod, 2010).

However there is no clear idea of the appearance of fatigue of the upper limbs in the breaststroke technique. Since there is a lack of studies to quantify the neuromuscular fatigue in the upper limbs, using spectral parameters, we believe that this research

would have the potential to make a contribution to the limited body of knowledge in this field.

The aims of this study were: i) to analyze the upper limbs four muscles activation patterns (duration of active and non-active phase) during each lap under the 200m breaststroke, ii) quantify neuromuscular fatigue, through kinematics and physiologic assessment. It was hypothesized an increase in signal amplitude and a decrease in spectral parameters due to repetitive sub-maximal contractions, characterized by a non-linear fatigue process. Moreover, fatigue process occurs differently for the muscles under study.

## **METHODS**

### *SUBJECTS*

Nine male swimmers (age  $22.3 \pm 2.9$  years; height  $180.5 \pm 0.5$ m; massa corporal  $73.60 \pm 3.82$  kg; mean  $\pm$ SD) volunteered to participate in this study and provided a written inform consent. They were all national level swimmers with an average personal best result over 200-m breaststroke  $149.44 \pm 6.59$  s, corresponding respectively to  $643.75 \pm 53.77$  FINA ranking points. All the procedures were approved by the institutional Ethics Committee.

### *TESTING PROCEDURE*

The experiments were performed in a 50m indoor swimming pool at a water temperature of  $27.5^{\circ}\text{C}$  and 75% of humidity. Subjects performed a general standard warm-up of 800m front crawl, and a specific warm-up of 200m breaststroke at a medium level of effort and after a twenty minutes passive rest were submitted to a

maximal 200m breaststroke bout. Due to the measurement equipment that was attached to the swimmers, the bout started with the subjects pushing off the head-wall of the pool and were also advised to reduce the underwater glides after turns.

## *DATA ACQUISITION*

### *EMG DATA COLLECTION*

Surface EMG signals from the biceps brachii (BB), deltoid anterior (DA), pectoralis major (PM) and triceps brachii (TB) on muscles on the right side of the body were measured. These muscles were selected according with their importance in breaststroke (Yoshizawa et al., 1976; Nuber et al., 1986; Ruwe et al., 1994; Conceição et al., 2010).

Bipolar surface electrodes were used (10-mm diameter discs, Plux, Lisbon, Portugal) with the inter-electrode distance of 20mm. Electrodes on the upper part of the PM were placed in the middle of the line that connects the acromion process and the manubrium (sternum) two fingers below the clavicle (Stirn et al., 2011). The electrodes on the long head of the BB, DA and TB were placed in accordance with SENIAM recommendations (Herrmens and Freriks, 1999).

The skin under the electrodes was shaved, rubbed with sandpaper and cleaned with alcohol so that the interelectrode resistance did not exceed 5 KOhm (Basmajian and De Luca, 1985). The ground electrode was positioned over the cervical vertebrae. Transparent dressings with label (Hydrofilm<sup>®</sup>, 10 cm x 12,5 cm, USA) were used to cover the electrodes to isolate them from the water (Hohmann et al., 2006). All cables were fixed to the skin by adhesive tape in several places to minimize their movement and consequently their interference with the signal. Additionally, to immobilize the

cables, the swimmers wore a full body swimming suit (Fastskin Speedo<sup>®</sup>, Speedo Aqualab, USA).

The EMG equipment composed by a wireless EMG device (BioPLUX.research, Lisbon, Portugal) with 8 analog channels(12-bit), sampling rate 1kHz, with a compact dimensions(84x53x18mm) with 86g weight was fixed in a waterproof bag and placed inside the swimmer's cap, and the data were transmitted to the PC in real time.

The EMG and video data were recorded simultaneously and were not synchronised with video recording as only stroke mechanic variables were assessed.

All EMG analysis were conducted with MATLAB (Mathworks, Inc.,Natick MA,USA).

The process of determining the muscle activity boundary's consists on finding the neighborhood points, where the energy was 30% of muscle activation maximum peak within a stroke (Stirn et al., 2011). These were calculated by segmenting the muscle input signal energy according to the same criteria described in Stirn et al. (2011). Starting from the raw signal, DC components were removed and afterword's filtered with a fifth-order Butterworth band pass filter where the lower and upper cut-off frequencies were set to 10 and 500Hz respectively. The signal energy was then determined with a 250 ms sliding window (Stirn et al., 2011) and according to:

$$E(t_0) = \int_{t_0 + 125ms}^{t_0 + 125ms} x^2(t) dt \quad (1)$$

Even though the high frequencies of the input signal were filtered with a Butterworth filter, muscle energy is very noisy and presents several local maximums peaks that didn't correspond to the muscle active window center, as shown in fig.2. To overcome this difficulty, a strategy to determine the muscle "true" maximum energy peaks was



devised. Each stroke taken by a swimmer produces patterns in the signal, these patterns are mainly translated by a periodicity in EMG energy, see Fig.1.

\*\*\*\*\*Figure 1\*\*\*\*\*

By determining the signal mean period, one can use this information to infer the maximum peak candidates with the highest and with minimal differences between two maximum candidates and the expected period.

Once the maximum candidates have been determined, the muscle activity boundaries were then selected by finding the neighborhood points where the energy is 30% of the determined maximum peaks. For each muscle activation, it was defined its active phase as the part of the EMG signal for which the energy was at least 30% of the local maximum energy value, for particular muscle activation. The raw EMG segments belonging to the active phases were extracted and used in calculation of the active phase duration and the amplitude frequency analysis. The non-active phase was defined as the time interval between the two consecutives active phases as shown in Fig. 2.

\*\*\*\*\*Figure 2\*\*\*\*\*

The temporal evolution of the active and non-active phases average durations during stroke were calculated for each muscle for the entire swimming time. Linear regression curve were fitted to the data and the durations of the fitted curves at the time of the beginning and the end of the swimming bout were compared. The comparisons of the durations of the active and non-active phases of each muscle during the stroke were made to detect changes that might occur due to fatigue.

The average amplitude of EMG of each active phase was estimated using the average rectified value (ARV) of the EMG. ARV was calculated in accordance with SENIAM recommendations (Herrmens and Freriks 1999) and plotted as a function of time. Linear regression curve was fitted to the data and the ARV values of the fitted curve at the time of beginning and the end of the swimming bout were compared (Fig. 3).

\*\*\*\*\*Figure 3\*\*\*\*\*

For the frequency analysis, each extracted segment was zero-padded to the total length of 1s (1,000 samples). In this way, a uniform frequency resolution (the frequency sampling interval) was used for all signal segments. The power spectral density (PSD) for each segment was estimated using the periodogram method (Proakis and Manolakis, 1996). The periodogram of a continuous signal segment  $x(t)$  of length  $T$  is defined as:

$$x(f) = \frac{1}{T} |X(f)|^2 \quad (2)$$

Even though the periodogram is a non-consistent estimate of PSD (its variance is large and does not become zero with increasing length of the signal), it was demonstrated that using more sophisticated methods for PSD estimation, does not improve significantly the estimation of power spectrum central frequency measures (the mean or the median frequency) (Farina and Merletti, 2000).

Since the differences were insignificant, we decided to use the periodogram estimate in our study. As a measure of the central tendency of PSD we used the mean frequency of the PSD (MNF). MNF is defined as the first moment of the PSD and was developed by Kwatny et al., (1970). For the continuous spectrum spanning the frequencies between 0 and  $f_{MAX}$  is defined as:

$$\mathbf{MNF} = \frac{\int_0^{f^{MAX}} f \cdot Px(f) df}{\int_0^{f^{MAX}} Px(f) df} \quad (3)$$

The value of MNF was calculated for each segment and used as a frequency parameter of muscle fatigue.

