

**U. PORTO**



FACULDADE DE DESPORTO  
UNIVERSIDADE DO PORTO

## **Caracterização bioenergética e biomecânica da técnica de crol de um nadador paralímpico com deficiência motora.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, no âmbito do 2º ciclo de Estudos conducente ao grau de Mestre em Atividade Física Adaptada, de acordo com o Decreto-lei nº74/2006 de 24 de Março.

**Orientador.** Professor Doutor Ricardo Jorge Pinto Fernandes

**Co-orientador.** Professor Doutor Rui Manuel Nunes Corredeira

**Mestrando.** Tiago Filipe Sousa Marques

Porto, Setembro de 2013

Marques, T. S. (2013). Caracterização bioenergética e biomecânica da técnica de crol de um nadador paralímpico com deficiência motora. Porto: T. Marques. Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Atividade Física Adaptada, apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.

**PALAVRAS-CHAVE: BIOENERGÉTICA, BIOMECÂNICA, DEFICIÊNCIA MOTORA, AMPUTAÇÃO**

## **AGRADECIMENTOS**

Durante a produção deste trabalho científico tive a oportunidade de conhecer e trabalhar com inúmeras pessoas, de várias áreas de interesse e todas elas com disponibilidade para partilharem conhecimentos e fazerem de mim um Mestre na área da Natação Adaptada.

Desde o primeiro dia que tenho o Professor Doutor Rui Corredeira e todos os seus colaboradores como as pessoas que me ajudaram a enveredar pela área do desporto adaptado.

A boa relação com os meus orientadores conduziu-me até ao estudo da natação, na sua vertente mais completa e inovadora, permitindo ligar a minha área de eleição, o desporto adaptado, ao meu gosto pessoal pela natação. Por esse motivo, tenho muito a agradecer ao Professor Doutor Ricardo Fernandes a oportunidade e a aposta que fez em mim.

Um ano de construção deste estudo foi para mim muito pouco, o que me levou sempre que necessário pedir auxílio. Por esse motivo tenho que agradecer a toda a equipa do Gabinete de Natação da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, com especial atenção para o Mestre João Ribeiro, a Mestre Ana Sousa e para a Mestre Kelly de Jesus. Agradecer ainda ao Eng.º Pedro Gonçalves (Gabinete de Biomecânica) e à Eng<sup>a</sup>. Sara Tribuzi (LABIOMEPE) pelas horas disponibilizadas para me ensinar tudo o que necessitava para levar este projeto avante.

O nadador que constitui a amostra foi a parte mais relevante deste estudo, sem ele nada disto era possível. Obrigado pela disponibilidade.

Renata Willig e Valdir Ramos, obrigado por me acompanharem neste caminho difícil que foi paralelo e penso que conseguimos levar a bom porto.

Obrigado também a todos os meus amigos e familiares por me darem o apoio possível e impossível para terminar mais esta fase da minha vida.



## ÍNDICE GERAL

Agradecimentos .....	I
Índice geral.....	III
Índice de Figuras.....	V
Índice de Quadros .....	VII
Índice de Equações.....	IX
Resumo.....	XI
Abstract.....	XIII
Lista de Abreviaturas e Símbolos.....	XV
1. Introdução.....	1
2. Revisão da Literatura.....	3
2.1. Natação Pura Desportiva .....	3
2.2. Natação Adaptada (alto rendimento).....	3
2.2.1. Deficiência motora .....	4
2.3. Classificação .....	5
2.4. Biomecânica na natação .....	6
2.5. Bioenergética na natação.....	7
3. Material e Métodos .....	9
3.1. Caracterização da Amostra.....	9
3.2. Procedimentos de recolha de dados .....	10
3.3. Análise Estatística .....	19
4. Apresentação dos resultados .....	21
5. Discussão .....	27
5.1. Discussão da metodologia .....	27
5.2. Discussão dos resultados .....	28
6. Conclusões .....	33
Referências Bibliográficas .....	35
Anexos .....	43



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de pontos articulares marcados no nadador baseado no modelo de Zatsiorsky <i>et al.</i> (1990), adaptado por de Leva (1996).....	10
Figura 2 - Esquema ilustrativo da posição das câmaras e da estrutura de calibração na piscina.....	11
Figura 3 - Vista aérea - Estrutura de calibração com a marcação dos 24 pontos de calibração do sistema Ariel Performance Analysis System (APAS) validado por Figueiredo <i>et al.</i> (2011). ....	12
Figura 4 - Vista Subaquática - Estrutura de calibração com a marcação dos 24 pontos de calibração do sistema Ariel Performance Analysis System (APAS) validado por Figueiredo <i>et al.</i> (2011). ....	12
Figura 5 - Fases da ação do MS no nado de crol (Chollet <i>et al.</i> , 2000). ....	14
Figura 6 - Modelo ilustrativo dos três modelos de coordenação, adaptado de Chollet <i>et al.</i> (2000). ....	15
Figura 7 - Divisão das fases da ação do MS: Entrada e deslize (A); Tração (B); Empurre (C); e Recuperação para um nadador amputado de braço (D). Adaptada de Osborough <i>et al.</i> (2010) .....	16
Figura 8 – (a) - Snorkel respiratório – Aquatrainer®; (b) - Sistema de analisador de gases K4b <sup>2</sup> .....	17
Figura 9 - Cálculo do Lan através método de modelagem da curva [La-] vs. v (Fernandes <i>et al.</i> , 2010b) .....	18
Figura 10 - Representação gráfica das $v_{3D_{af}}$ e $v_{3D_{naf}}$ dos MS separadamente, em cada patamar, criado através dos resultados apresentados no Anexo 1 e 2.....	23
Figura 11 - Gráficos relativos á $v_{3D_{naf}}$ (a) e $v_{3D_{af}}$ (b) dos MS separadamente, em cada patamar, criado através dos resultados apresentados no Anexo 1 e 2.....	24
Figura 12 - Percentagem relativa ao tempo gasto em cada fase de nado. ....	25



## ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1 – Recordes pessoais do nosso nadador comparativamente com os recordes mundiais e europeus para a classe S9.....	9
Quadro 2 - Nomenclatura atribuídos a cada um dos pontos referidos na Figura 1 baseado no modelo de Zatsiorsky <i>et al.</i> (1990), adaptado por de Leva (1996). .....	10
Quadro 3 - Valores extraídos do modelo de reconstrução do CM de Zatsiorsky <i>et al.</i> (1990) adaptado por de Leva (1996).....	11
Quadro 4 - Média $\pm$ desvio padrão dos valores da velocidade ( $v_{méd}$ ), frequência gestual (FG), distância de ciclo (DC) e eficiência propulsiva ( $\eta_P$ ) relativos a cada patamar.....	21
Quadro 5 - Valores da variação intracíclica da velocidade (VIV), média $\pm$ desvio padrão dos valores do índice de coordenação adaptado ( $IdC_{adapt}$ ), valores do índice de coordenação e eficiência propulsiva ( $\eta_P$ ) para cada MS, relativos a cada patamar.....	22
Quadro 6 - Tabela de correlação entre os parâmetros biomecânicos avaliados .....	22
Quadro 7 - Valores médios e desvios-padrão das fases da ação do MS para cada MS nos 6 patamares, mínimos e máximos e significâncias da comparação dos valores do membro afetado com o não afetado. ....	25
Quadro 8 – Quadro com os valores relativos aos parâmetros bioenergéticos em patamar incremental.....	26
Quadro 9- Quadro de correlação entre os parâmetros biomecânicos e bioenergético.....	26



## INDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1 -	$v = \frac{E}{C}$	13
Equação 2 -	$v = DC \times FG$	13
Equação 3 -	$FG = \frac{1}{TC}$	13
Equação 4 -	$DC = \frac{v}{FG}$	14
Equação 5 -	$VIV = C_V = \frac{\sigma}{v_{méd}}$	14
Equação 6 -	$IdC_{af} = \frac{(Tempo\ final\ Fase\ C_{af} - Tempo\ inicial\ Fase\ B_{naf}) * 100}{TC_{af}}$	14
Equação 7 -	$IdC_{naf} = \frac{(Tempo\ final\ Fase\ C_{naf} - Tempo\ inicial\ B_{af}) * 100}{TC_{naf}}$	16
Equação 8 -	$IdC_{adapt} = \frac{IdC_{af} + IdC_{naf}}{2}$	16
Equação 9 -	$\eta_P = \left( \frac{v * 0.9}{2\pi * FG * L} \right) * 2\pi$	16
Equação 10 -	$E = VO_2net + K * [La^-]net$	17
Equação 11 -	$C_V = \frac{\sigma}{v}$	18



## RESUMO

O presente estudo tem por objetivo caracterizar a biomecânica e bioenergética de um nadador com deficiência motora, especificamente uma malformação congênita (amputação) no membro superior esquerdo. Tentando mostrar a importância desse tipo de avaliação para o treino e descobrir se uma avaliação a este nível pode ajudar a classificação dos nadadores.

Um protocolo de  $n \times 200$  foi utilizado para executar esta caracterização, utilizando um sistema de câmaras de alta resolução para aquisição de dados biomecânicos e consequente reconstrução tridimensional do nado. Um analisador de gases portátil foi utilizado para determinar os parâmetros bioenergéticos e um analisador de lactato portátil para medir as concentrações de lactato sanguíneo em cada patamar incremental.

Os resultados obtidos mostraram que a frequência gestual, a variação intracíclica velocidade, a concentração de lactato no sangue, o consumo de oxigênio, o gasto energético e o custo de energia sofrem um aumento com a velocidade em cada patamar. O membro afetado apresenta maiores valores de índice de coordenação adaptado do que o afetado, ao contrário do que ocorre com a eficiência propulsiva. As fases não propulsivas da ação dos membros superiores (A e D) apresentam curvas idênticas em ambos os membros superiores, enquanto nas fases B e C (fases propulsivas) o membro afetado apresenta valores de velocidades superiores.

É possível concluir também que os nadadores da mesma classe mas com diferentes níveis de amputação apresentam valores distintos nos parâmetros analisados. As diferenças entre os dois membros superiores são significativamente diferentes na frequência gestual e na percentagem do tempo gasto em cada fase da ação dos membros superiores, nas fases A, B e C. O nadador examinado apresenta valores bioenergéticos semelhantes aos nadadores de longa distância.

**PALAVRAS-CHAVE:** BIOENERGÉTICA, BIOMECÂNICA, DEFICIÊNCIA MOTORA, AMPUTAÇÃO



## ABSTRACT

The present study aims at characterizing the biomechanics and bioenergetics of a swimmer with physical disabilities, specifically a congenital malformation (amputation) in left upper limb. Trying to show the importance of this type of evaluation for training in adapted swimming and find if an evaluation at this level can help in swimmers classification.

An incremental protocol  $n \times 200$  was utilized to perform this characterization, using a camera system for high resolution three-dimensional reconstruction of swimming and consequent acquisition of biomechanical data. A portable gas analyser was used to determine bioenergetic parameters and a portable lactate analyser to measure blood lactate concentrations at each incremental level.

The obtained results showed that stroke frequency, intracyclic velocity variation, blood lactate concentration, oxygen consumption, energy expenditure and energy cost increase with speed at each level. The unaffected limb presents higher values of adapted index of coordination than the affected, in opposition to what occurs with the propulsive efficiency. Non-propulsive stroke phases A and D exhibit identical curves in both upper limbs whereas in phases B and C (propulsive phases) the affected limb presents higher speed values.

It is possible to conclude that swimmers of the same class and different amputation levels present distinct values of the analysed parameters. The differences between the two upper limbs are significantly different in stroke frequency and percentage of time spent in each stroke phase, in phases A, B and C. The examined swimmer presents bioenergetic values similar to long distance swimmers.

**KEYWORDS:** BIOENERGETICS, BIOMECHANICS, MOTOR DISABILITIES, AMPUTATION



## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

$a_{3d_{af}}$	aceleração média das três dimensões do membro afetado
$a_{3d_{naf}}$	aceleração média das três dimensões do membro não afetado
APAS	Ariel Performance Analysis System
$a_{x_{naf}}$	aceleração no eixo do x do membro não afetado
$a_{x_{af}}$	aceleração no eixo do x do membro afetado
$a_{y_{af}}$	aceleração no eixo do y do membro afetado
$a_{y_{naf}}$	aceleração no eixo do y do membro não afetado
$a_{z_{af}}$	aceleração no eixo do z do membro afetado
$a_{z_{naf}}$	aceleração no eixo do z do membro não afetado
C	custo energético
CG	centro de massa do corpo
DC	distância de ciclo
E	dispêndio energético
FC	frequência cardíaca
$F_{E_{CO_2}}$	fração expiratória de dióxido de carbono
$F_{E_{O_2}}$	fração expiratória de oxigênio
FG	frequência gestual
IdC	índice de coordenação
$IdC_{adapt}$	índice de coordenação adaptado
$IdC_{af}$	índice de coordenação do membro superior afetado (amputado)
$IdC_{naf}$	índice de coordenação do membro superior não afetado (normal)
IPC	international paralympic committee
K	constante de transformação em equivalentes $VO_2$
K4b <sub>2</sub>	analisador de gases portátil telemétrico
$L_{an}$	limiar anaeróbio
$[La^-]$	concentração de lactato no sangue
$[La^-]_{NET}$	diferença entre o valor no final do patamar e o valor inicial do lactato
m	metro
MI	membros inferiores
min	minutos

MS	membros superiores
NPD	natação pura desportiva
OMS	organização mundial de saúde
R	correlação
s	segundo
$v_{3D_{af}}$	velocidade média das três dimensões do membro afetado
$v_{3D_{naf}}$	velocidade média das três dimensões do membro não afetado
$v$	velocidade de nado
$v_i$	velocidade instantânea
VIV	variação intracíclica de velocidade
$v_{Lan}$	velocidade ao limiar anaeróbio
$v_{méd}$	velocidade média
$VO_2$	consumo de oxigénio
$VO_{2_{máx}}$	consumo máximo de oxigénio
$VO_{2_{NET}}$	diferença entre o valor no final do patamar e o valor inicial.
$vVO_{2_{máx}}$	velocidade ao
$v_{x_{naf}}$	velocidade no eixo do x do membro não afetado
$v_{x_{af}}$	velocidade no eixo do x do membro afetado
$v_{y_{af}}$	velocidade no eixo do y do membro afetado
$v_{y_{naf}}$	velocidade no eixo do y do membro não afetado
$v_{z_{af}}$	velocidade no eixo do z do membro afetado
$v_{z_{naf}}$	velocidade no eixo do z do membro não afetado
TC	tempo de ciclo
$\eta_P$	eficiência propulsiva
$\sigma$	desvio padrão

# 1. INTRODUÇÃO

A natação pura desportiva (NPD) tem sofrido grandes modificações ao longo dos tempo, nomeadamente devido ao contínuo estudo da Biomecânica e da Bioenergética, de modo a caracterizar um padrão motor e em seguida intervir no sentido de incrementar a eficiência motora. Sendo esta uma modalidade cíclica onde o rendimento é traduzido pelo tempo que o nadador leva a percorrer a distância de uma prova, a velocidade de nado impõe-se como um fator fundamental de observação e estudo.