The values of MNF belonging to each muscle were plotted as a function of time. Since all data exhibited a trend toward linear decrease with time, a linear model was fitted to all MNF data sets to the initial MNF value (the value of MNF at the time of the first stroke) and the final MNF value (the value of MNF at the time of the last stroke) and labeled as  $\text{MNF}_{\text{beg}}$  and  $\text{MNF}_{\text{end}}$ , respectively. To normalize results between subjects the final MNF values were expressed as a percentage of the initial values and labeled  $\text{MNF}_n$  as:

$$\mathbf{MNF}_n = \frac{\text{MNF}_{\text{end}}}{\text{MNF}_{\text{beg}}} \times 100 \quad (4)$$

The slope of the regression line was also calculated as an estimate of the rate of change over time.

#### *PHYSIOLOGICAL DATA COLLECTION*

Blood samples were collected from the earlobe blood sample immediately after 3, 5, 7 minutes after the bout. Blood lactate concentrations were measured post-exercise using a hand-held portable apparatus (Lactate Pro Analyser<sup>TM</sup>, Arkay, Kyoto, Japan). According Pyne et al., (2001) the Lactate Pro Analyser<sup>TM</sup> (Arkay, Kyoto, Japan)

exhibits a high degree of accuracy compared with other lactate analyzers, good reliability and high degree of versatility under a variety of testing conditions.

### *KINEMATIC DATA COLLECTION*

The swims were videotaped in sagittal plane with a pair of cameras providing a dual projection from both underwater (Sony Mini Dv DCR-HC42E, EUA) and above (Sony Mini Dv DCR-HC42E, EUA) the water surface. The cameras were placed stationary at 25-m of the headwall, in a lateral wall of the pool, perpendicular to the line of motion and 10-m away from the swimmer. The images of both cameras were recorded simultaneously.

The study comprised the kinematic analysis of stroke cycles (Ariel Performance Analysis System, Ariel Dynamics Inc., USA) at a sample rate of 50Hz. Zatsiorsky's model with an adaptation by de Leva (1996) was used with 8 anatomical landmarks and a trunk division in two articulated parts (Pavol et al., 2002; Lafond et al., 2004; Hirata & Duarte, 2007, Barbosa et al., 2010). To create a single image of dual projection as described previously (Barbosa et al. 2006; 2010), the independent digitalization from both cameras was reconstructed with the support of a calibration volume (16 point) and a 2D-DLT algorithm (Abdel-Aziz and Karara, 1971).

The stroke cycle were measured between the 18<sup>th</sup> m and 22<sup>th</sup> m, and identified in the end of the leg recovery (i.e., when the knees were in flexion and the orientation of the toes were in eversion).

Stroke mechanics were measured by the stroke cycle period ( $P$ , s), the stroke rate ( $SR = 1/P$ , Hz), the stroke length ( $SL$ , m) and the mean swimming speed of the full stroke ( $v$ ,  $m\ s^{-1}$ ). Finally, the swimming efficiency was estimated by the stroke index ( $SI = v\ SL$ ,  $m^2\ c^{-1}\ s^{-1}$ ) as suggested by Costill et al. (1985).

## STATISTICAL PROCEDURES

The assumptions of normality of data (Kolmogorov–Smirnov test) and homogeneity of variance (Levene’s test) were both confirmed for all parameters under investigation prior to the use of parametric statistical tests. The repeated measures ANOVA, with subsequent Tukey’s test for post hoc analysis where applicable, were used for multiple comparisons between the laps. The differences were considered statistically significant for  $P < 0.05$ . All results are reported as the mean values along with standard deviation values.

## RESULTS

### KINEMATICS DATA

Fig. 4 presents the mean and SD of the kinematics parameters (Swimming Speed, SL, SR, SI) in the 4<sup>th</sup> lap of a 200-m breaststroke. Swimming speed decreased from  $1.38 \pm 0.09 \text{ m s}^{-1}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $1.14 \pm 0.08 \text{ m s}^{-1}$  in 4<sup>th</sup> lap. Significant variations were observed on swimming speed between the 1<sup>st</sup> lap and 2<sup>nd</sup> lap, and between the 1<sup>st</sup> lap and 3<sup>rd</sup> lap [ $F=21.27$ ,  $p<0.05$ ].

SL decreased from  $2.23 \pm 0.18 \text{ m}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $1.92 \pm 0.15 \text{ m}$  in 4<sup>th</sup> lap. Significant variations were observed on the SL between the 1<sup>st</sup> lap and 3<sup>rd</sup> lap, and between the 1<sup>st</sup> lap and 4<sup>th</sup> lap [ $F=4.41$ ,  $p<0.05$ ].

SR decreased from  $37.58 \pm 4.90 \text{ stroke min}^{-1}$  in the 1<sup>st</sup> lap to  $34.80 \pm 2.83 \text{ stroke min}^{-1}$  in 3<sup>rd</sup> lap and then increased in the 4<sup>th</sup> lap ( $35.91 \pm 2.99 \text{ stroke min}^{-1}$ ). No significant variations were observed between laps [ $F=0.92$ ,  $p>0.05$ ]. Lastly, the SI showed that the swimming efficiency is higher in the 1<sup>st</sup> lap, demonstrated a decrease from the

beginning ( $3.07 \pm 0.25 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ) to the last lap ( $2.19 \pm 0.29 \text{ m}^2/\text{c/s}$ ). Significant variations were observed on the SI between the 1<sup>st</sup> lap and 2<sup>nd</sup> lap, between the 1<sup>st</sup> lap and 3<sup>rd</sup> lap and between the 1<sup>st</sup> lap and 4<sup>th</sup> lap, [ $F=16.94$ ,  $p<0.05$ ].

\*\*\*\*\*Figure 4 \*\*\*\*\*

### *PHYSIOLOGY*

The mean and standard deviation in blood lactate concentration (La) measured after the 200 m breaststroke are shown in the fig.5. The lowest mean values were measured in the 1 min after swimming ( $9.98 \pm 2.14 \text{ mmol l}^{-1}$ ) and the highest values ( $13.02 \pm 1.72 \text{ mmol l}^{-1}$ ) 3 min after swimming. Significant variations were observed on La between the 1 min and 3 min, and between the 1 min and the 5 min [ $F=2.47$ ,  $p<0.05$ ].

\*\*\*\*\*Figure 5 \*\*\*\*\*

### *NEUROMUSCULAR*

The duration of active phase (Table 1) was for BB muscle higher in the beginning with respect to the end of the swimming for all the four laps. The DA muscle presented a higher value in the beginning with respect to the end in the 1<sup>st</sup> lap and 3<sup>rd</sup> lap, and higher in the end with respect to the beginning in the 2<sup>nd</sup> lap and 4<sup>th</sup> lap. The PM muscle demonstrated a higher duration of active phase in the end with respect to the beginning in all four laps, excepted to the 3<sup>rd</sup> lap ( $PM_{\text{beg}}$ :  $0.69 \pm 0.62 \text{ s}$  and  $PM_{\text{end}}$ :  $0.55 \pm 0.33 \text{ s}$ ) that the active phase was higher in the beginning with respect to the end. Lastly, the TB muscle showed higher active phase in the beginning with respect to the end in the 1<sup>st</sup> lap

and 3<sup>rd</sup> lap, and higher values in the end with respect to the beginning in the 2<sup>nd</sup> and 4<sup>th</sup> lap.

The long duration of active phase was showed in BB in the beginning of the swimming of the 1<sup>st</sup> lap ( $0.99 \pm 0.78$  s) and the shorter for the TB in end of the swimming of the 3<sup>rd</sup> lap ( $0.52 \pm 0.15$  s), moreover for all the muscles under study the active phase showed the same behavior in the 3<sup>rd</sup> lap, wich the duration was higher in the beginning with respect to the end of the swimming. The differences between beginning and the end for each muscle were not statistically significant for  $P < 0.05$ .

\*\*\*\*\*Table 1 \*\*\*\*\*

The non-active phase in Table 2, showed an increase in the end of the test for all the muscles in the 3<sup>rd</sup> lap and a decrease in the 4<sup>th</sup> lap with respect to the beginning of the swimming. The muscles BB, DA and PM demonstrated the same behavior in the relative duration of the non-active phase for each lap under the 200m breaststroke, that is, in the 1<sup>st</sup> ( $BB_{end}: 0.80 \pm 0.24$  and  $BB_{beg}: 0.76 \pm 0.24$  s ;  $DA_{end}: 0.71 \pm 0.14$  s and  $DA_{beg}: 0.66 \pm 0.16$  s;  $PM_{end}: 0.60 \pm 0.13$  s and  $PM_{beg}: 0.60 \pm 0.18$  s) and 3<sup>rd</sup> lap ( $BB_{end}: 0.81 \pm 0.28$  and  $BB_{beg}: 0.77 \pm 0.20$  s ;  $DA_{end}: 0.75 \pm 0.19$  s and  $DA_{beg}: 0.70 \pm 0.16$  s;  $PM_{end}: 0.65 \pm 0.17$  s and  $PM_{beg}: 0.63 \pm 0.21$  s) had higher duration in the end with respect to the beginning of the swimming, unlike in the 2<sup>nd</sup> and 4<sup>th</sup> lap that the higher duration were observed in the beginning with respect to the end of the swimming.

The TB showed a different behavior relatively to the other muscles under study, which presented higher duration in the non-active phase in the beginning with respect to the end of the swimming in the 1<sup>st</sup> and 4<sup>th</sup> lap, and in the end with respect to the beginning for the 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> laps, moreover for all the muscles under study the non-active phase

showed the same behavior in the 3<sup>rd</sup> lap, with the duration was higher in the beginning with respect to the end of the swimming like happened in the active phase. The differences between beginning and the end for each muscle were not statistically significant for  $P < 0.05$ .

\*\*\*\*\*Table 2 \*\*\*\*\*

The relative duration of activation (RAF) in fig. 6, decreases at the beginning with respect to the end in 1<sup>st</sup> and 3<sup>rd</sup> lap for the DA and PM, whereas for the 2<sup>nd</sup> and 4<sup>th</sup> lap was higher in the end with respect to the beginning also in DA and PM. The BB demonstrated a RAF higher in the end with respect to the beginning in the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> lap, and the reverse in the 3<sup>rd</sup> and 4<sup>th</sup> lap. The TB decreased at the beginning with respect to the end in the first three laps, unlike the 4<sup>th</sup> lap values were higher in the end with respect to the beginning. The differences between beginning and the end for each muscle were not statistically significant for  $P < 0.05$ .

\*\*\*\*\*Figure 6 \*\*\*\*\*

Fig.7 demonstrated that the average rectified value increases at the end with respect to the beginning for all muscles comparing the 1<sup>st</sup> lap with the 4<sup>th</sup> lap, excepted for the DA ( $DA_{\text{beg}}: 0.42 \pm 0.13$ ;  $DA_{\text{end}}: 0.42 \pm 0.10$ ) that demonstrated a higher values in the beginning with respect to the end. The BB and TB muscle have similarities throughout the laps, that is, in the first three laps (1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> laps) the ARV was higher in the end with respect to the beginning and in the 4<sup>th</sup> lap the reverse was observed. The PM showed similarities in the 1<sup>st</sup> and 3<sup>rd</sup> lap, which had higher values in the beginning with



respect to the end, and in the 2<sup>nd</sup> and 4<sup>th</sup> lap as regards to end with respect to the beginning.

\*\*\*\*\*Figure 7 \*\*\*\*\*

In fig.8, the mean MNF value for the BB increased in all the laps at the end with respect to the beginning, except the 3<sup>rd</sup> lap (BB<sub>end</sub>: 82.47±16.20 Hz BB<sub>beg</sub>: 86.15±11.72 Hz). DA decreases in all the laps at the beginning with respect with the end, excepted in the 3<sup>rd</sup> lap (DA<sub>end</sub>: 77.38±13.68 Hz, DA<sub>beg</sub>: 74.54±15.52 Hz). The PM decreases at the beginning with respect with the end in the 1<sup>st</sup> lap (PM<sub>beg</sub>: 89.65±23.61 Hz; PM<sub>end</sub>: 89.53±17.74 Hz) and 3<sup>rd</sup> lap (PM<sub>beg</sub>: 79.37±10.58 Hz; PM<sub>end</sub>: 76.16±16.92 Hz), and increases at the beginning with respect with the end in the 2<sup>nd</sup> lap (PM<sub>beg</sub>: 82.13±15.33 Hz; PM<sub>end</sub>: 86.11±18.12 Hz) and 4<sup>th</sup> lap (PM<sub>beg</sub>: 74.33±14.61 Hz; PM<sub>end</sub>: 75.18±13.92 Hz). TB decreases at the beginning with respect to the end in the 1<sup>st</sup> lap (TB<sub>beg</sub>: 78.17±10.83 Hz; TB<sub>end</sub>: 74.79±16.37 Hz) and in the 4<sup>th</sup> lap (TB<sub>beg</sub>: 72.45±11.83 Hz; TB<sub>end</sub>: 65.72±12.94 Hz), whereas in the 2<sup>nd</sup> (TB<sub>end</sub>: 73.72±13.68 Hz; TB<sub>beg</sub>: 72.41±12.65 Hz) and 3<sup>rd</sup> lap (TB<sub>end</sub>: 71.32±11.26 Hz; TB<sub>beg</sub>: 68.78±11.03 Hz) we can observe an increase at the end with respect to the beginning. Moreover, the MNF decrease at the end of the swimming in the 4<sup>th</sup> lap relative to the 1<sup>st</sup> lap for all muscles under observation, along the 200m breaststroke. Note that the differences between beginning and the end for each muscle were not statistically significant for  $P < 0.05$ .

\*\*\*\*\*Figure 8 \*\*\*\*\*

## DISCUSSION

The aims of this study were: i) to analyze the upper limbs of four muscles activation patterns (duration of active and non-active phase) during each lap under the 200m breaststroke, ii) quantify neuromuscular fatigue, through kinematics and physiologic assessment. The main findings were that some indicators of neuromuscular fatigue begin to appear shortly in the 2<sup>nd</sup> lap, but are more evident in the 3<sup>th</sup> lap (i.e amplitude increase and spectral variables decrease) and that was related to kinematic and physiological changes.

## KINEMATICS

The average decrease in the swimming speed from the 1<sup>st</sup> lap to the 4<sup>th</sup> lap have a much greater decline in speed comparing with the results of similar studies (Thompson et al., 2000; Takagi et al., 2004; Thompson et al., 2004). In breaststroke an increase in swimming speed is associated with an increase in SR, but has a decline more in SL relatively to the other swimming strokes (Thompson et al., 2004), corroborating the changes in the swimming technique under the 200m breaststroke (Takagi et al., 2004). In this study SL suffered a decrease in the 1<sup>st</sup> lap to the 4<sup>th</sup> lap, whereas the SR had a decreased in the 1<sup>st</sup> lap to the 3<sup>rd</sup> lap and then increased in the 4<sup>th</sup> lap.