Para se ser rápido em determinada técnica e distância de prova, devem ser otimizadas diversas variáveis, por serem determinantes no rendimento (Toussaint *et al.*, 1992). As determinantes biofísicas são de grande importância para o desempenho eficaz e eficiente de um nadador, para esse efeito, será necessário reunir diferentes tipos de informação relativos ao nadador, tais como as velocidades segmentares, comprimentos de ciclo (DC), frequência de ciclo (FG), índice de nado, índice de coordenação (IdC), velocidade de nado ( $v$ ), flutuação da velocidade (VIV), dispêndio energético (E) e custo de energético (C). (Barbosa *et al.*, 2010)

Tal como Pendergast *et al.* (2006) referiu, o desempenho do nadador pode ser avaliado, pelo tempo ( $t$ ) para cobrir uma dada distância ( $d$ ), ou seja pela  $v$ . Por sua vez, a  $v$  é o produto da frequência gestual (FG) e da distância de ciclo (DC). Quanto às variáveis energéticas influenciadoras da performance do nadador podemos analisar o consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), a concentração de lactato no sangue ( $[La^-]$ ), o E e o C (Fernandes *et al.*, 2003; Fernandes *et al.*, 2010b).

No que diz respeito á natação adaptada, ou seja, natação para pessoas com deficiência, as características de desempenho destes nadadores têm merecido muito menos atenção por parte dos investigadores em comparação com os nadadores sem deficiência. Mas Chatard *et al.* (1992) mostrou que o grau de incapacidade física influencia fortemente a magnitude do arrasto passivo vivido pelos nadadores com deficiência, tal como as suas performances nas provas de 100m e 400m.

Ao longo dos tempos a investigação nesta área tem vindo a aumentar com estudos como “Coordination in arm movements during crawl stroke in elite swimmers with a loco-motor disability” (Satkunskiene *et al.*, 2005) e “Influence of swimming speed on inter-arm coordination in competitive unilateral arm amputee front crawl swimmers” (Osborough *et al.*, 2010). Para poder contribuir para este aumento de investigação nesta área decidimos realizar este estudo.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1. Natação Pura Desportiva**

A natação é conhecida desde a pré-história como sendo um meio de locomoção aquática e ao longo dos tempos tendo vindo a evoluir, quer ao nível de meios externos (objetos flutuantes), quer ao nível da locomoção através do próprio corpo (Pendergast *et al.*, 2003). Os primeiros escritos sobre a natação remontam a 1538, por Nikolaus Wynmann, intitulado “O Nadador ou o diálogo sobre a arte de Nadar”. Com a evolução natural desta forma de deslocamento, foi então criada a NPD, com o intuito de a tornar num meio competitivo e desportivo. Teve o seu início na Europa, como competição, em Inglaterra por volta do ano de 1800, estando presente na primeira edição dos Jogos Olímpicos em Atenas (1896).

O deslocamento no meio aquático tem despertado o interesse das mais diversas áreas de estudo. A análise das componentes bioenergéticas e biomecânicas são as mais abordadas e desenvolvidas por diversos investigadores, tais como Chollet *et al.* (2000) e Pendergast *et al.* (2003), com o objetivo de tornar o deslocamento mais eficaz.

As técnicas de nado têm sofrido algumas alterações ao longo dos anos, o que levou também ao aumento do interesse pela técnica de crol, técnica alternada que combina a eficiência de propulsão e mínima resistência hidrodinâmica, sendo este o meio de locomoção aquático mais rápido (Deschodt *et al.*, 1999). Assim segundo Chollet (1997) pode-se concluir que esta técnica é uma das mais económicas, aproveitando ao máximo as leis da hidrodinâmica e das potencialidades inerentes ao movimento humano.

### **2.2. Natação Adaptada (alto rendimento)**

A natação adaptada foi uma das oito modalidades que integraram os primeiros Jogos Paralímpicos em 1960, em Roma, Itália. Desde então o número de

nadadores e de países participantes tem vindo a aumentar, tornando-se assim uma das modalidades mais populares.

Esta modalidade é regulada pelo International Paralympic Committee (IPC), e coordenado pelo Comité Técnico de Natação do IPC. A Federação Internacional de Natação (FINA) é o órgão legislador. Fazem parte desta modalidade provas masculinas e femininas subdivididas pelas classes atribuídas a cada nadador, esta classificação é baseada na capacidade funcional de cada nadador, nas provas de estilo livre, costas, mariposa, bruços e estilos. Os nadadores podem possuir deficiência motora, visual ou intelectual (IPC, 1995).

### **2.2.1. Deficiência motora**

Na Classificação Internacional de Deficiências, Incapacidades e Desvantagens da Organização Mundial de Saúde (OMS) de 1989, a deficiência representa no domínio da saúde, qualquer perda ou anomalia da estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatómica. Segundo Rodrigues (1983) podemos considerar a Deficiência Motora como sendo uma perda de capacidades que afeta diretamente a postura e/ou movimento proveniente de uma lesão congénita ou adquirida nas estruturas reguladoras e efectoras do movimento no sistema nervoso. Esta induz alterações no movimento do corpo humano, especialmente no sistema esquelético, incluindo a espinal medula, músculos, ossos e articulações.

Podem ser apresentados três tipos de classificação que dizem respeito aos indivíduos com deficiência motora (Rodrigues, 1983): (i) classificação face à estrutura lesada, lesão nas vias neuromotoras; (ii) classificação quanto à lesão central ou não central, disfunção motora cerebral e não cerebral; (iii) classificação valorizando a forma de aquisição e evolução da própria deficiência. Os tipos de deficiências motoras mais descritos são (Castro, 2005): (i) monoplegia – paralisia em um dos membros do corpo; (ii) hemiplegia – paralisia em um dos lados do corpo; (iii) paraplegia – paralisia da cintura para baixo; (iv) tetraplegia – paralisia do pescoço para baixo; (v) amputação – falta

de um ou vários membros do corpo; (vi) malformação congénita; (vii) espinha bífida; (viii) poliomielite (paralisia infantil).

As amputações podem ser classificadas como congénitas resultando de uma malformação no feto que não conseguiu desenvolver-se adequadamente nos primeiros três meses de gestação, ou adquiridas resultando de doença, tumor ou traumatismo (Winnick, 1990).

Existem ainda vários níveis de amputação, consoante o local onde o membro é amputado segundo Castro (2005): (i) relativamente às amputações de MSs - desarticulação escapular; desarticulação do ombro, amputação transumeral, desarticulação de cotovelo, amputação transradial, desarticulação do punho, amputação parcial da mão; (ii) quanto às amputações de MIs - hemipelvectomia, desarticulação de quadril, amputação transfemural ao nível do terço-proximal, médio ou distal, desarticulação do joelho, amputação transtibial ao nível do terço-proximal, médio ou distal, amputação de Syme - amputação do pé logo acima da articulação do tornozelo com remoção do maléolos lateral e medial, amputação de Pirogoff - amputação do pé logo acima da articulação do tornozelo com preservação do calcâneo, amputação de Chopart - retirada de todos os ossos do pé, amputação de Lisfranc - retirada dos metatarsos e todos os dedos do pé, amputação transmetatarsiana, amputação metatarsofalangiana, amputação interfalangiana, malformações congénitas – malformações de um ou mais membros logo ao nascimento, e podem estar associadas a fatores genéticos, ambientais ou ambos.

### **2.3. Classificação**

O sistema de classificação utilizado nas modalidades adaptadas tem como objetivo estruturar as competições, tentando minimizar o impacto da deficiência no desempenho desportivo. O atleta deve alcançar o desempenho desportivo através da sua habilidade, aptidão, força e capacidade, entre outros aspetos, para ser elegível para competir em cada modalidade e ser agrupado nas classes de cada desporto conforme a sua limitação.

No movimento paralímpico, são elegíveis todos os nadadores com deficiência motora, visual e intelectual, subdivididos em 10 deficiências específicas. Dentro das deficiências motoras podem identificar-se oito diferentes categorias descritas da seguinte forma: (i) potência muscular prejudicada; (ii) amplitude passiva de movimento prejudicada; (iii) perda de membro ou deficiência do membro; (iv) diferente comprimento das pernas; (v) baixa estatura; (vi) hipertonia; (vii) ataxia; e (viii) atetose.

Os nadadores com deficiência motora são avaliados por classificadores clínicos (fisioterapeutas, médicos) e por classificadores técnicos. São realizados testes clínicos e físicos (teste de força muscular, teste de coordenação motora ou de disfunção), teste de mobilidade articular, medição do membro amputado, medição do tronco e testes técnico-motores, realizados dentro de água onde é examinado o nado, a partida, a capacidade de viragem e a posição do corpo.

Através de uma combinação de valores atribuídos a cada teste realizado é atribuído um valor de 1 a 10 para cada uma das três classificações, o nadador que compete nas provas de nado livre, mariposa e costas (S); bruços (SB) e estilos (SM). As classificações ocorrem antes das competições e podem acontecer ao longo da carreira desportiva, caso existam mudanças nas capacidades ou incapacidades dos nadadores e é realizada consoante o impacto da sua deficiência no desempenho do nado, o que leva a que nadadores com vários tipos de deficiência motora compitam entre si (Abrantes, 2006).

## **2.4. Biomecânica na natação**

No que diz respeito ao estudo biomecânico na natação, tem sido notório um aumento da sensibilidade e vocação para a contínua avaliação do desempenho dos nadadores para a consideração, ponderação e experimentação de novas opções, para a inovação tecnológica e científica (Vilas-Boas *et al.*, 2008).

Toussaint *et al.* (1992) consideraram que o desempenho do nado é determinado por fatores biomecânicos tais como as forças de arrasto, forças propulsivas, eficiência propulsiva e a potência. Ou seja, um nadador para

alcançar a sua melhor performance numa determinada distância terá que a percorrer no mínimo tempo possível. Para isso terá que alcançar a velocidade de deslocamento ideal, estando esta diretamente ligada com a FG, com a DC, a  $\eta_P$  (Pendergast *et al.*, 2006), variação intracíclica da velocidade (VIV) e o índice de coordenação (IdC) (Figueiredo *et al.*, 2013), de modo a realizar o melhor tempo possível, existindo assim diversas variantes influenciadoras do nado.

Quando se fala em biomecânica relacionada com a natação adaptada, pode-se encontrar alguns autores que já a investigam desde o início do século XXI, tal como Daly *et al.* (2001), Daly *et al.* (2003), Satkunskiene *et al.* (2005) e Osborough *et al.* (2009). Estes autores têm estudado as variáveis referidas anteriormente, como forma de caracterizar o nado do nadador paralímpico. Devido ao recente interesse pela investigação nesta área, e com o aumento do número de praticantes, parece existir ainda um elevado número estudos a realizar de modo a perceber as implicações da deficiência no nado, devido a uma grande diversidade de deficiências e classes de nadadores.

## **2.5. Bioenergética na natação**

O rendimento desportivo na NPD parece ser determinado pela relação estabelecida entre um largo conjunto de parâmetros. Esta relação apresenta uma forte ligação com os parâmetros bioenergéticos, que estão diretamente dependentes do comportamento biomecânico e das estratégias adotadas pelo nadador (Barbosa *et al.*, 2010).

Segundo Fernandes *et al.* (2012b) a avaliação do consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2m\acute{a}x}$ ) é um ponto-chave da investigação contemporânea na ciência do desporto em geral e no estudo da natação em particular. A avaliação do desempenho aeróbio tem uma grande relevância ao nível dos processos neuromusculares, gasto de energia intramuscular, elementos cardiovasculares e respiratórios, de forma diversa em diferentes intensidades de nado (Aspenes *et al.*, 2012).

A avaliação do  $[La^-]$  também tem sido uma ferramenta importante no controlo do treino nos nadadores de diversas idades e a diferentes intensidades (Fernandes *et al.*, 2011). Esta avaliação é realizada com o objetivo de determinar o limiar anaeróbio ( $L_{an}$ ), considerado como sendo a intensidade mais elevada de exercício contínuo em que se verifique o equilíbrio entre a produção e remoção do lactato (Stegmann *et al.*, 1982).

Existem outras formas de avaliar bioenergeticamente um nadador, através do C e do E. Quanto ao C, pode ser definido como o consumo total de energia necessária para o deslocamento do corpo ao longo de uma dada distância (Di Prampero, 1986). Este parâmetro está correlacionado com a resposta biomecânica e com o E necessário para efetuar o deslocamento o mais eficientemente possível (Barbosa *et al.*, 2008).

Com todas estas possibilidades de avaliação do nado, parece ser pertinente a realização de estudos no âmbito da natação adaptada em Portugal e no Mundo, uma vez que se trata de uma modalidade em franca evolução, mas mostrando carências ao nível do treino e da preparação dos nadadores. Assim, o objetivo deste estudo consistiu na caracterização biomecânica e bioenergética de um dos nadadores com melhores resultados na modalidade em Portugal, procurando evidenciar a importância deste tipo de avaliação para o treino, na natação adaptada. Este estudo pretende ainda descobrir se uma avaliação a este nível poderá ajudar nas classificações dos nadadores fazendo com que estas sejam mais específicas, mais pormenorizadas e adequadas.