Simultaneously, with the swimming speed decrease different SR and SL combinations were observed yielding the best performance in face of the fatigue task constraint, causing the lack of capability in maintaining a constant SL, increasing SR in the last 50 m lap, which is due to the inability to generate sufficient extra effort to overcome high drag. The decreasing of swimming speed SL, SI and the increasing of the SR in the last lap suggested a trend for the inability to generate sufficient extra effort needed to overcome high drag throughout the test (Craig and Pendergast, 1979; Chatard et al.,

2003; Thompson et al., 2004). This change in the stroke kinematics due to a decrease in the power output can be a consequence of peripheral fatigue phenomena (Stirn et al., 2011; Ikuta et al., 2012).

### *PHYSIOLOGY*

The blood lactate concentration levels after the test reached values that would be expected after an 200m breaststroke race and are in agreement with the results in other studies in which similar tests were performed with swimmers of the same or close competitive level (e.g., Capelli et al., 1998; Lomax and Castle, 2011). These results suggest that probbsly swimmers performed the swimming test very close to their maximum effort level. The average blood lactate concentration measured after 3 minutes was  $13.2 \pm 1.72 \text{ mmol l}^{-1}$ , representing the highest values. Increases of lactate concentration are responsible for fatigue by changes in the intracellular pH. As a result, muscle fiber conduction velocity decreases and changes the shape of the motor unit action potential waveform (Cifrek et al., 2009).

### *NEUROMUSCULAR*

The amplitude of EMG signals is influenced by the number of active motor units (Moritani et al., 1986), their discharge rates, and the shape and propagation velocity of the intracellular action potentials (Dimitrova and Dimitrov, 2002).

The amplitude signal of EMG provided by the ARV demonstrated an increase and maintenance at the end with the respect to the beginning for BB and PM, comparing the 1<sup>st</sup> lap with the 4<sup>th</sup> lap, and a small decrease for DA and TB that d emonstrated higher values in the beginning with respect to the end. The swimmers in the end of the swimming increases the time in the recovery phase, decreasing the amplitude of the

EMG signal for DA and TB. These muscles are responsible by the movement of antepulsion of the arms up to the point where it is stretched in front.

EMG amplitude has been observed to increase during submaximal dynamic exercise (Tesch et al., 1990) and to decrease during exercises at maximal levels of voluntary contraction (Komi and Tesch, 1979). An increase of the EMG amplitude during swimming has already been observed in previous studies (Wakayoshi et al., 1994; Rouard and Clarys, 1995; Rouard et al., 1997; Stirn et al., 2011). Ikuta et al., (2012) noted that the mean amplitude value of the PM was significantly higher for the 4<sup>th</sup> lap than for the 2<sup>nd</sup> and 3<sup>th</sup> laps in 4x50 m front crawl. These authors noted that the increase activity of the PM may have been a compensatory strategy to maintain swimming speed during the swim test. Moreover Nuber et al., (1986) verify that the PM continued to activated through recovery in the breaststroke.

So, it seems that the decrease in the active phase duration and the increase in the non-active phase on the 3<sup>th</sup> lap common to all muscles, reveals this as a milestone of the 200m breaststroke race.

The MNF decrease at the 4<sup>th</sup> lap in comparison to the 1<sup>st</sup> lap for all muscles. During dynamic fatiguing tasks, have been found decreases of the mean power frequency (Tesch et al., 1990). A number of authors reported similar data in several other human muscles (De Luca, 1984; Basmajian and De Luca, 1985). Same goes also for swimming, or at least for front-crawl (Stirn et al., 2011; Figueredo et al., 2011). The reduction of muscle fiber conduction velocity is one of the causes of signal power spectrum shift toward lower frequencies, and also of the increase in the EMG signal amplitude because of a spatial low-pass filtering effect of tissue as a volume conductor (De Luca, 1984).

However, during a fatiguing exercise, two opposing effects might occur (Petrofsky and Lind, 1980): (i) a decrease in the mean frequency as discussed above and; (ii) increase in intramuscular temperature due to the exercise, which cause an increase in the mean frequency. So it is possible that during some types of exercise, the two effects compensate each other, and the decrements found in the mean frequency can be small or non-significant.

### *ASSOCIATIONS*

The decreasing of swimming speed, SL, SI and the increasing of the SR in the last lap, can be associated to the higher La after the test, to a non-significant increase of the amplitude and a non-significant decrease in the spectral variables. These suggests that the presence of fatigue in the upper limbs occurs in different way for the different muscles under study, by a non-linear process. However, more investigation in order to better understand this phenomenon is required in a near future.

Because, at a certain level of contraction, blood flow is stopped by intramuscular pressure, muscle becomes ischemic. Myoelectric manifestations of muscle fatigue might be affected by this event (Merletti et al., 1984). However, these are evidences for base land-exercises, and to the best of our knowledge none of this data was collected during swimming.

The shape of the ARV during the four laps represent the increased activation patterns in the 2<sup>nd</sup> and 3<sup>th</sup> lap in accordance with the normal adaptation and the tactic to use the remaining capacity in the final lap to achieve the best result. The higher activation by DA and TB showed that these muscles play higher role in this event (Yoshizawa et al., 1976; Conceição et al., 2010).

Through these associations we can state that this study will be a very useful tool to the coaches, once analyzing these parameters as well as the information provided by the association between them, can play a determinant role in the knowledge of its individual swimmers, as well as creating strategies to delay the onset of fatigue in 200m breaststroke event.

It can be addressed as main limitation of this research: (i) there might have been a constrain during the turns due to the equipment attached to the swimmers; (ii) due to the swimming pool conditions, the effects of noise signal could be optimized in the range of EMG spectrum to lower frequencies.

## **CONCLUSIONS**

The neuromuscular, the kinematic and the physiological variables suggested that neuromuscular fatigue begin to appear shortly in the 2<sup>nd</sup> lap, but are more evident in the 3<sup>th</sup> lap under the 200m breaststroke.

So, after a 200m breaststroke race, the decreasing of swimming speed, SL, SI, the increasing of the SR in the last lap, the increase in the blood lactate concentration after the test, and a non-significant increase of the amplitude and non-significant decrease in the spectral parameters, showed a trend for a fatigue state in a non-linear fashion way, although no-significant variation was found for EMG.

## **ACKNOWLEDGMENTS**

The authors acknowledge the support of all swimmers and their coaches that participated in this study.

## REFERENCES

- Abdel-Aziz, Y., Karara, H. (1971) Direct linear transformation: from comparator coordinates into object coordinates in close range photogrammetry. In Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp. 1–18). Illinois: Church Falls.
- Allen, D.G., L.annergren, J. & Westerblad, H. (1995) Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology* **80**, 497-527.
- Barbosa, T.M., Fernandes, R., Keskinen, K.L., Colaço, P., Cardoso, C., Silva, J., Vilas-Boas, J.P.(2006) Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *International Journal Sports Medicine* **27**, 894-899.
- Barbosa, T.M., Silva, A.J., Reis, A., Costa, M., Garrido, N., Policarpo, F. and Reis, V. (2010) Kinematical changes in swimming front crawl and breaststroke with the Aqua trainer snorkel. *European Journal of Applied Physiology* **109**, 1155-1162.
- Basmajian, J.V., De Luca, C.J. (1985) *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography*, fifth ed. Williams and Wilkins, Baltimore.
- Boyas, S., Guevel, A. (2011) Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical Rehabilitation Medicine* **54**, 88–108.
- Cabri, J., Gamboa, H. (2009) The use of electromyography in physiotherapy-application in Hydrotherapy. In *Book of Abstracts European Workshop on Movement Science*, eds: Araújo, D., Cabri, J., Barreiros, J., Lisbon, Portugal, pp-37.

- Camata, T.V., Altimari, L.R., Bortolotti, H., Dantas, J.L., Fontes, E.B., Smirmaul, B.P., Okano, A.H., Chacon-Mikahil, M.P., Moraes, A.C. (2011) Electromyography activity and rate of muscle fatigue of the quadriceps femoris during cycling exercise in the severe domain. *Journal of Strength & Condition Research* **25**, 2537-43.
- Capelli, C., Pendergast, D.R., Termin, B. (1998) Energetics of swimming at maximal speeds in humans. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* **78**, 385-393.
- Caty, V., Rouard, A., Hintzy, Y., Aujoannet, Y., Molinari, M., Knaflitz, M. (2006) Time- frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test. *Portuguese Journal of Sport Science* **6**, 28-30.
- Chatard, J.C., Wilson, B. (2003) Drafting distance in swimming. *Medicine and Science Sports Exercise*, **35**, 1176-81.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., Ostojic, S. (2009) Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics, *Clinical Biomechanics* **24**, 327-340.
- Conceição, A., Gamboa, H., Palma, S., Araújo, T., Nunes, N., Marinho, D., Costa, A., Silva, A., Louro, H. (2010). Comparison between the standard average muscle activation with the use of snorkel and without snorkel in breaststroke technique. In *XITH International Symposium Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo. Abstract Book*, pp: 46-47.
- Costill, D., Kowaleski, J., Porter, D., Fielding, R., King, D. (1985) Energy expenditure during front crawl swimming: predicting success in middle-distance events. *International Journal Sports Medicine* **6**, 266-70.



- Craig, A., Pendergast, D.R. (1979) Relationships of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **11**, 278-283.
- De Leva, P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* **29**, 1223–1230.
- De Luca, C.J. (1984) Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* **11**, 251–279.
- Dimitrova, N.A., Dimitrov, G.V. (2002) Amplitude-related characteristics of motor unit and Mwave potentials during fatigue. A simulation study using literature data on intracellular potential changes found in vitro. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **12**, 339–49.
- Dimitrova, N.A., Dimitrov, G.V. (2003) Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **13**, 13–36.
- Enoka, R., Stuart, D. (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* **72**, 1631-1648.
- Farina, D., Merletti, R. (2000) Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **10**, 337-49.
- Figueiredo, P., Pereira, S., Gonçalves, P., Vilas-Boas, J.P., Fernandes, R. (2011) Muscular Fatigue during 200m Front Crawl. *Portuguese Journal of Sport Science* **11**(Suppl.2), 735-738.

Ikuta, J., Matsuda, Y., Yamada, Y., Kida, N., Oda, S., Moritani, T. (2012) Relationship between decreased swimming velocity and muscle activity during 200-m front crawl. *European Journal of Applied Physiology* Epub ahead of print.

Giangarra, C.E, Conroy, B. et al. (1993) Electromyography and cinematographic analysis of elbow function in tennis players using single and double handed backhand strokes. *American Journal of Sports Medicine* **21**, 394-9.

González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., Izquierdo, M. (2012) Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **22**, 501-512.

Herrmens, H.J., Freriks, B. (1999) European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project (CDrom). Roessingh Research and Development, Enschede.

Hirata, R.P. & Duarte, M. (2007). Effect of relative knee position on internal mechanical loading during squatting. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, **11**(2).

Hohmann, A., Kirsten, R., Kruger, T. (2006) EMG-Model of the Backstroke Start Technique. In J.P., Vilas Boas, F., Alves, A., Marques (eds), *X International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming*, *Portuguese Journal of Sport Science* **6**, 38-39.

Ikai, M., Ishii, K., Miyashita, M. (1964) An electromyographic study of Swimming. *Journal of Physical Education* **7**, 47-54.

Komi, P.V., Tesch, P. (1979) EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* **42**, 41–50.

- Kwatny, E., Thomas, D.H., Kwatny, H.G. (1970) An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Transactions Biomedical Engineering* **17**, 303–313.
- Lafdon, D., Duarte, M., Prince, F. (2004) Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment, *Journal of Biomechanics*, **37**, 1421-1426.
- Lewillie, L.(1967) Analyse téléométrique de l'electromyogramme du nageur. Societé Médecine Belge Education Physique Sport **20**, 174-177.
- Lewillie, L. (1973) Muscular activity in swimming. *In: Biomechanics III*, 440-445, Karger, Basel.
- Lomax, M., Castle, S. (2011) Inspiratory muscle fatigue significantly affects breathing frequency, stroke rate, and stroke length during 200-m front-crawl swimming. *Journal Strength Condition Research* **25**, 2691-5.
- Mcleod, I. (2010) Swimming Anatomy. Human Kinetics, USA
- Merletti, R., Sabbahi, M.A., DeLuca, C.J., (1984) Median frequency of the myoelectric signal effects of muscle ischemia and cooling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* **52**, 258–265.
- Moritani, T., Muro, M., Nagata, A. (1986) Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* **60**, 1179–85.
- Nuber, G.W., Jobe, F.W., Perry, J., Moynes, D.R. , Antonelli, D. (1986) Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *American Journal of Sports Medicine* **14**, 7-11.

- Pagala, M., Ravindran, K., Amaladevi, B., Namba, T., Grob, D. (1994) Potassium and caffeine contractures of mouse muscles before and after fatiguing stimulation. *Muscle and Nerve Journal* **17**, 852-859.
- Pavol, M., Owings, T. & Grabiner, M. (2002). Body Segment inertial parameter estimation for the general population of older adults, *Journal of Biomechanics*, **35**, 707-712.
- Petrofsky, J.S., Lind, A.R. (1980) The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* **44**, 189–200.
- Pink, M., Jobe, F.W., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M.L., Kerrigan, J. (1993) The painful shoulder during the butterfly stroke. An electromyography and cinematographic analysis of twelve muscles. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **288**, 48-59.
- Proakis, J.G., Manolakis, D.G. (1996) Digital Signal Processing (Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall).
- Pyne, D.B., Lee, H., Swanwick, K.M. (2001) Monitoring the lactate threshold in world ranked swimmers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **33**, 291-297.
- Robineau, J., Jouaux, T., Lacroix, M., Babault, N. (2012) Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling. *Journal of Strength & Condition Research* **26**, 555-62.
- Rouard, A., Clarys, J. (1995) Co-contraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **5**, 177–183.

- Rouard, A.H., Billat, R.P., Deschodt, V., Clarys, J.P. (1997) Muscular activations during repetitions of sculling movements up to exhaustion in swimming. *Archives of Physiology and Biochemistry* **105**, 655–662.
- Ruwe, P.A., Pink, M., Jobe, F.W., Perry, J., Scovazzo, M.L. (1994) The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyography and cinematographic analysis of twelve muscles. *American Journal of Sports Medicine* **22**, 789-796.
- Stirn, I., Jarm, T., Kapus, V., Strojnik, V. (2011) Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl. *European Journal of Applied Physiology* **111**, 101-13.
- Takagi, H., Sugimoto, S., Nishijima, N., Wilson, B. (2004) Differences in stroke phases, arm-leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. *Journal of Sport Biomechanics* **3**, 15-27.
- Tesch, P.A., Dudley, G.A., Duvoisin, M.R., Hather, B.M., Harris, R.T. (1990) Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica Journal* **138**, 263–71.
- Thompson, K.G., Haljand, R., MacLaren, D.P. (2000) An analysis of selected kinematic variables in national and elite male and female 100-m and 200-m breaststroke swimmers. *Journal of Sports Science* **18**, 421-431.
- Thompson, K.G., Haljand, R., Lindley, M. (2004) A comparison of Selected Kinematic variables between races in national to elite male 200m breaststroke swimmers. *Journal of Swimming Research* **16**, 6-10.
- Wakayoshi, K., Moritani, T., Mutoh, Y., Miyashita, M. (1994) Electromyography evidence of selective muscle fatigue during competitive swimming. In Miyashita M, Mutoh Y, Richardson AB (eds) *Medicine and Sports Science* **39**, 16–23.