### 3. MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1. Caracterização da Amostra

A amostra foi constituída por um nadador de nível internacional com participação nos Jogos Paralímpicos, com 25 anos de idade, com 1.91 m de altura e 79 kg de peso. Este nadador não possui a mão esquerda e uma pequena parte do antebraço devido a uma malformação congénita, estando classificado na classe S9, onde se encontram os nadadores com lesão medular ao nível de S1-2, poliomielite com um MI não funcional, amputação simples acima do joelho ou/e amputação abaixo do cotovelo (Abrantes, 2006).

Este nadador compete á cerca de 14 anos com um volume de treino rondando os 12 km diários, divididos por treinos bidiários, realizando semanalmente 11 sessões de treino de água e 5 sessões de treino de ginásio. As suas provas de eleição são os 50, 100 e 400 m livres, os 200 m estilos e 5000 m águas abertas, atingindo alguns resultados relevantes a nível nacional e também internacional. Em 2006 alcançou dois recordes europeus nos 50 e 100 metros livres, participou nos jogos Paralímpicos de Pequim (2008) e Londres (2012), foi vice-campeão europeu nos 400 m livres e medalha de bronze nos 100 m livres. Mais recentemente foi quarto classificado nos 400 m livres com o tempo de 4 min 20 s 22, nos campeonatos do mundo do IPC em Montreal, Canadá.

**Quadro 1 – Recordes pessoais do nosso nadador comparativamente com os recordes mundiais e europeus para a classe S9.**

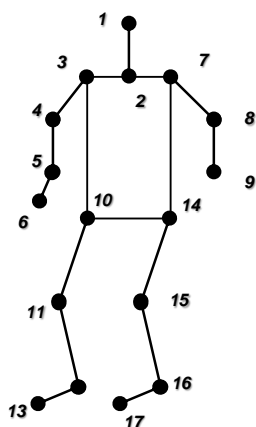
Prova	Melhor Tempo	Recorde Mundial		Recorde Europeu	
50m livres	00:26.42	Matthew Cowdrey (AUS)	00:24.45	Tamas Sors (HUN)	00:25.18
100 livres	00:57.55	Matthew Cowdrey (AUS)	00:53.75	Tamas Sors (HUN)	00:55.82
400 livres	04:20.22	Matthew Cowdrey (AUS)	04:10.52	Jesus Collado (ESP)	04:11.38

### 3.2. Procedimentos de recolha de dados

Foi aplicado um protocolo incremental de  $n \times 200$  m crol com incrementos de  $v$  de  $0.05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  entre patamares e 30 s de recuperação (Fernandes *et al.*, 2003). A velocidade do último patamar foi estabelecida através do melhor desempenho do nadador na distância de 400 m ao qual foram subtraídos os incrementos referidos anteriormente. Para manutenção da velocidade do nadador durante o protocolo foi utilizado um estímulo sonoro nos tempos calculados para o nadador completar a cada distância de 25 m até completar os 200 m pretendidos pelo protocolo. A recolha foi realizada numa piscina coberta e aquecida ( $27.5 \text{ }^\circ\text{C}$ ), de 25 m com 1.90 m de profundidade.

Para iniciar o protocolo, o nadador foi pesado utilizando uma balança de bioimpedância InBody R20 (Biospace Co, Ltd., Seoul, Korea) e medido com uma fita métrica convencional. Em seguida foram marcados 17 pontos articulares, com fita adesiva preta, no corpo do atleta de modo a serem mais facilmente identificados pelas seis câmaras.

**Quadro 2 - Nomenclatura atribuídos a cada um dos pontos referidos na Figura 1 baseado no modelo de Zatsiorsky *et al.* (1990), adaptado por de Leva (1996).**



Pontos	
1	Vértex
2	Lóbulo orelha direita
3	Ombro direito
4	Cotovelo direito
5	Punho direito
6	Dedo direito
7	Ombro esquerdo
8	Cotovelo esquerdo
9	Punho esquerdo
10	Anca direita
11	Joelho direito
12	Tornozelo direito
13	Pé direito
14	Anca esquerda
15	Joelho esquerdo
16	Tornozelo esquerdo
17	Pé esquerdo

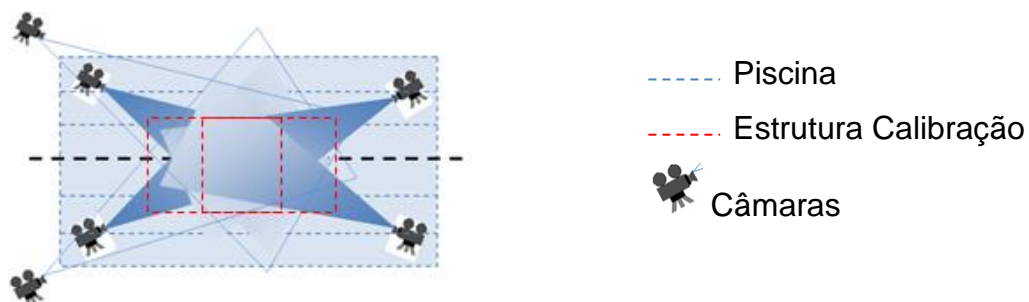
**Figura 1 - Esquema de pontos articulares marcados no nadador baseado no modelo de Zatsiorsky *et al.* (1990), adaptado por de Leva (1996).**

Foram utilizados 17 pontos conforme representado na Figura 1, em vez dos 21 pontos normalmente utilizados Zatsiorsky *et al.* (1990) devido à amputação da mão do nadador e também devido à análise pretendida não necessitar de aumentar o número de pontos na cabeça, no tronco ou nos pés. Para reconstrução do nadador em três dimensões foram utilizadas as percentagens de massa e posição segmentares corporais descritas por Zatsiorsky *et al.* (1990) e descritas no Quadro 3.

**Quadro 3 - Valores extraídos do modelo de reconstrução do CM de Zatsiorsky *et al.* (1990) adaptado por de Leva (1996).**

	Massa (%)	Posição Longitudinal Centro de Massa (%)
Cabeça	6.94	59.76
Braço direito	2.71	57.72
Antebraço direito	1.62	45.74
Mão direita	0.61	79.00
Braço esquerdo	2.71	57.72
Antebraço esquerdo	1.62	45.74
Tronco	43.46	44.86
Coxa direita	14.16	40.95
Canela direita	4.33	44.59
Pé esquerdo	1.37	44.15
Coxa esquerda	14.16	40.95
Canela esquerda	4.33	44.59
Pé esquerdo	1.37	44.15

Foram colocadas 6 câmaras de vídeo (Sony® HDR-CX160E, Tokyo, Japan) para análise cinemática 3D, 4 câmaras subaquáticas protegidas por caixas estanques (Sony® SPK-CXB waterproof box, Tokyo, Japan) e 2 câmaras aéreas, com se pode observar na Figura 2.



**Figura 2 - Esquema ilustrativo da posição das câmaras e da estrutura de calibração na piscina.**

Foi utilizado um calibrador com 6 m de comprimento, 2,5 m de altura e 2 m de largura, tal como podemos ver na Figura 3, para calibração e sincronização de todas as câmaras. Posteriormente, os vídeos recolhidos durante o protocolo foram tratados através do software Ariel Performance Analysis System (APAS - Ariel Dynamics, San Diego, USA) utilizando a frequência de 50 Hz. A reconstrução tridimensional da ação dos MSs foi feita através do procedimento Direct Linear Transformation (DLT).

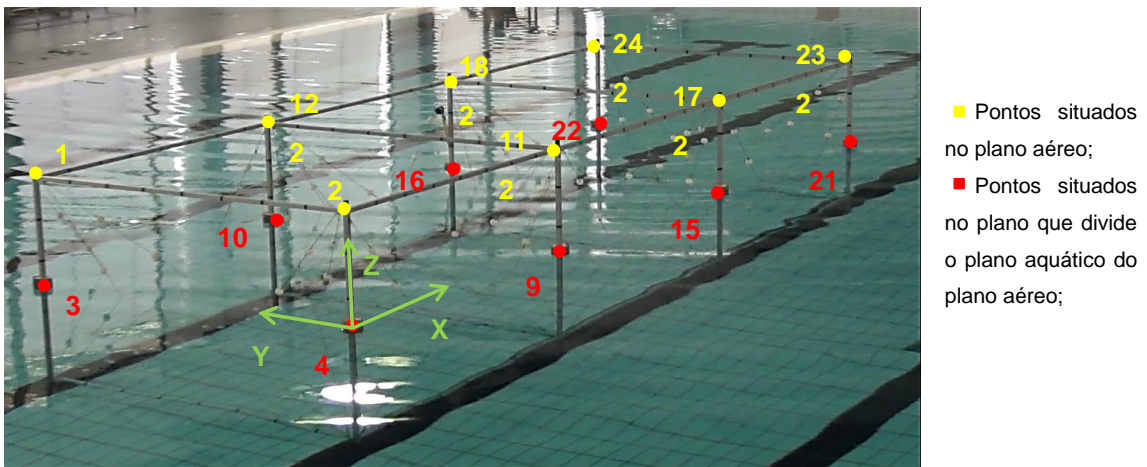


Figura 3 - Vista aérea - Estrutura de calibração com a marcação dos 24 pontos de calibração do sistema Ariel Performance Analysis System (APAS) validado por Figueiredo *et al.* (2011).

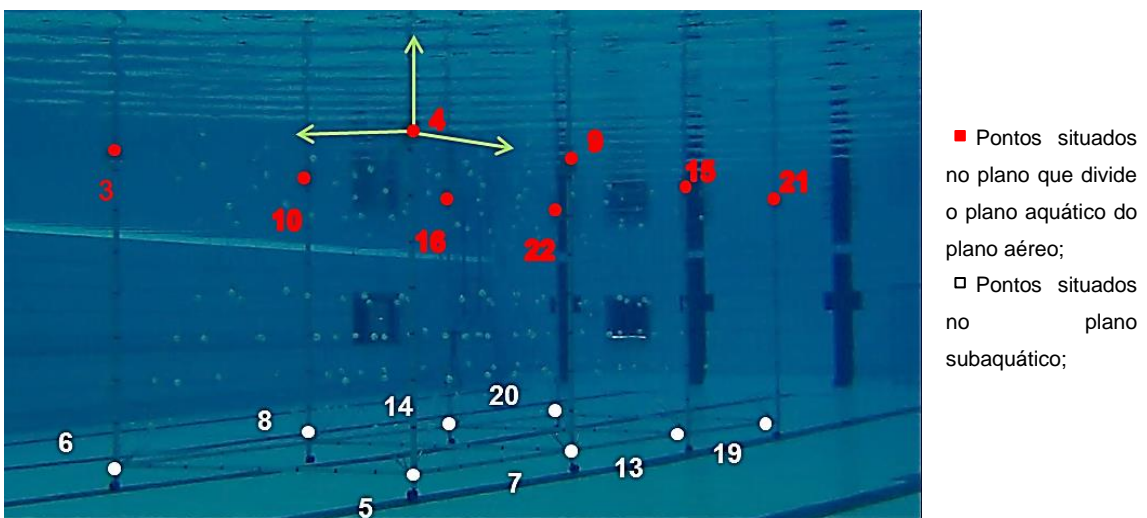


Figura 4 - Vista Subaquática - Estrutura de calibração com a marcação dos 24 pontos de calibração do sistema Ariel Performance Analysis System (APAS) validado por Figueiredo *et al.* (2011).

Durante este protocolo foram avaliados parâmetros influenciadores do desempenho na natação, tendo como componente principal a  $v$ , visto que o objetivo é alcançar o menor tempo numa determinada distância. Assim pode determinar a  $v$  através do produto entre a FG e a distância que o corpo percorre dentro de água em cada ciclo. (Di Prampero, 1986)

Pode também ser calculado através do E (aeróbio e anaeróbio) e C segundo Pendergast *et al.* (2006).

$$v = \frac{E}{C} \quad \text{Equação 1}$$

$$v = DC * FG \quad \text{Equação 2}$$

É possível também através dos dados recolhidos da através do sistema de reconstrução tridimensional (APAS), pois este apresenta a velocidade instantâneo do nado e da sua média em cada patamar.

Segundo Maglischo (1999) a FG é o quociente entre o número de ciclos dos MSs executados numa determinada distância pelo tempo gasto no percurso (TC) pelo número de ciclos realizados pelos MSs, numa unidade de tempo (Figueiredo *et al.*, 2010)

$$FG = \frac{1}{TC} \quad \text{Equação 3}$$

Um ciclo da ação do MS foi definido pelo momento em que o MS não afetado entra na água depois da recuperação aérea e termina no momento o mesmo MS volta a entrar na água, assim foi determinado o TC, para determinação da FG.

Depois da definição do ciclo foi calculada a distância de ciclo (DC), através da distância horizontal média percorrida pelo centro de gravidade (CG) durante a execução de um ciclo completo dos membros superiores do nadador (Craig *et al.*, 1979).

$$DC = \frac{v}{FG} \quad \text{Equação 4}$$

Avaliamos ainda a variação intracíclica da velocidade (VIV) como parâmetro usado para analisar a proficiência da técnica de nado (Craig *et al.*, 2006), a eficiência de nado (Vilas-Boas *et al.*, 2010), o nível de habilidade (Seifert *et al.*, 2010), a comparação entre intensidades de nado (Barbosa *et al.*, 2008) e a técnica (Craig *et al.*, 2006).

$$VIV = C_V = \frac{\sigma}{V_{\text{méd}}} \quad \text{Equação 5}$$

Segundo Chatard *et al.* (1990), Chollet *et al.* (2000), Seifert *et al.* (2004), Seifert *et al.* (2005), a coordenação no nado (IdC) de crol tem sido relacionada com a coordenação do MS, a  $v$  e a experiência do nadador. Assim através do registo vídeo, a ação do MS foi dividido em quatro fases distintas.



Figura 5 - Fases da ação do MS no nado de crol (Chollet *et al.*, 2000).

A fase A (Entrada e Agarre) correspondendo ao tempo de entrada da mão na água até ao início do seu movimento para trás. Seguidamente começam as fases propulsivas do ciclo, a fase B (tração) quando a mão inicia o movimento para trás até a chegada da mão ao plano vertical em relação com ombro e a fase C (empurre) até à saída da mão da água. A recuperação (fase D) correspondente ao tempo de saída da mão da água até à entrada novamente na água.