Yoshizawa, M., Tokuyama, H., Okamoto, T., Kumamoto, M. (1976) Electromyographic study of the breaststroke. *In P.V. Komi (eds). Biomechanics V-B. International series on Biomechanics. Baltimore, University Park Press* **1B**, 222- 279.

## TABLES

**Table 1 :** Mean duration of active phase with SD for active phase<sub>beg</sub> and active phase<sub>end</sub> four all the muscles (BB- bíceps brachii; DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major and TB- triceps brachii), over the four laps of the 200 m breaststroke maximal effort.

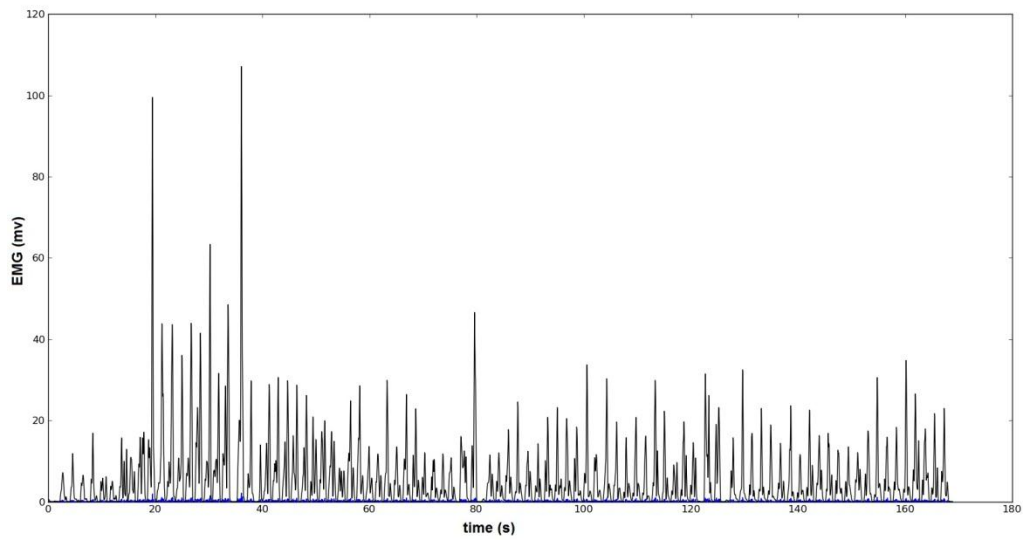
Laps	1 <sup>st</sup> lap		2 <sup>nd</sup> lap		3 <sup>rd</sup> Lap		4 <sup>th</sup> Lap	
	<i>Active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Active phase<sub>end</sub></i>	<i>Active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Active phase<sub>end</sub></i>	<i>Active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Active phase<sub>end</sub></i>	<i>Active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Active phase<sub>end</sub></i>
	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]
<b>BB</b>	0.99±0.78 s	0.98±0.90 s	0.73±0.26 s	0.58±0.14 s	0.68±0.27 s	0.56±0.20 s	0.70±0.24 s	0.63±0.10 s
<b>DA</b>	0.78±0.30 s	0.64±0.17 s	0.63±0.14 s	0.72±0.14 s	0.87±0.67 s	0.58±0.25 s	0.82±0.38 s	0.93±0.58 s
<b>PM</b>	0.61±0.18 s	0.71±0.32 s	0.64±0.17 s	0.88±0.48 s	0.69±0.62 s	0.55±0.33 s	0.62±0.35 s	0.79±0.63 s
<b>TB</b>	0.71±0.21 s	0.69±0.25 s	0.54±0.14 s	0.58±0.14 s	0.54±0.22 s	0.52±0.15 s	0.84±0.74 s	0.85±0.76 s

**Table 2 :** Mean duration of non-active phase with SD for non- active phase<sub>beg</sub> and non- active phase<sub>end</sub> four all the muscles (BB- bíceps brachii; DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major and TB- triceps brachii), over the four laps of the 200 m breaststroke maximal effort.

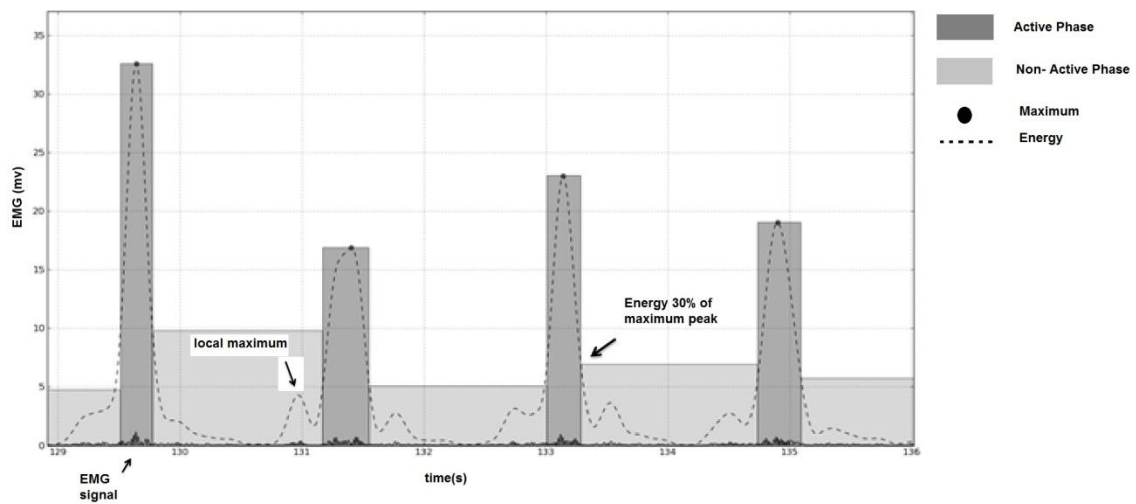
Laps	1 <sup>st</sup> lap		2 <sup>nd</sup> lap		3 <sup>rd</sup> Lap		4 <sup>th</sup> Lap	
	<i>Non-active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>end</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>end</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>end</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>beg</sub></i>	<i>Non-active phase<sub>end</sub></i>
	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]
<b>BB</b>	0.76±0.24 s	0.80±0.24 s	0.81±0.21 s	0.72±0.22 s	0.77±0.20 s	0.81±0.28 s	0.79±0.26 s	0.78±0.17 s
<b>DA</b>	0.66±0.16 s	0.71±0.14 s	0.79±0.15 s	0.69±0.17 s	0.70±0.16 s	0.75±0.19 s	0.70±0.24 s	0.68±0.26 s
<b>PM</b>	0.60±0.18 s	0.60±0.13 s	0.70±0.24 s	0.68±0.32 s	0.63±0.21 s	0.65±0.17 s	0.72±0.20 s	0.68±0.16 s
<b>TB</b>	0.63±0.27 s	0.62±0.18 s	0.55±0.17 s	0.67±0.26 s	0.59±0.17 s	0.64±0.29 s	0.61±0.18 s	0.53±0.22 s



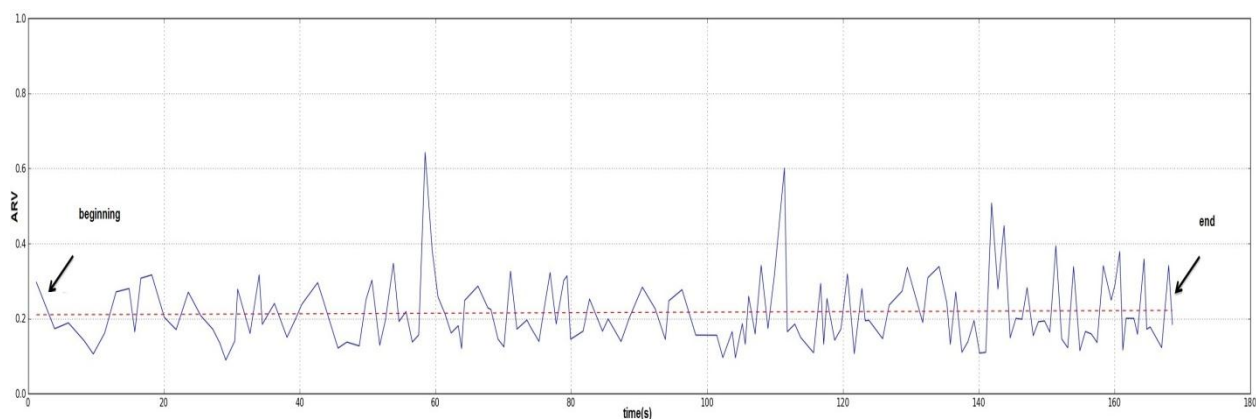
## FIGURES



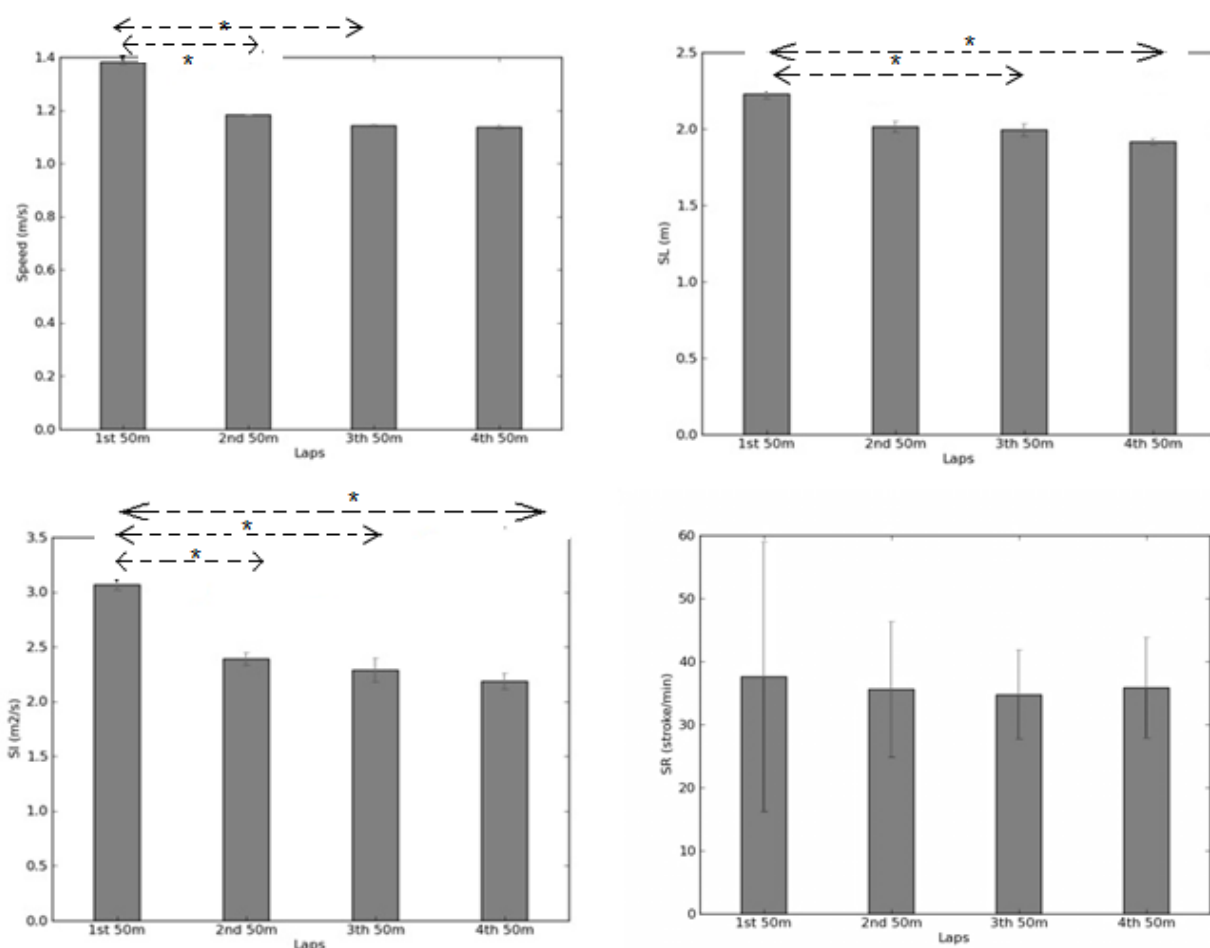
**Figure 1:** Energy envelope of a EMG signal segment



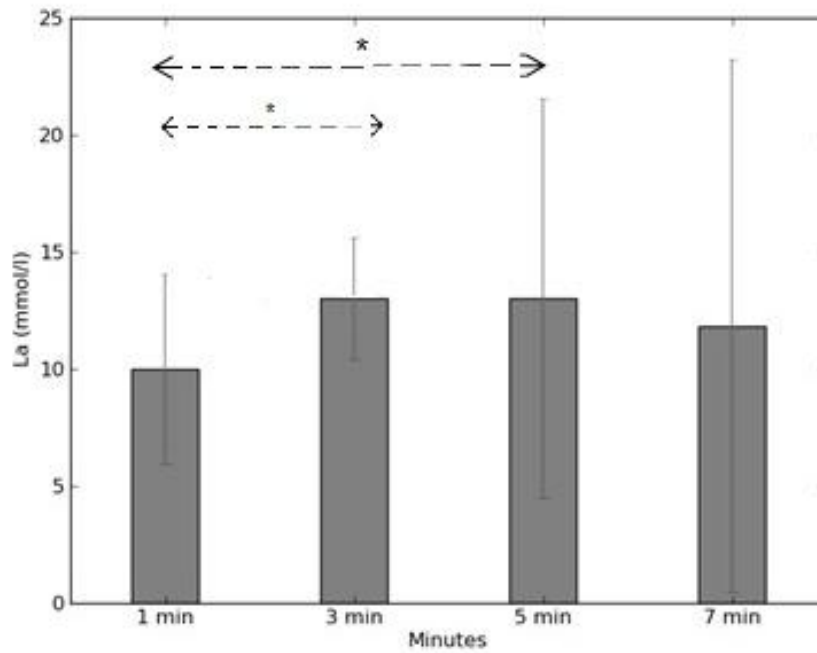
**Figure 2:** Segment of non-active phase and active phase of the EMG signal.