Através do cálculo do IdC pode ser determinado o modo de coordenação adotado pelo nadador. Se este tiver um IdC nulo (oposição) significa que o nadador realiza uma ação do MS em que a propulsão é ininterrupta entre os dois braços e que a propulsão é igual à duração das fases não-propulsoras. Quando existe um intervalo de tempo não propulsivo entre ações dos MSs

(*catch-up*) o valor de IdC irá ser menos que 0. Pelo contrário, se o nadador sobrepujar as fases propulsivas das ações dos MSs (sobreposição) o valor do IdC será superior a 0.

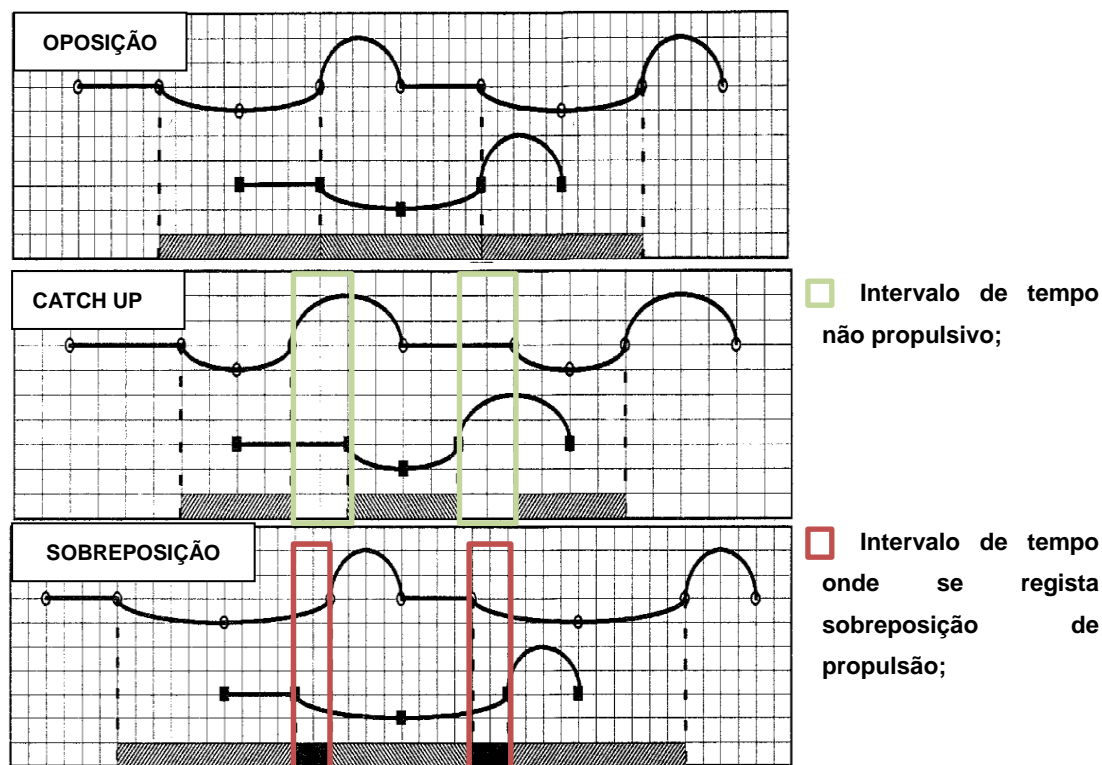


Figura 6 - Modelo ilustrativo dos três modelos de coordenação, adaptado de Chollet *et al.* (2000).

Apesar de ser uma ferramenta válida para a avaliação de nadadores quando se aplica este modelo de IdC em nadadores com amputações deparamo-nos com alguns problemas de definição. Para ultrapassar as dificuldades encontradas, Osborough *et al.* (2010) criou uma versão adaptada do Índice de Coordenação (IdCadapt) já abordada anteriormente por Persyn *et al.* (1979) e Rouard *et al.* (1990). Este novo modelo definiu um método diferente de definição das fases da ação do MS, determinadas assim a partir do ângulo formado pela posição do ombro com o cotovelo do vetor em relação à horizontal (Osborough *et al.*, 2010).

Tal como no IdC foram determinadas quatro fases (Figura 7): a fase A (entrada e deslize) - Esta inicia-se com a entrada do cotovelo na água, ângulo  $0^{\circ}$ , e termina numo ângulo de  $25^{\circ}$ , formado pelo ombro-cotovelo com a horizontal; a fase B (tração) - Esta inicia-se no final da fase A até que seja atingido um

ângulo de 90° com a horizontal pelo ombro-cotovelo; a fase C (empurre) – Esta inicia-se no final da Fase B até que seja atingido um ângulo de 155° com a horizontal pelo ombro-cotovelo; e por final fase D (recuperação) - Esta inicia-se no final da Fase C até que o ombro-cotovelo perfaça os 360° e volte a entrar na água.

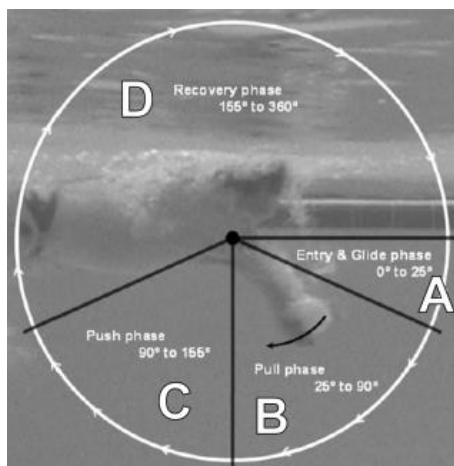


Figura 7 - Divisão das fases da ação do MS: Entrada e desliz (A); Tração (B); Empurre (C); e Recuperação (D) para um nadador amputado de braço. Adaptada de Osborough *et al.* (2010)

Para determinação do  $IdC_{adapt}$  foram utilizadas as seguintes fórmulas matemáticas:

$$IdC_{af} = \frac{(\text{Tempo final Fase C}_{af} - \text{Tempo inicial Fase B}_{naf}) * 100}{TC_{af}} \quad \text{Equação 6}$$

$$IdC_{naf} = \frac{(\text{Tempo final Fase C}_{naf} - \text{Tempo inicial B}_{af}) * 100}{TC_{naf}} \quad \text{Equação 7}$$

$$IdC_{adapt} = \frac{IdC_{af} + IdC_{naf}}{2} \quad \text{Equação 8}$$

Avaliamos ainda eficiência propulsiva da ação do MS através do valor da  $v$ , da FG e da distância do ombro ao punho (L), em vez da distância do ombro ao dedo, visto o nadador ser amputado de uma mão e para ser mais correta a comparação entre os MSs, calculado através do comprimento e ângulo do

braço. A  $v$  é multiplicada por 0.9 devido á propulsão realizada pelos MIs na técnica de crol ser de 10% e 90% pelos MSs (Zamparo *et al.*, 2005).

$$\eta_p = \left( \frac{v * 0.9}{2\pi * FG * L} \right) * 2\pi \quad \text{Equação 9}$$

Foram também avaliados diretamente e continuamente alguns parâmetros energéticos, tais como o  $VO_2$  e FC, usando um snorkel respiratório especificam para utilização em meio aquático (Figura 8 (a) - Aquatrainer, Cosmed, Roma, Itália) conectado ao analisador de gases portátil telemétrico (Figura 8(b))(Baldari *et al.*, 2013).

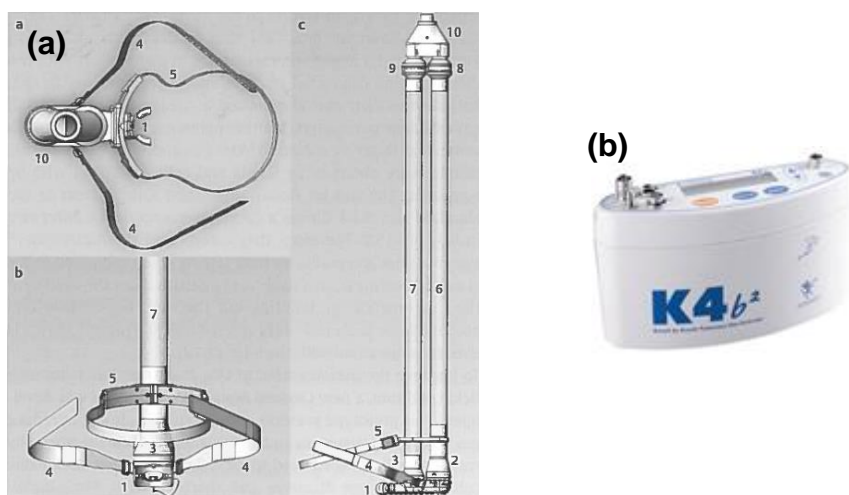


Figura 8 – (a) - Snorkel respiratório – Aquatrainer®; (b) - Sistema de analisador de gases K4b<sup>2</sup>.

Através do protocolo descrito foi possível determinar também o  $VO_{2max}$ , através de critérios fisiológicos tradicionais primários ou secundários. A ocorrência de um platô no consumo de oxigênio, apesar de um aumento na velocidade de nado e dos níveis  $[La^-]$  ( $\geq 8$  mmol/L), da relação de troca respiratória elevada ( $\geq 1.0$ ), ritmo cardíaco elevado ( $>90\%$  da  $[220-idade]$ ) e da percepção da exaustão.

Foi realizada a recolha de uma amostra de sangue capilar no lóbulo da orelha do nadador para análise do  $[La^-]$ , em repouso, durante os intervalos de 30 s entre patamares no final do exercício (1<sup>o</sup>, 3<sup>o</sup> e 5<sup>o</sup> min) Para estas recolhas foi

utilizado um analisador portátil de lactato (Pro Lactato, Arkay, Inc., Kyoto, Japão). O Lan, a vLan foi determinado através da curva de [La<sup>-</sup>] vs. v, pelo ponto de interceção entre um par de regressões, linear e exponencial, usadas para determinar o ponto exato para o início de um aumento exponencial como podemos constatar na Figura 9.

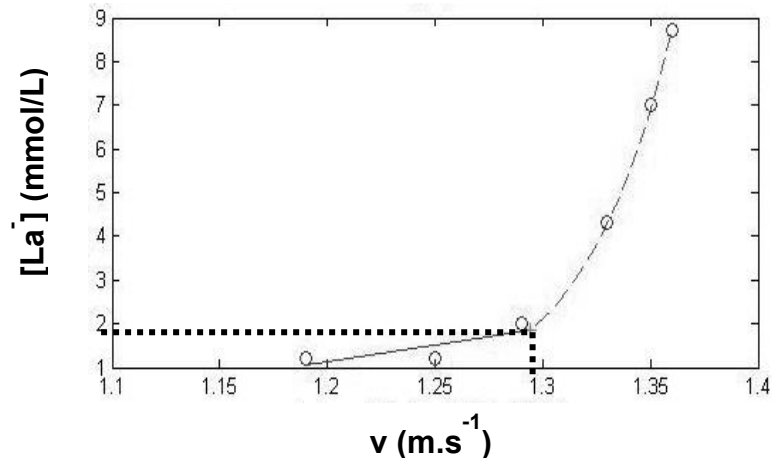


Figura 9 - Cálculo do Lan através método de modelagem da curva [La<sup>-</sup>] vs. v (Fernandes *et al.*, 2010b)

O E e o C são parâmetros interligados com a v, com o consumo de oxigénio e com o lactato. Segundo Di Prampero *et al.* (1978) o dispêndio energético é calculado através do VO<sub>2net</sub> e o [La<sup>-</sup>]<sub>net</sub> transformado em equivalentes O<sub>2</sub>. Através dos valores determinamos o C através da divisão entre o máximo E e a v (Di Prampero, 1986; Barbosa *et al.*, 2005).

$$E = VO_{2net} + K \cdot [La^-]_{net} \quad \text{Equação 10}$$

$$C = \frac{E}{v} \quad \text{Equação 11}$$

### **3.3. Análise Estatística**

Métodos estatísticos padrão foram utilizados para a estatística descritiva, calculado de médias, desvios-padrão, valores máximos e mínimos.

A análise estatística foi realizada utilizando o software IBM SPSS® Statistics, versão 20 para cálculo do grau de correlação entre as variáveis biomecânicas e bioenergética, com base no coeficiente de correlação de Spearman, e com base no teste não paramétrico de Wilcoxon foi feita a comparação entre as percentagens de cada ação do MS.



## 4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Os valores da avaliação biomecânica e bioenergética do nadador foram determinados para cada patamar começando pela  $v_{méd}$  e desvios-padrão correspondente para tempos de patamar de 2.47 min (1º patamar), 2.40 min (2º patamar), 2.34 min (3º patamar), 2.28 min (4º patamar), 2.23 min (5º patamar) e 2.18 min (6º patamar). Observou-se que com o aumento da  $v_{méd}$  a cada patamar existe uma tendência ao aumento dos valores de FG, tal como se pode constatar no Quadro 4.

**Quadro 4 - Média  $\pm$  desvio padrão dos valores da velocidade ( $v_{méd}$ ), frequência gestual (FG), distância de ciclo (DC) e eficiência propulsiva ( $\eta_p$ ) relativos a cada patamar.**

Patamares	$v_{méd}$ ( $ms^{-1}$ )	Não afetado		Afetado		DC (m)
		FG (Hz)	FG (ciclo.min <sup>-1</sup> )	FG (Hz)	FG (ciclo.min <sup>-1</sup> )	
1	1.15 $\pm$ 0.18	0.59	35.4	0.61	36.6	2.00
2	1.17 $\pm$ 0.16	0.62	37.2	0.63	37.8	1.87
3	1.22 $\pm$ 0.17	0.68	40.8	0.66	39.6	1.86
4	1.22 $\pm$ 0.20	0.69	41.4	0.66	39.6	1.86
5	1.30 $\pm$ 0.51	0.72	43.2	0.68	40.8	1.75
6	1.33 $\pm$ 0.25	0.79	47.4	0.77	46.2	1.61

Quando observamos os parâmetros relacionados com a coordenação e eficiência da ação do MS verifica-se que os valores do  $IdC_{adapt}$  apresentam valores superiores no membro não afetado em relação ao afetado, em contraposição o nível de eficiência do membro amputado apresenta valores superiores. A VIV apresenta um incremento acompanhando o aumento da  $v$  a cada patamar observar no Quadro 5.

**Quadro 5 - Valores da variação intracíclica da velocidade (VIV), média  $\pm$  desvio padrão dos valores do índice de coordenação adaptado ( $IdC_{adapt}$ ), valores do índice de coordenação e eficiência propulsiva ( $\eta_P$ ) para cada MS, relativos a cada patamar.**

Patamares	VIV x	$IdC_{adapt}$ (%)		$\eta_P$ (%)	$IdC_{adapt}$ (%)		$\eta_P$ (%)
		Média	Não afetado		Afetado		
1	0.15	-22.1 $\pm$ 5.4	-25.9	34.3	-18.3	38.5	
2	0.13	-24.3 $\pm$ 7.7	-29.7	33.2	-18.8	40.5	
3	0.14	-22.9 $\pm$ 6.4	-27.4	32.8	-18.4	48.5	
4	0.17	-22.5 $\pm$ 9.5	-29.2	35.9	-15.8	41.0	
5	0.19	-21.3 $\pm$ 8.8	-27.5	33.3	-15.1	35.1	
6	0.20	-22.7 $\pm$ 3.8	-25.4	29.2	-20.0	39.8	

Observando o Quadro 6, os valores de correlação entre as variáveis estudadas encontram-se correlações significativas entre a FG dos dois MSs e entre a  $v$  e as FG do membro afetado e não afetado. É interessante ressaltar também a correlação significativa entre a  $\eta_P$  do membro afetado com o valor médio do  $IdC_{adapt}$ .

**Quadro 6 - Tabela de correlação entre os parâmetros biomecânicos avaliados.**

	$v$	$FG_{naf}$	$FG_{af}$	DC	IVV	$IdC_{adapt}$	$IdC_{adapt\ naf}$	$\eta_P\ naf$	$IdC_{adapt\ af}$
$FG_{naf}$	.870								
	.024								
$FG_{af}$	.882*	.986**							
	.020	.000							
DC	-.294	-.638	-.647						
	.572	.173	.165						
IVV	.899*	.771	.725	-.087					
	.015	.072	.103	.870					
$IdC_{adapt}$	.551	.200	.145	.493	.771				
	.257	.704	.784	.321	.072				
$IdC_{adapt\ naf}$	.377	.257	.319	-.203	.371	.257			
	.461	.623	.538	.700	.468	.623			
$\eta_P\ naf$	-.370	-.516	-.616	.431	-.152	.334	-.395		
	.471	.295	.193	.393	.774	.518	.439		
$IdC_{adapt\ af}$	.319	-.029	-.087	.551	.429	.771	-.314	.638	
	.538	.957	.870	.257	.397	.072	.544	.173	
$\eta_P\ af$	-.426	-.203	-.162	-.544	-.696	-.812*	-.290	.062	-.406
	.399	.700	.759	.264	.125	.050	.577	.908	.425

\*.  $p < 0.05$

\*\*. $p < 0.01$

Para melhor compreensão do movimento executado pelos MS do nadador durante um ciclo da ação do MS, foram utilizados os valores médios da  $v$  dos antebraços para cada patamar podendo assim observar que as fases A e D apresentam curvas idênticas em ambos os MSs, mas nas fases B e C (fases propulsivas) o membro afetado apresenta valores superiores. Na fase B o braço afetado além de apresentar velocidades superiores também apresenta uma grande variação, enquanto o MS não afetado mantém a velocidade relativamente constante.

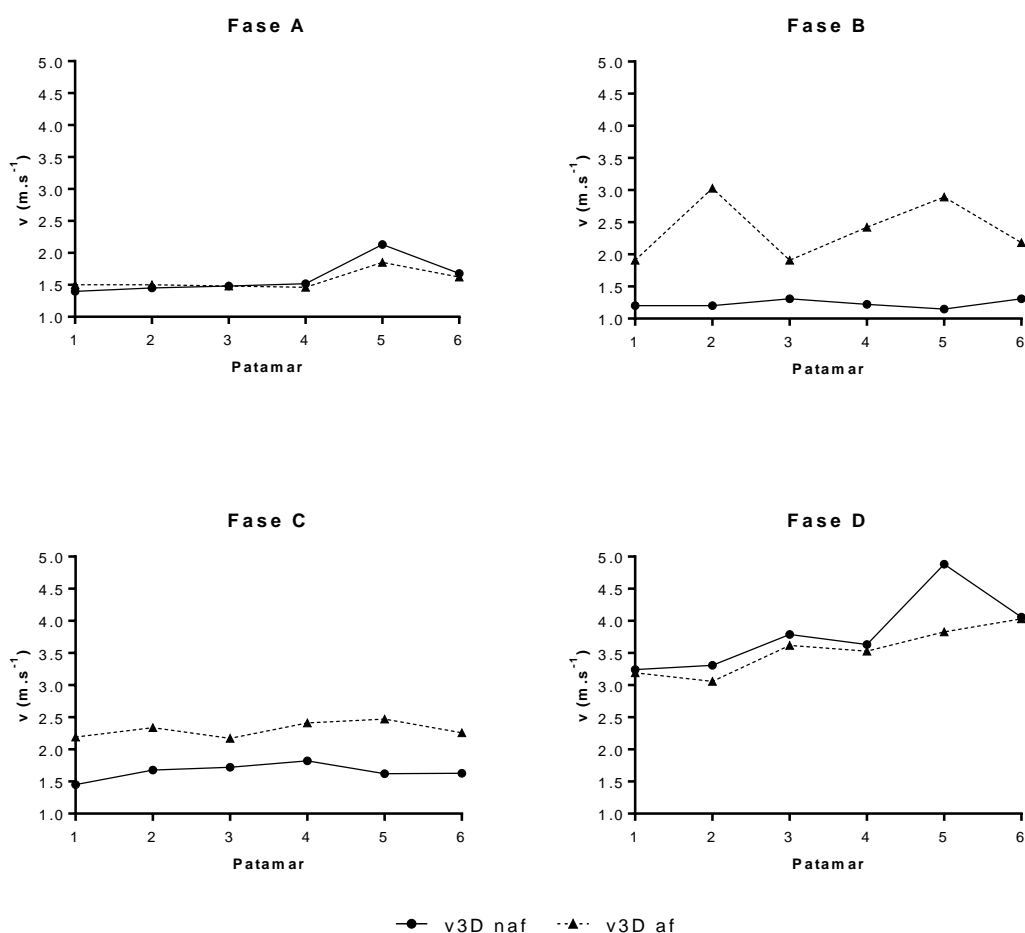


Figura 10 - Representação gráfica das  $v_{3D\text{ af}}$  e  $v_{3D\text{ naf}}$  dos MS separadamente, em cada patamar, criado através dos resultados apresentados no Anexo 1 e 2.

Na Figura 11 temos uma representação gráfica comparativa das variações das velocidades do antebraço em cada fase da ação do MS em cada patamar. Podemos observar que o membro afetado apresenta grande variabilidade na fase B e D enquanto o membro não afetado apresenta as fases propulsivas (B e C) com uniformidade.

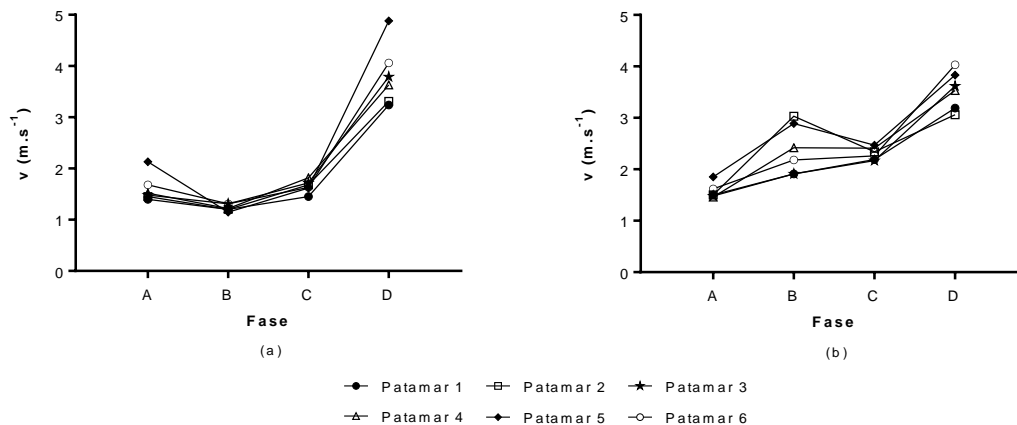
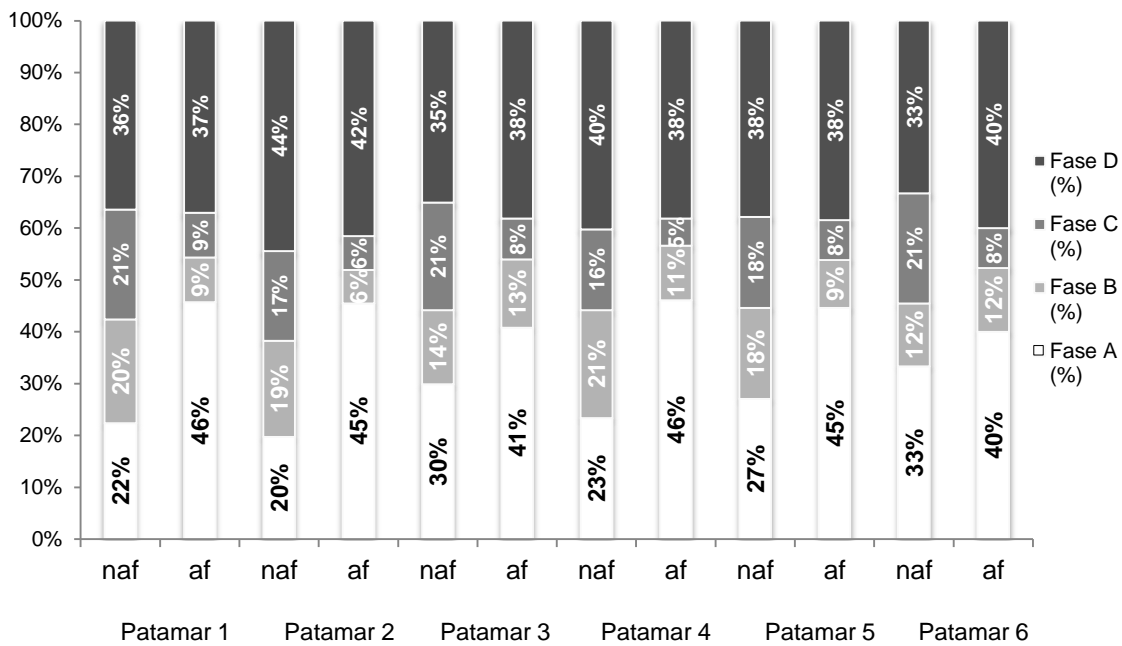


Figura 11 - Gráficos relativos á v 3D naf (a) e v 3D af (b) dos MS separadamente, em cada patamar, criado através dos resultados apresentados no Anexo 1 e 2.

Se caracterizarmos as fases de ação do MS quanto ao tempo e percentagem de cada fase é possível observar-se na Figura 12 que o tempo passado nas fases propulsivas (fase B e C) pelo braço afetado é muito pequeno relativamente ao braço não afetado. Podemos comprovar essa diferença através do Quadro 7, onde é apresentado a média das percentagens de tempo passado em cada fase nos 6 patamares e a significância entre membros. As diferenças são realmente significativas nas fases A, B e C, apenas a fase D (recuperação) apresenta valores semelhantes em ambos os membros.



**Figura 12 - Percentagem relativa ao tempo gasto em cada fase de nado.**

**Quadro 7 - Valores médios e desvios-padrão das fases da ação do MS para cada MS nos 6 patamares, mínimos e máximos e significâncias da comparação dos valores do membro afetado com o não afetado.**

	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Significância
Fase A <sub>naf</sub>	27.0	3.4	21.6	31.7	0.028
Fase A <sub>af</sub>	41.5	1.6	39.5	43.9	
Fase B <sub>naf</sub>	18.3	2.8	14.3	22.2	0.046
Fase B <sub>af</sub>	13.4	3.2	9.8	19.2	
Fase C <sub>naf</sub>	18.6	1.6	15.9	20.6	0.028
Fase C <sub>af</sub>	6.88	0.9	5.3	7.9	
Fase D <sub>naf</sub>	36.2	2.1	33.3	39.2	0.173
Fase D <sub>af</sub>	38.2	3.1	32.9	42.1	

Através dos valores obtidos através da análise do K4b<sub>2</sub> e da recolha de sangue capilar durante o protocolo determinamos os valores de alguns parâmetros bioenergéticos importantes para a caracterização do nadador. Quanto aos valores obtidos para o [La-], VO<sub>2</sub>/kg, E e C apresentam um crescimento progressivo com o aumento da velocidade a cada patamar.

**Quadro 8 – Quadro com os valores relativos aos parâmetros bioenergéticos em patamar incremental.**

Patamar	[La] (mmol/L)	La <sub>net</sub> (mmol/L)	VO <sub>2</sub> /kg [ml/(kg.min)]	E (ml/kg/min)	C (J.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )
1	1.20	0.3	39.7	32.9	9.6
2	1.20	0.0	40.3	32.3	8.9
3	2.00	0.8	41.3	35.1	9.5
4	4.30	1.3	56.5	50.8	13.3
5	7.00	2.7	55.9	51.8	13.4
6	8.70	1.7	57.5	52.4	13.4

Os valores calculados para este protocolo foram para o Lan de 1.83 mmol.L<sup>-1</sup> e da vLan 1.29 m.s<sup>-1</sup> como se pode observar na Figura 9. Relativamente aos valores de VO<sub>2</sub>, o nadador apresentou valores de VO<sub>2máx</sub> de 57.5 mL.Kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>, e de vVO<sub>2máx</sub> de 1.36 m.s<sup>-1</sup> correspondente á v do último patamar, atingindo assim o Lan aos 94.9% da vVO<sub>2máx</sub>. Os valores do C e do E apresentam valores médios de 42.6±10.0 ml/kg/min e 11.35±2.2 J.kg<sup>-1</sup>.m<sup>-1</sup>, respetivamente. Foram encontradas inúmeras correlações fortemente significativas entre os parâmetros biomecânicos e bioenergéticos, como pudemos constatar no quadro abaixo.