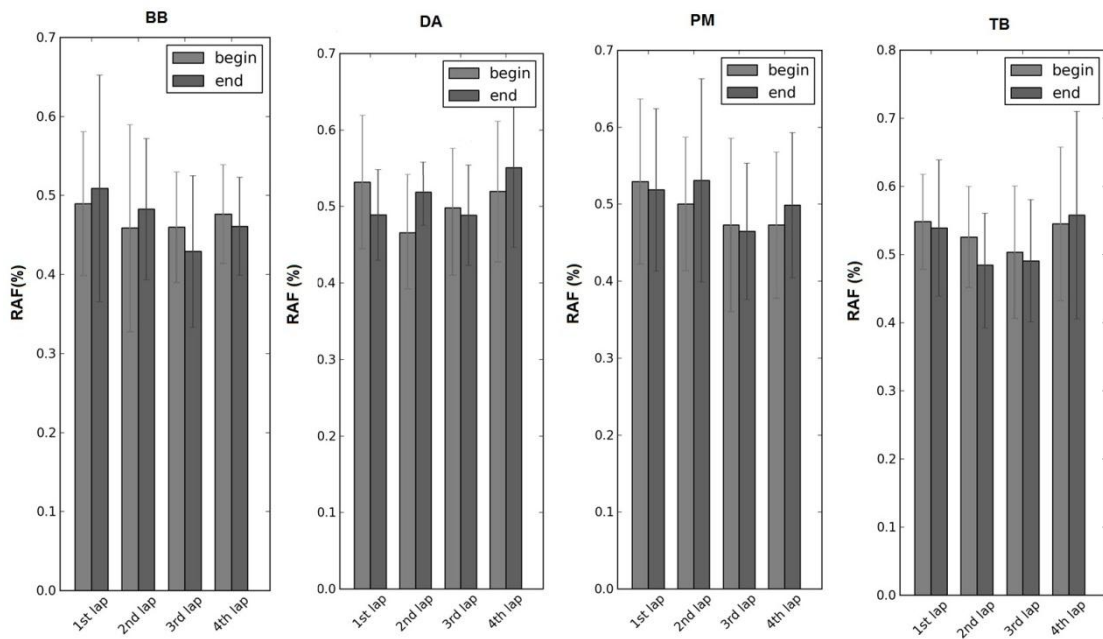
**Figure 3:** Example of a linear regression of the triceps brachii of one swimmer, of the ARV values in the beginning and the end of the swimming bout.



**Figure 4:** Mean and SD of Swimming Speed (m/s); Stroke length (SL) m; Stroke index (SI) m<sup>2</sup>/c/s and Stroke rate (SR) stroke min<sup>-1</sup> in the four 50m lap of a 200-m breaststroke. \*P<0.05.

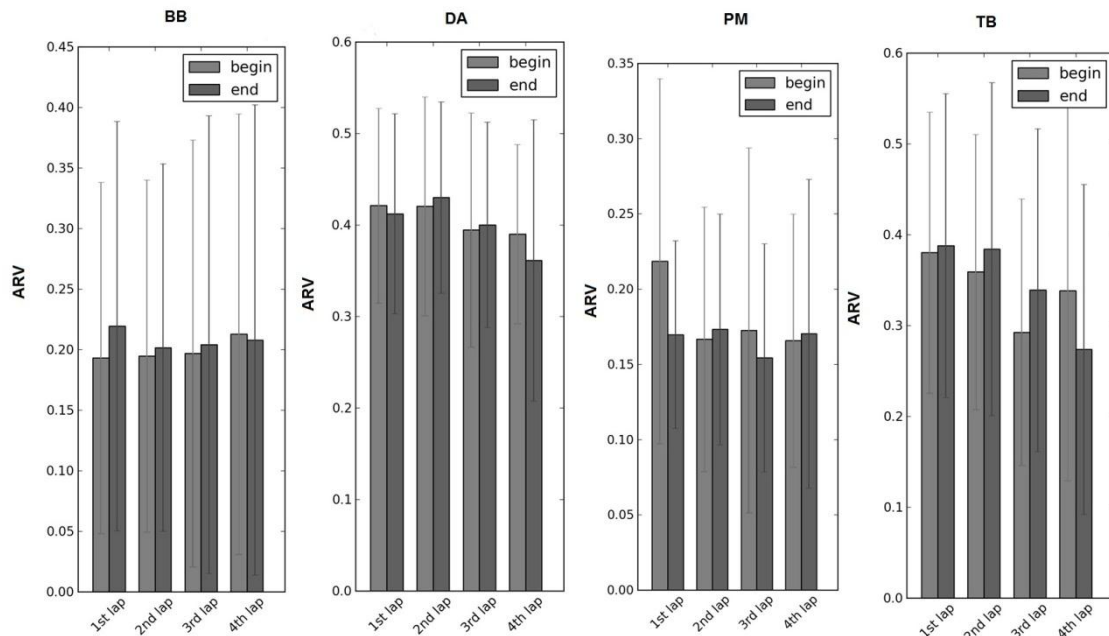


**Figure 5:** Blood lactate concentration after swim 1, 3, 5 and 7 min. \* $P < 0.05$ .

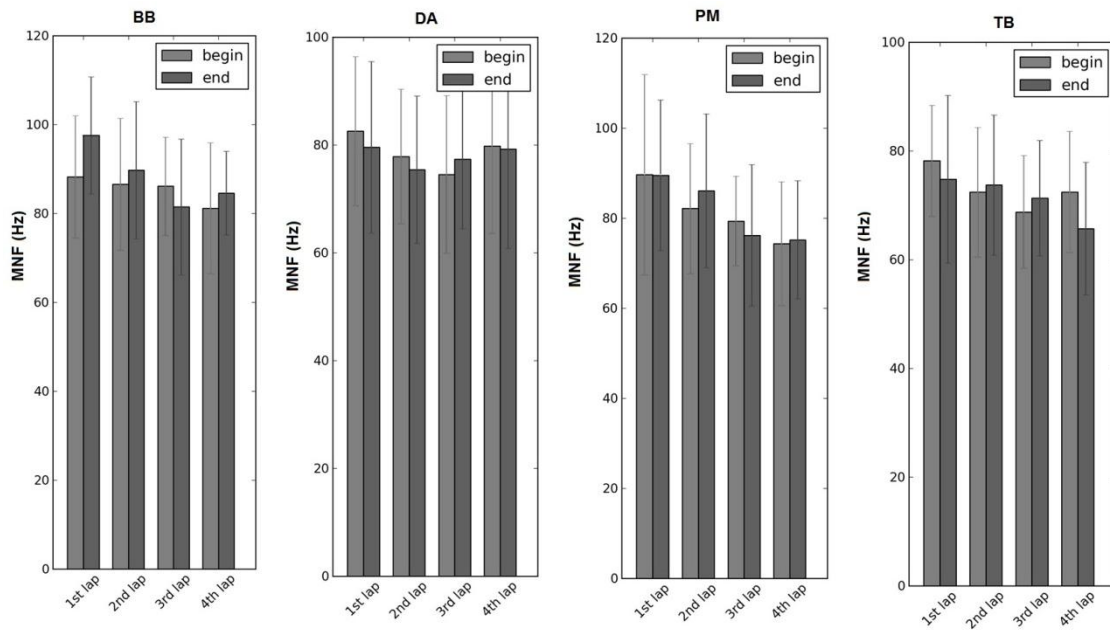


**Figure 6:** Comparison of the mean relative duration of activation value with SD for  $RAF_{\text{beg}}$  (gray bars) and  $RAF_{\text{end}}$  (black bars) four all the muscles (BB- bíceps brachii;

DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major and TB- triceps brachii), over the four laps of the 200 m breaststroke maximal effort.



**Figure 7:** Mean ARV value with SD for  $ARV_{beg}$  (gray bars) and  $ARV_{end}$  (black bars) for all the muscles (BB- biceps brachii; DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major and TB- triceps brachii), over the four laps of the 200 m breaststroke maximal effort.



**Figure 8:** Mean MNF value with SD for  $MNF_{\text{beg}}$  (black bars) and  $MNF_{\text{end}}$  (gray bars) for all the muscles (BB- biceps brachii; DA- deltoid anterior; PM- pectoralis major and TB- triceps brachii) and swimming bouts, over the four laps of the 200 m breaststroke maximal effort.