**Quadro 9- Quadro de correlação entre os parâmetros biomecânicos e bioenergético.**

	C	v	FG <sub>naf</sub>	FG <sub>af</sub>	DC	IVV	IdC <sub>adapt naf</sub>	IdC <sub>adapt af</sub>	IdC <sub>adapt</sub>	η <sub>P naf</sub>	η <sub>P af</sub>
E	.928**	.928**	.943**	.928**	-.522	.886*	.486	.086	.429	-.257	-.257
	.008	.008	.005	.008	.288	.019	.329	.872	.397	.623	.623
C		.882*	.812*	.765	-.206	.986**	.464	.290	.696	0.000	-.551
		.020	.050	.077	.696	.000	.354	.577	.125	1.000	.257

\*. p < 0.05 \*\*. p < 0.01

## 5. DISCUSSÃO

Neste capítulo discutem-se dois pontos importantes do estudo, as metodologias utilizadas para melhor compreensão do porquê da utilização das mesmas, e a discussão dos resultados obtidos, tentando sempre que possível obter suporte em resultados de estudos anteriormente realizados.

### 5.1. Discussão da metodologia

Para a realização de um diagnóstico fisiológico e biomecânico combinado de desempenho da natação é possível implementar uma avaliação dos valores de concentração de lactato sanguíneo  $[La^-]$  em diferentes intensidades de exercício é muitas vezes realizado em atletas de diferentes níveis.

Segundo Mader *et al.* (1978 ) o valor de  $[La^-]$  no sangue estava fixado em  $4 \text{ mmol.L}^{-1}$ , avaliado por um teste bem conhecido de “two speed test”. Mas existiam algumas questões a colocar relativas a este método e na sua utilização nos dias de hoje (Fernandes *et al.*, 2010b). O valor fixado de  $4 \text{ mmol.L}^{-1}$  pelo estudo anteriormente falado, não tem em consideração as variações individuais da curva de  $[La^-]$ , pois os valores encontrados eram todos inferiores. (Fernandes *et al.*, 2011)

O protocolo utilizado foi de  $n \times 200\text{m}$ , permitindo uma avaliação conjunta dos parâmetros metabólicos e ventilatórios. Avaliando assim no mesmo protocolo o  $La^-$  e o  $VO_{2\text{máx}}$  como podemos constatar no estudo de Fernandes *et al.* (2011), onde foram comparados 3 protocolos incrementais,  $n \times 200\text{m}$ ,  $n \times 300\text{m}$  e  $n \times 400\text{m}$ , não foram encontradas variações significativas na obtenção do plateau de  $VO_2$ . Fazendo assim a sugestão da utilização do  $n \times 200\text{m}$  para este tipo de avaliação pois é mais rápido e fácil de aplicar. Estudos como os de Barbosa *et al.* (2006) e Sousa (2011) utilizaram já este tipo de protocolo para avaliar os mesmos parâmetros pretendidos.

Quanto à definição da metodologia a utilizar para a caracterização do nadador relativamente aos parâmetros biomecânicos, foi escolhida uma análise 3D através da reconstrução feita pelo sistema computacional APAS. Payton *et al.*

(1995) estudou esta metodologia e concluiu que era possível estimar as contribuições das forças de propulsão e descrever a técnica de nado de uma forma quantitativa através deste modelo. Mais recentemente foi realizado um estudo comparativo dos perfis cinemáticos 2D e 3D do quadril e CM, para quantificar a magnitude do erro no cálculo do VIV na técnica de crol numa intensidade moderada, chegando à conclusão que na análise a 2D existe um nível de erro maior comparada com a utilização de uma análise 3D, mas em contraponto a análise 2D é de mais fácil aplicação e com menor dispêndio de tempo e material. (Fernandes *et al.*, 2012a)

Segundo Vilas-Boas *et al.* (2010) existem varias abordagem a ter em conta quando se pretende determinar o VIV, através: (i) da diferença entre o valor máximo e mínimo da velocidade instantânea ( $v_i$ ); (ii) do rácio entre a  $v$  com a diferença entre os valores mínimo e máximos da  $v_i$ ; (iii) do número transformado de Strukhal; (iv) do rácio entre as velocidades mínimas e máximas na ação dos MIs e MSs com o valor médio dentro do ciclo da ação do MS;  $v_{méd}$  do coeficiente de variação ( $C_v$ ), este calculado com base no desvio-padrão ( $\sigma$ ) e no valor da  $v$ . Este é o único método sensível à velocidade média e não à velocidade instantânea como acontece nos outros métodos, sendo assim matematicamente o método mais preciso.

## **5.2. Discussão dos resultados**

Neste capítulo serão discutidos os resultados obtidos das componentes biomecânicas e bioenergéticas determinadas através do protocolo de  $n \times 200$  m, procurando evidenciar a importância deste tipo de avaliação para o treino, na natação adaptada e talvez na classificação dos nadadores. Para isso tentamos encontrar sempre que possível resultados comparativos em estudos com nadadores com as mesmas características do nosso nadador. Se assim não for possível devido falta de investigação será feita a comparação com nadadores sem qualquer deficiência mas com o mesmo nível de desempenho.

O nosso nadador apresentou valores médios de FG no membro não afetado de  $40.8 \pm 4.2$  ciclo/min e de FG no membro afetado de  $39.6 \pm 3.6$  ciclo/min, e DC de

1.85±0.12 m a cada patamar, muito semelhantes aos apresentados por Satkunskiene *et al.* (2005), mas obtidos a velocidades diferentes, pois não foi utilizado um protocolo incremental. No estudo referido foram avaliados 3 grupos de nadadores com classificações diferentes mas agrupados por modelo de IdC, os valores do Grupo 2 (IdC > 0 – modelo de sobreposição) observados foram os mais semelhantes com os do nosso nadador, FG (36.38±4.83 ciclo/min) e DC (1.85 ±0.37 m). Foram encontradas correlações fortes entre a  $v$  e a FG dos dois MS, corroborado pelo mesmo estudo, e muito fortes entre a FG do membro afetado e do não afetado.

Se compararmos os valores obtidos com os determinados por Osborough *et al.* (2009), onde foram avaliados três nadadores do sexo masculino com amputações pelo cotovelo na classe S8 e S9, estes correspondem aos obtidos a 75/80% da velocidade máxima. Será que isto acontece devido aos protocolos utilizados, pois foram utilizados diferentes protocolos, o utilizado por Osborough *et al.* (2009) não foi um teste incremental mas sim um teste de velocidade máxima 7x25m em 75%, 80%, 85%, 90%, 95% e 100% da velocidade máxima de nado de cada participante (SSmax)

Os valores de VIV determinados apresentaram uma variação muito grande durante os patamares principalmente no 5º patamar, onde apresenta um crescimento exponencial que poderá estar relacionada com o aumento da  $v$ , diminuição da  $\eta_P$  o que indica que o nadador já estaria a realizar a prova em esforço. Diferentes resultados encontrou Seifert *et al.* (2010), pois este apresenta uma estabilidade nos valores obtidos nos diversos patamares. Comparando agora com a avaliação á VIV realizada por Payton *et al.* (2006), percebemos que a VIV do nosso nadador apresenta valores baixos, que pode ser explicado pela amostra do estudo, visto serem nadadores amputados pelo cotovelo e com velocidades de nado em provas de 100 m inferiores ao do nosso nadador.

Relativamente aos valores de IdC<sub>adapt</sub> encontrados em todos os patamares, podemos concluir que o nadador apresenta uma coordenação em *catch-up*, segundo Osborough *et al.* (2010). Quanto aos valores médios separadamente em cada MS, o IdC<sub>adapt naf</sub> (-27.2±1.8%) e IdC<sub>adapt af</sub> (18.3±1.4%) comparados

com os valores de Osborough *et al.* (2010) observamos que o nosso nadador apresenta valores baixos. O membro afetado atinge valores mais altos de coordenação que o membro não afetado o que contraria o estudo referido. Estas diferenças podem ser causadas pela diferença no nível de amputação, pois os nadadores do estudo eram classificados como S9 mas com amputações ao nível do cotovelo. No mesmo estudo a correlação entre a coordenação nos dois MS não apresentava diferenças significativas, tal como podemos verificar também no Quadro 6 do nosso estudo.

Avaliamos também a eficiência propulsiva ( $\eta_P$ ) separadamente em cada MS, observamos que o membro afetado apresenta uma eficiência maior que o membro não afetado. Estudando a equação de cálculo deste parâmetro percebemos que a L e a FG interferem em grande forma com a eficiência. Visto os valores de FG e o L do membro afetado serem sempre inferiores ao membro não afetado faz com que a eficiência seja maior nesse membro. Ao nível do movimento efetuado pelo nadador pode perceber-se que a profundidade da ação do MS do membro afetado é menor, pois este não irá exercer a mesma força sobre a água como o outro membro. Este resultado poderá mostrar um problema de falta de apoio e sustentação do lado no membro afetado devido á ausência da mão.

Ao realizarmos a caracterização das quatro fases da ação do MS do nosso nadador, utilizamos os dados referentes à  $v$  do antebraço nas suas três dimensões. Payton *et al.* (2006) obteve valores de velocidade na fase C para o membro afetado inferiores aos do membro não afetado, mas no nosso estudo podemos encontrar tanto na fase B como na C, o membro afetado alcança velocidades superiores, como pudemos ver na Figura 10. Podendo estar relacionado com o nível de amputação diferente. Nas outras fases, os antebraços apresentam valores semelhantes ao longo dos patamares, acontecendo um pequeno aumento de velocidade no 5º patamar, podendo estar ligado ao esforço.

No estudo de Satkunskiene *et al.* (2005) a caracterização das fases relativa às percentagens médias passadas em cada fase da ação do MS é dividida por grupos de nadadores por tipo de IdC, e o grupo com o modelo de coordenação

em *catch-up* apresentam valores médios de: (i) Fase A ( $30.72 \pm 3.26\%$ ); (ii) Fase B ( $23.43 \pm 4.25\%$ ); (iii) Fase C ( $20.59 \pm 5.02\%$ ); e Fase D ( $25.26 \pm 4.00\%$ ). Os valores determinados para o nosso nadador foram bastante diferentes, a fase A e D concentra  $63 \pm 9\%$  do tempo da ação do MS para o membro não afetado enquanto o membro afetado alcança os  $83 \pm 4\%$ , quanto às fases propulsivas (fases B + C) estas apresentam valores médios para o membro afetado ( $17 \pm 4\%$ ) e para o não afetado ( $36 \pm 6\%$ ). No estudo referido anteriormente, a distribuição do tempo de cada fase parece ser mais equilibrada. Os valores comparativos podem ter uma grande margem para erro pois no grupo de nadadores comparado encontram-se dois atletas com paraplegia (S4), mas não resultados obtido não se assemelham a nenhum dos grupos do estudo.

Quanto aos parâmetros bioenergéticos utilizados para a caracterização, os valores obtidos para o  $VO_2$ ,  $[La^-]$ , C e E demonstram um crescimento com o aumento da  $v$  de cada patamar. Os valores do C e do E alcançados pelo nosso nadador estão idênticos aos apresentados por Fernandes *et al.* (2010a).

Para um protocolo incremental de  $7 \times 200$  m, Fernandes *et al.* (2011) obteve valores de  $Lan$  ( $2.1 \pm 0.1$  mmol/L) superiores aos obtidos neste estudo e de  $vLan$  ( $1.10 \pm 0.04$  m.s<sup>-1</sup>) inferiores. Laffite *et al.* (2004) obteve valores de  $93.1 \pm 5.4\%$  para a  $v$  de  $1.60 \pm 0.04$  m.s<sup>-1</sup> que demonstram que o nosso nadador atinge o  $Lan$  a percentagens de  $VO_2$  idênticas mas para velocidades mais baixas. O nadador estudado apresenta valores semelhantes a nadadores fundistas, ou seja, nadadores que utilizam preferencialmente o metabolismo aeróbio para realização de longas distâncias, o que demonstra alguma problemática relativa ao treino e às provas que o nosso nadador realiza. O valor do  $Lan$  apresenta-se muito próximo do alcance do  $VO_{2\text{ máx}}$ , típico de fundistas como comprovado por Alexiou *et al.* (1998).

A relação encontrada entre os parâmetros biomecânicos e bioenergéticos é de grande significância entre o C e o E, excepto comparado com o  $IdC$  e com a  $\eta_P$ , pois esta última apresenta uma correlação negativa em ambos os membros, significando que é inversamente proporcional.



## 6. CONCLUSÕES

A caracterização biomecânica e bioenergética de um nadador com deficiência motora, com um bom nível de desempenho da classe S9, permitiu concluir que:

- Existem poucos ou nenhuns estudos onde caracterizem os nadadores com deficiência motora, por classes ao nível dos parâmetros abordados neste estudo.
- O nadador avaliado apresenta valores diferentes de nadadores classificados com a mesma classe mas com níveis de amputações diferentes.
- As diferenças entre os dois MSs são significativamente diferentes ao nível da FG e na percentagem de tempo passado em cada fase de ação do MS, nas fases A, B e C.
- Os valores dos parâmetros bioenergéticos apresentam características normais para nadadores de provas de fundo, quando o nadador compete em provas de curta distância.

Devemos ter em consideração que este estudo foi um estudo caso e que por isso mesmo pode apresentar alguns valores não representativos. Por isso acharmos necessária uma investigação mais aprofundada para uma caracterização mais fiável, fidedigna e pormenorizada de cada classe na natação adaptada.

Percebemos que através dos resultados obtidos para a caracterização da ação do MS, que é necessário perceber o desnível e a descompensação de desempenho entre os dois MSs, o estudo da flutuação e rotação do tronco durante o nado aquando da ação do MS com a o MS afetado será um assunto interessante a estudar, pois percebemos que os momentos de propulsão são mínimos e portanto terá que existir uma compensação por parte do MS

afetado. Além deste aspeto também será possível estudar a propulsão efetuada pelo MS afetado relativamente à mão do MS não afetado para perceber o desnível de propulsão entre os dois.

Sabemos também que esta caracterização terá que ser adaptada a cada tipo de deficiência e direcionada para as dificuldades ou incapacidades que cada classe apresente, para que os resultados demonstrem o desequilíbrio e se possa pensar, ao nível do treino, o que será possível fazer para melhorar a performance desportiva do nadador. Por isso acreditar que este estudo seja uma pequena parte para a investigação mais individualizada e específica de nadadores com deficiência, pois só assim se conseguirá perceber como treinar um nadador de modo a que a sua deficiência interfira o menos possível no seu desempenho.

Este foi um estudo caso realizado apenas com um nadador, devido principalmente a falta de amostra em Portugal, pois temos um número considerável de nadadores a participarem nas provas nacionais, mas na sua maioria apresenta um nível de desempenho baixo a muito baixo, para além de não haver um número significativo de atletas com o mesmo tipo de deficiência. O ideal e pensado inicialmente seria a realização de um estudo com um grupo de nadadores com o mesmo nível de desempenho e na mesma classe, para tornar os resultados mais fiáveis e corretos. Visto não ter sido possível, é uma sugestão para próximos estudos a realização desse tipo de investigação.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abrantes, G. M. (2006). *Natação paraolímpica: manual de orientação para professores e educação física*. Brasília, Brasil: Comitê Paralímpico Brasileiro.
- Alexiou, S., Fahantidou, A., Koutlianos, N., & Koutlianos, A. (1998). Lactate kinetics and performance in marathon swimming. *Medical Science Research*, 26(3), 203-205.
- Aspenes, S. T., & Karlsen, T. (2012). Exercise-training intervention studies in competitive swimming. *Sports Medicine*, 42(6), 527-543.
- Baldari, C., Fernandes, R. J., Meucci, M., Ribeiro, J., Vilas-Boas, J. P., & Guidetti, L. (2013). Is the new AquaTrainer® snorkel valid for VO<sub>2</sub> assessment in swimming? *International Journal of Sports Medicine*, 34(4), 336-344.
- Barbosa, T. M., Keskinen, K. L., Fernandes, R., Colaço, P., Lima, A. B., & Vilas-Boas, J. P. (2005). Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *European Journal Of Applied Physiology*, 93(5-6), 519-523.
- Barbosa, T. M., Lima, F., Portela, A., Novais, D. Q., Machado, L., Colaco, P., Goncalves, P., Fernandes, R. F., Keskinen, K. L., & vilas-Boas, J. P. (2006). Relationships between energy cost, swimming velocity and speed fluctuation in competitive swimming strokes. *Revista Portuguesa de Ciencias do Desporto*, 6(2 Suppl), 192-194.
- Barbosa, T. M., Fernandes, R. J., Keskinen, K. L., & Vilas-Boas, J. P. (2008). The influence of stroke mechanics into energy cost of elite swimmers. *European Journal of Applied Physiology*, 103(2), 139-149.

- Barbosa, T. M., Bragada, J. A., Reis, V. M., Marinho, D. A., Carvalho, C., & Silva, A. J. (2010). Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: Updating the state of the art. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 13(2), 262-269.
- Castro, E. M. (2005). *Atividade física: Adaptada*. Ribeirão Preto, São Paulo: Tecmedd.
- Chatard, J. C., Collomp, C., Maglischo, E., & Maglischo, C. (1990). Swimming skill and stroking characteristics of front crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 11(2), 156-161.
- Chatard, J. C., Lavoie, J. M., Ottoz, H., Randaxhe, P., Cazorla, G., & Lacour, J. R. (1992). Physiological aspects of swimming performance for persons with disabilities. / Aspects physiologiques de la performance en natation chez les handicapés. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(11), 1276-1282.
- Chollet, D. (1997). *Natation Sportive - Approche Scientifique*. Paris, France: Éditions Vigot.
- Chollet, D., Chalies, S., & Chatard, J. C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. / Description et utilité d'un nouvel index de la coordination pour le crawl. *International Journal of Sports Medicine*, 21(1), 54-59.
- Craig, A. B., & Pendergast, D. R. (1979). Relationships of stroke rate, distance per stroke, and velocity in competitive swimming. *Medicine & Science in Sports*, 11(3), 278-283.
- Craig, A. B., Termin, B., & Pendergast, D. R. (2006). Simultaneous recordings of velocity and video during swimming. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 6(2 Suppl), 32-35.

- Daly, D. J., Malone, L. A., Smith, D. J., Vanlandewijck, Y., & Steadward, R. D. (2001). The contribution of starting, turning, and finishing to total race performance in male Paralympic swimmers. *Adapted Physical Activity Quarterly, 18*(3), 316-333.
- Daly, D. J., Djjobova, S. K., Malone, L. A., Vanlandewijck, Y., & Steadward, R. D. (2003). Swimming speed patterns and stroking variables in the paralympic 100-m freestyle. *Adapted Physical Activity Quarterly, 20*(3), 260-278.
- Deschodt, V. J., Arzac, L. M., & Rouard, A. H. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25m sprint front crawl swimming (Contribution relative des bras et des jambes de l'homme a la propulsion lors du crawl en sprint). *European Journal of Applied Physiology, 80*(3), 192-199.
- Di Prampero, D. E., Pendergast, D. R., Wilson, D. W., & Rennie, D. W. (1978). Blood lactic acid concentrations in high velocity swimming. In *In Eriksson, B. and Furberg, B. (ed.), Swimming medicine IV, Baltimore, Md., University Park Press, 1978, p. 249-261.*
- Di Prampero, P. E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. / La depense energetique de la locomotion humaine sur terre et dans l' eau. *International Journal of Sports Medicine, 7*(2), 55-72.
- Fernandes, R. J., Cardoso, C. S., Soares, S. M., Ascensao, A., Colaço, P. J., & Vilas-Boas, J. P. (2003). Time Limit and  $\dot{V}O_2$  Slow Component at Intensities Corresponding to  $\dot{V}O_{2max}$  in Swimmers. *International Journal of Sports Medicine, 24*(8), 576-581.
- Fernandes, R. J., Morais, P., Keskinen, K. L., Seifert, L., Chollet, D., & Vilas-Boas, J. P. (2010a). Relationship between Arm Coordination and Energy Cost in Front Crawl Swimming. *XIth International Symposium for Biomechanics & Medicine in Swimming*(11), 74-76.

- Fernandes, R. J., Sousa, M., Pinheiro, A., Vilar, S., Colaío, P., & Vilas-Boas, J. P. (2010b). Anaerobic threshold individualized assessment in a young swimmer. *Open Sports Sciences Journal*, 3, 134-136.
- Fernandes, R. J., Sousa, M., Machado, L., & Vilas-Boas, J. P. (2011). Step Length and Individual Anaerobic Threshold Assessment in Swimming. *International Journal of Sports Medicine*, 32(12), 940-946.
- Fernandes, R. J., Ribeiro, J., Figueiredo, P., Seifert, L., & Vilas-Boas, J. P. (2012a). Kinematics of the hip and body center of mass in front crawl. *Journal of Human Kinetics*, 33(1), 15-23.
- Fernandes, R. J., & Vilas-Boas, J. P. (2012b). Time to exhaustion at the  $VO_{2max}$  velocity in swimming: A review. *Journal of Human Kinetics*, 32, 121-134.
- Figueiredo, P., Sousa, A., Gonçalves, P., Pereira, S. M., Soares, S., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2010). Biophysical Analysis of the 200m Front Crawl Swimming: a Case Study. *Xlth International Symposium for Biomechanics & Medicine in Swimming*(11), 79-81.
- Figueiredo, P., Machado, L., Vilas-Boas, J., & Fernandes, R. (2011). Reconstruction error of calibration volume's coordinates for 3D swimming kinematics. *Journal of Human Kinetics*, 29(1), 35-40.
- Figueiredo, P., Toussaint, H. M., Vilas-Boas, J., & Fernandes, R. J. (2013). Relation between efficiency and energy cost with coordination in aquatic locomotion. *European Journal of Applied Physiology*, 113(3), 651-659.
- Laffite, L. P., Vilas-Boas, J. P., Demarle, A., Silva, J., Fernandes, R., & Billat, V. L. (2004). Changes in Physiological and Stroke Parameters During a Maximal 400-m Free Swimming Test in Elite Swimmers. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 29, S17-S31.

- Mader, A., Heck, H., & Hollman, W. (1978 ). *Evaluation of lactic acid anaerobic energy contribution by determination of post exercise lactic acid concentration of ear capillary blood in middle-distance runners and swimmers* Miami: Symposia Specialists
- Maglischo, E. W. (1999). Response to "speculation" vs. science. *American Swimming*(4), 12-17.
- Osborough, C. D., Payton, C. J., & Daly, D. J. (2009). Relationships between the front crawl stroke parameters of competitive unilateral arm amputee swimmers, with selected anthropometric characteristics. *Journal of Applied Biomechanics*, 25(4), 304-312.
- Osborough, C. D., Payton, C. J., & Daly, D. J. (2010). Influence of swimming speed on inter-arm coordination in competitive unilateral arm amputee front crawl swimmers. *Human movement science*, 29(6), 921-931.
- Payton, C. J., & Bartlett, R. M. (1995). Estimating propulsive forces in swimming from three-dimensional kinematic data. *Journal of Sports Sciences*, 13(6), 447-454.
- Payton, C. J., & Wilcox, C. (2006). Intra-cyclic speed fluctuations of uni-lateral arm amputee front crawl swimmers. *Revista Portuguesa de Ciencias do Desporto*, 6(2 Suppl), 73-75.
- Pendergast, D. R., Zamparo, P., di Prampero, P. E., Capelli, C., Cerretelli, P., Termin, A., Craig, A., Jr., Bushnell, D., Paschke, D., & Mollendorf, J. (2003). Energy balance of human locomotion in water. *European Journal Of Applied Physiology*, 90(3-4), 377-386.
- Pendergast, D. R., Capelli, C., Craig Jr, A. B., di Prampero, P. E., Minetti, A. E., Mollendorf, J., Termin li, A., & Zamparo, P. (2006). Biophysics in swimming. *Revista Portuguesa de Ciencias do Desporto*, 6(2 Suppl), 185-189.

- Persyn, V. J. J., Hoeven, R. G. C., & Daly, D. J. (1979). Evaluation procedure for competitive swimmers. In *In Terauds, J. and Bedingfield, E.W. (ed.), Swimming III, Baltimore, University Park Press, 1979, p. 182-195.*
- Rodrigues, D. (1983). Incidência, definição e classificação da deficiência motora. *D. Rodrigues, Educação Especial–Deficiência Motora, Colectânea de Textos. Lisboa: Universidade Técnica de Lisboa. Instituto Superior de Educação Física.*
- Rouard, A. H., & Billat, R. P. (1990). Influences of sex and level of performance on freestyle stroke: An Electromyography and kinematic study. *International Journal of Sports Medicine, 11(2), 150-155.*
- Satkunskiene, D., Schega, L., Kunze, K., Birzinyte, K., & Daly, D. (2005). Coordination in arm movements during crawl stroke in elite swimmers with a loco-motor disability. *Human Movement Science, 24(1), 54-65.*
- Seifert, L., Boulesteix, L., & Chollet, D. (2004). Effect of gender on the adaptation of arm coordination in front crawl. *International Journal of Sports Medicine, 25(3), 217-223.*
- Seifert, L., Boulesteix, L., Carter, M., & Chollet, D. (2005). The spatial-temporal and coordinative structures in elite male 100-m front crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine, 26(4), 286-293.*
- Seifert, L., Toussaint, H. M., Alberty, M., Schnitzler, C., & Chollet, D. (2010). Arm coordination, power, and swim efficiency in national and regional front crawl swimmers. *Human Movement Science, 29(3), 426-439.*
- Sousa, J. C. (2011). *Comparison between three variants of the incremental intermitente protocol for anaerobic threshold assessment in swimming. A physiological and biomechanical study.* Porto, Portugal: Universidade do Porto. Relatório de Estágio apresentado a

- Stegmann, H., & Kindermann, W. (1982). Comparison of prolonged exercise tests at the individual anaerobic threshold and the fixed anaerobic threshold of 4 mmol.l(-1) lactate. *International Journal Of Sports Medicine*, 3(2), 105-110.
- Toussaint, H. M., & Beek, P. J. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports Medicine*, 13(1), 8-24.
- Vilas-Boas, J. P., Oliveira, S., Silva, D., Sousa, A., Ribeiro, J., Jesus, K. d., Costa, L., Figueiredo, P., Pereira, S., Lima, A. B., Marinho, D. A., Morouço, P., Barbosa, T. M., Silva, A. J., Vaz, M., Correia, M. V., Soares, S., Sousa, F., Machado, L., & Fernandes, R. J. (2008). *Contributos da biomecânica para o estudo do rendimento desportivo em natação*. Comunicação apresentada.
- Vilas-Boas, J. P., Fernandes, R. J., & Barbosa, T. M. (2010). Intra-cycle velocity variations, swimming economy, performance, and training in swimming. In L. Seifert, D. Chollet & I. Mujika (Eds.), *World Book of Swimming: From Science to Performance* (pp. 1-15): Nova Science Publishers, Inc.
- Winnick, J. P. (1990). *Adapted physical education and sport*. Champaign, Ill.; United States: Human Kinetics Publishers.
- Zamparo, P., Pendergast, D., Mollendorf, J., Termin, A., & Minetti, A. (2005). An energy balance of front crawl. *European Journal of Applied Physiology*, 94(1/2), 134-144.
- Zatsiorsky, V. M., Seluyanov, V. N., & Chugunova, L. G. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In G. G. Chernyl & S. A. Regirer (Eds.), *Contemporary Problems of Biomechanics* (pp. 272-291). Massachussets: CRC Press.



## ANEXOS

**Anexo 1 - Caracterização das fases A (entrada e agarre) e B (tração) da ação do MS em cada patamar quanto às velocidades e acelerações médias  $\pm$  desvios-padrão.**

		vx	vx	vy	vy	vz	vz	v 3D	v 3D	ax	ax	ay	ay	az	Az	a 3D	a 3D
		naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af
Fase A	1	1.12 $\pm$	1.18 $\pm$	0.69 $\pm$	0.47 $\pm$	0.09 $\pm$	0.08 $\pm$	1.40 $\pm$	1.50 $\pm$	1.60 $\pm$	0.84 $\pm$	0.80 $\pm$	0.40 $\pm$	2.41 $\pm$	2.67 $\pm$	4.24 $\pm$	7.61 $\pm$
		0.28	0.47	0.21	0.53	0.47	0.45	0.32	0.19	1.07	5.75	2.02	5.06	2.97	3.40	2.14	4.34
	2	1.07 $\pm$	1.10 $\pm$	0.59 $\pm$	0.50 $\pm$	0.47 $\pm$	0.02 $\pm$	1.45 $\pm$	1.50 $\pm$	6.44 $\pm$	1.80 $\pm$	1.01 $\pm$	0.44 $\pm$	1.60 $\pm$	3.61 $\pm$	9.50 $\pm$	11.61 $\pm$
		0.91	0.49	0.11	0.67	0.18	0.52	0.66	0.33	7.08	8.75	2.37	7.77	3.06	6.12	4.10	7.25
	3	1.13 $\pm$	1.07 $\pm$	0.69 $\pm$	0.58 $\pm$	0.29 $\pm$	0.11 $\pm$	1.48 $\pm$	1.48 $\pm$	2.61 $\pm$	0.65 $\pm$	1.41 $\pm$	0.84 $\pm$	2.84 $\pm$	2.23 $\pm$	9.49 $\pm$	9.14 $\pm$
		0.67	0.50	0.17	0.61	0.41	0.35	0.53	0.22	6.54	7.48	3.82	6.81	6.51	3.42	4.79	5.83
	4	1.14 $\pm$	1.21 $\pm$	0.73 $\pm$	0.36 $\pm$	0.12 $\pm$	0.12 $\pm$	1.48 $\pm$	1.46 $\pm$	2.61 $\pm$	1.12 $\pm$	1.41 $\pm$	0.21 $\pm$	2.84 $\pm$	1.59 $\pm$	9.49 $\pm$	9.45 $\pm$
		0.69	0.43	0.24	0.60	0.57	0.29	0.53	0.29	6.54	6.41	3.82	9.16	6.51	3.28	4.79	6.90
	5	1.55 $\pm$	1.48 $\pm$	0.94 $\pm$	0.75 $\pm$	0.19 $\pm$	0.10 $\pm$	2.13 $\pm$	1.85 $\pm$	5.75 $\pm$	1.76 $\pm$	1.25 $\pm$	1.89 $\pm$	6.45 $\pm$	1.83 $\pm$	33.96 $\pm$	13.75 $\pm$
		1.46	0.37	0.40	0.82	0.81	0.37	1.29	0.52	32.39	7.27	9.10	9.48	14.92	9.21	14.75	6.51
	6	1.16 $\pm$	1.10 $\pm$	0.82 $\pm$	0.63 $\pm$	0.19 $\pm$	0.02 $\pm$	1.68 $\pm$	1.62 $\pm$	0.53 $\pm$	0.09 $\pm$	0.70 $\pm$	1.17 $\pm$	6.10 $\pm$	3.05 $\pm$	14.75 $\pm$	11.93 $\pm$
		0.61	0.53	0.15	0.63	0.86	0.69	0.58	0.30	9.47	8.25	3.54	8.65	12.76	6.35	8.73	6.81
Fase B	1	0.22 $\pm$	0.97	0.97 $\pm$	1.20 $\pm$	0.44 $\pm$	1.04 $\pm$	1.20 $\pm$	1.91 $\pm$	4.99 $\pm$	9.08 $\pm$	0.04 $\pm$	0.92 $\pm$	0.17 $\pm$	5.69 $\pm$	6.43 $\pm$	10.79 $\pm$
		0.49	$\pm$ 0.47	0.14	0.06	0.08	0.30	0.06	0.35	3.12	3.70	3.32	0.71	2.10	2.03	2.75	4.18
	2	0.11 $\pm$	1.96 $\pm$	0.95 $\pm$	1.59 $\pm$	0.53 $\pm$	1.56 $\pm$	1.20 $\pm$	3.03 $\pm$	3.75 $\pm$	17.46 $\pm$	0.34 $\pm$	1.46 $\pm$	0.21 $\pm$	7.84 $\pm$	8.38 $\pm$	19.29 $\pm$
		0.48	0.85	0.19	0.10	0.20	0.37	0.20	0.66	5.77	9.58	4.12	1.85	3.89	4.80	2.35	10.67
	3	0.06 $\pm$	0.37 $\pm$	1.08 $\pm$	1.65 $\pm$	0.49 $\pm$	0.85 $\pm$	1.31 $\pm$	1.91 $\pm$	6.48 $\pm$	1.14 $\pm$	0.14 $\pm$	2.60 $\pm$	1.65 $\pm$	7.38 $\pm$	9.51 $\pm$	7.92 $\pm$
		0.53	0.02	0.17	0.10	0.26	0.31	0.13	0.22	2.99	1.28	5.29	1.97	4.31	4.50	2.37	4.90
	4	0.28 $\pm$	2.20 $\pm$	0.92 $\pm$	0.08 $\pm$	0.27 $\pm$	0.56 $\pm$	1.31 $\pm$	2.42 $\pm$	6.48 $\pm$	0.77 $\pm$	0.14 $\pm$	14.34 $\pm$	1.65 $\pm$	11.72 $\pm$	9.51 $\pm$	18.59 $\pm$
		0.67	0.03	0.22	0.71	0.25	0.58	0.13	0.15	2.99	1.61	5.29	7.71	4.31	6.37	2.37	10.03
	5	0.05 $\pm$	2.59 $\pm$	0.96 $\pm$	0.10 $\pm$	0.42 $\pm$	0.58 $\pm$	1.15 $\pm$	2.89 $\pm$	3.27 $\pm$	5.59 $\pm$	0.29 $\pm$	16.11 $\pm$	2.40 $\pm$	13.75 $\pm$	9.20 $\pm$	22.18 $\pm$
		0.44	0.28	0.14	0.92	0.32	0.78	0.25	0.31	7.49	4.91	3.28	8.18	3.85	7.07	2.80	11.28
	6	0.02 $\pm$	3.09 $\pm$	1.07 $\pm$	0.64 $\pm$	0.52 $\pm$	0.28 $\pm$	1.31 $\pm$	3.18 $\pm$	5.28 $\pm$	8.17 $\pm$	1.10 $\pm$	7.69 $\pm$	4.39 $\pm$	6.11 $\pm$	9.66 $\pm$	12.81 $\pm$
		0.44	0.27	0.13	0.27	0.25	0.21	0.10	0.22	2.83	6.32	5.34	5.15	2.78	4.16	2.21	9.09

**Anexo 2 - Caracterização das fases C (empurre) e D (recuperação) da ação do MS em cada patamar quanto às velocidades e acelerações médias  $\pm$  desvios-padrão.**

	vx	vx	vy	vy	vz	vz	v 3D	v 3D	ax	ax	ay	ay	az	az	a 3D	a 3D	
	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	naf	af	
Fase C	1	0.58 $\pm$	1.74 $\pm$	0.76 $\pm$	1.12 $\pm$	0.49	0.64 $\pm$	1.45 $\pm$	2.19 $\pm$	3.84 $\pm$	9.76 $\pm$	8.36 $\pm$	2.18 $\pm$	2.28 $\pm$	1.03 $\pm$	12.14 $\pm$	10.07 $\pm$
		0.49	0.37	0.87	0.08	$\pm 0.37$	0.04	0.34	0.24	5.18	3.14	2.25	0.43	5.47	0.49	0.76	3.12
	2	0.87 $\pm$	1.77 $\pm$	0.83 $\pm$	1.27 $\pm$	0.60	0.73 $\pm$	1.68 $\pm$	2.34 $\pm$	3.28 $\pm$	14.26 $\pm$	10.00 $\pm$	2.81 $\pm$	4.07 $\pm$	8.34 $\pm$	15.16 $\pm$	17.18 $\pm$
		0.40	0.47	0.89	0.10	$\pm 0.54$	0.29	0.37	0.21	6.02	1.27	2.47	2.30	8.57	4.03	2.33	2.25
	3	1.07 $\pm$	1.55 $\pm$	0.81 $\pm$	1.14 $\pm$	0.55 $\pm$	0.85 $\pm$	1.72 $\pm$	2.17 $\pm$	0.79 $\pm$	15.06 $\pm$	9.62 $\pm$	1.44 $\pm$	0.98 $\pm$	7.98 $\pm$	16.53 $\pm$	18.79 $\pm$
		0.09	0.57	0.86	0.05	0.58	0.33	0.42	0.27	3.15	2.56	2.81	2.04	13.65	8.03	9.52	1.61
	4	1.11 $\pm$	1.79 $\pm$	0.96 $\pm$	1.45 $\pm$	0.41 $\pm$	0.68 $\pm$	1.72 $\pm$	2.41 $\pm$	0.79 $\pm$	9.29 $\pm$	9.62 $\pm$	4.76 $\pm$	0.98 $\pm$	3.08 $\pm$	16.53 $\pm$	13.00 $\pm$
		0.44	0.24	0.95	0.13	0.37	0.09	0.42	0.10	3.15	3.08	2.81	5.57	13.65	5.80	9.52	2.60
	5	0.73 $\pm$	1.22 $\pm$	0.57 $\pm$	1.93 $\pm$	0.51 $\pm$	0.86 $\pm$	1.67 $\pm$	2.47 $\pm$	9.00 $\pm$	13.61 $\pm$	12.93 $\pm$	3.19 $\pm$	4.98 $\pm$	0.76 $\pm$	25.97 $\pm$	15.75 $\pm$
		0.74	0.44	0.94	0.11	0.72	0.09	0.36	0.17	15.50	1.72	3.13	5.26	15.97	6.49	7.97	2.71
	6	1.00 $\pm$	1.46 $\pm$	0.68 $\pm$	1.55 $\pm$	0.40 $\pm$	0.44 $\pm$	1.63 $\pm$	2.26 $\pm$	1.96 $\pm$	22.02 $\pm$	12.01 $\pm$	6.17 $\pm$	5.56 $\pm$	3.80 $\pm$	16.93 $\pm$	23.87 $\pm$
		0.25	0.71	0.93	0.20	0.65	0.14	0.47	0.30	7.88	1.92	0.82	3.74	8.10	4.79	3.43	0.21
Fase D	1	2.72 $\pm$	2.42 $\pm$	0.59 $\pm$	0.51 $\pm$	$0 \pm 0.70$	0.24 $\pm$	3.24 $\pm$	3.19 $\pm$	3.89 $\pm$	2.45 $\pm$	5.22 $\pm$	4.39 $\pm$	1.33 $\pm$	1.14 $\pm$	11.63 $\pm$	19.91 $\pm$
		1.13	1.81	1.22	1.28		0.84	0.65	1.22	7.70	17.28	3.55	6.99	5.82	7.77	3.41	5.10
	2	2.67 $\pm$	2.37 $\pm$	0.75 $\pm$	0.57 $\pm$	0.07 $\pm$	0.16 $\pm$	3.31 $\pm$	3.06 $\pm$	5.11 $\pm$	2.87 $\pm$	5.68 $\pm$	5.20 $\pm$	0.70 $\pm$	0.87 $\pm$	13.71 $\pm$	23.02 $\pm$
		1.49	2.05	1.26	1.05	0.49	0.72	0.84	1.51	10.83	24.24	4.31	7.43	5.08	7.39	5.29	13.69
	3	2.98 $\pm$	2.84 $\pm$	0.83 $\pm$	0.60 $\pm$	0.17 $\pm$	0.15 $\pm$	3.79 $\pm$	3.62 $\pm$	8.27 $\pm$	0.97 $\pm$	5.81 $\pm$	5.61 $\pm$	3.07 $\pm$	0.13 $\pm$	20.10 $\pm$	29.45 $\pm$
		1.78	2.20	1.35	1.35	0.73	1.05	0.78	1.73	16.36	27.29	7.09	9.82	8.77	12.46	9.52	11.41
	4	2.98 $\pm$	2.46 $\pm$	0.89 $\pm$	0.43 $\pm$	0.03 $\pm$	0.02 $\pm$	3.79 $\pm$	3.53 $\pm$	8.27 $\pm$	2.27 $\pm$	5.81 $\pm$	5.12 $\pm$	3.07 $\pm$	0.13 $\pm$	20.10 $\pm$	24.97 $\pm$
		1.28	2.02	1.34	1.72	0.73	0.97	0.78	1.26	16.36	21.71	7.09	10.44	8.77	10.19	9.52	8.53
	5	2.20 $\pm$	2.81 $\pm$	1.23 $\pm$	0.95 $\pm$	0.28 $\pm$	0.17 $\pm$	4.88 $\pm$	3.83 $\pm$	4.45 $\pm$	4.45 $\pm$	6.06 $\pm$	9.00 $\pm$	1.40 $\pm$	0.77 $\pm$	58.57 $\pm$	29.42 $\pm$
		3.74	2.18	1.47	1.60	2.19	0.90	1.69	1.42	55.38	24.88	14.47	10.58	37.64	12.77	34.43	10.42
	6	3.21 $\pm$	3.07 $\pm$	1.19 $\pm$	0.69 $\pm$	0.18 $\pm$	0.22 $\pm$	4.06 $\pm$	4.03 $\pm$	11.06 $\pm$	1.48 $\pm$	7.65 $\pm$	7.76 $\pm$	1.44 $\pm$	2.35 $\pm$	21.79 $\pm$	30.84 $\pm$
		1.62	1.84	1.49	1.77	0.84	1.32	0.77	1.31	10.36	24.68	10.17	11.75	11.98	14.91	6.92	7.02