

Instituto Politécnico de Bragança

Escola Superior de Educação

**Desenvolvimento e validação de equações preditivas da área
de secção transversa do tronco baseadas em determinadas
características antropométricas**

Dissertação apresentada com vista à
obtenção do grau de Mestre em
Exercício e Saúde, Instituto Politécnico
de Bragança, ao abrigo do Decreto-Lei
74/2006, de 24 de Março.

Orientador: Professor Doutor Tiago Manuel Cabral dos Santos Barbosa

Autor: Jorge Filipe Estrela Morais

Bragança, Janeiro 2011

Morais, J. Desenvolvimento e validação de equações preditivas da área de secção transversa do tronco baseadas em determinadas características antropométricas. Tese de Mestrado. Bragança: Instituto Politécnico de Bragança; 2011.

Palavras Chave: Validação
Precisão
Área de Secção Transversa do Tronco
Arrasto Hidrodinâmico
Natação

As seguintes partes da presente tese estão publicadas:

1. Barbosa TM, Morais J, Costa MJ, Mejias EJ, Silva AJ, Marinho DA (2010). Computing and validating trunk transverse surface area equations to assess swimmers drag force. UK SEM Conference 2010, ExCel, London.

As seguintes partes da presente tese foram aceites para publicação:

1. Barbosa TM, Morais J, Costa MJ, Mejias EJ, Silva AJ, Marinho DA (in press). Computing and validating trunk transverse surface area equations to assess swimmers drag force. Br J Sports Med.
2. Morais JE, Costa MJ, Mejias EJ, Marinho DA, Silva AJ, Barbosa TM. Validação de equações preditivas da área de secção transversa do tronco para avaliação do arrasto hidrodinâmico em função do sexo e do nível competitivo. Comunicação no 4^o Congresso Nacional de Biomecânica.
3. Morais JE, Costa MJ, Mejias EJ, Marinho DA, Silva AJ, Barbosa TM. Validação de equações preditivas da área de secção transversa do tronco para avaliação do arrasto hidrodinâmico em função do sexo e do nível competitivo. Livro do 4^o Congresso Nacional de Biomecânica.

As seguintes partes da presente tese foram submetidas para publicação:

1. Barbosa TM, Morais J, Costa MJ, Mejias EJ, Silva AJ, Marinho DA (in press). Computing and validating trunk transverse surface area equations to assess swimmers drag force. Scand J Med Sci Sports.
2. Morais J, Costa MJ, Mejias EJ, Marinho DA, Silva AJ, Barbosa TM. Validação de equações preditivas da area de secção transversa do tronco no arrasto hidrodinâmico (in press). Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.

Agradecimentos

Aos meus pais, Jorge e Manuela, pelo apoio e incentivo que sempre demonstraram. Por tudo...

Ao Professor Doutor Tiago Manuel Cabral dos Santos Barbosa pela amizade e disponibilidade demonstrada ao longo de toda a minha formação académica.

Ao corpo docente do Departamento de Desporto do Instituto Politécnico de Bragança, nomeadamente do Mestrado de Exercício e Saúde, pela sua contribuição nesta minha etapa académica.

ÍNDICE GERAL

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	7
2.1 Forças Externas no Meio Aquático	7
2.2 Arrasto	11
2.2.1 Definições.....	11
2.2.2 Componentes	12
2.2.3 Contributo Relativo.....	16
2.3 Avaliação do Arrasto	18
2.3.1 Métodos Numéricos.....	18
2.3.2 Métodos Experimentais.....	29
2.3.3 Método de Perturbação de Velocidade de Kolmogorov.....	41
2.3.3.1 Conceção	41
2.3.3.2 Procedimentos	44
2.3.3.3 Vantagens e Limitações	45
3. PROBLEMA.....	47
4. OBJECTIVO GERAL	47
4.1 Objectivos Secundários	47
5. HIPÓTESE GERAL.....	47
5.1 Hipóteses Secundárias.....	47
6. METODOLOGIA	49
6.1 Amostra	49
6.2 Procedimentos de Recolha de Dados	50
6.2.1 Avaliação da área de secção transversa do tronco.....	50
6.2.2 Avaliação de outras variáveis antropométricas.....	51
6.3 Procedimentos Estatísticos	52
7. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	55

7.1	Fiabilidade das avaliações	55
7.2	Caracterização antropométrica.....	55
7.3	Modelos preditivos desenvolvidos.....	60
7.3.1	Modelos preditivos desenvolvidos de acordo com o sexo.....	60
7.3.2	Modelos preditivos desenvolvidos de acordo com o nível competitivo por sexo.....	61
7.4	Medição e estimativa da área de secção transversa do tronco em relação ao sexo	62
7.4.1	Validação dos modelos de estimação da área de secção transversa do tronco de acordo com o sexo	62
7.4.2	Validação dos modelos de estimação da área de secção transversa do tronco de acordo com o nível competitivo por sexo....	66
8.	DISCUSSÃO	75
8.1	Discussão da Metodologia.....	75
8.2	Discussão dos resultados.....	80
9.	CONCLUSÕES.....	87
10.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representação do corpo hidrodinâmico concebido por Kolmogorov e Duplishcheva (1992).....	41
Figura 2. Delineamento e cálculo da área de secção transversa do tronco.....	50
Figura 3. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino.....	62
Figura 4. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo feminino.....	63
Figura 5. <i>Plot</i> de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino.....	63
Figura 6. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino.....	64
Figura 7. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo masculino.....	65
Figura 8. <i>Plot</i> de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino.....	65
Figura 9. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (<i>experts</i>)..	66
Figura 10. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo feminino (<i>experts</i>).	67
Figura 11. <i>Plot</i> de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (<i>experts</i>).....	67

Figura 12. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (não experts).....	68
Figura 13. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo feminino (não experts).....	69
Figura 14. Plot de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (não experts).....	69
Figura 15. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (experts).....	70
Figura 16. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo masculino (experts).....	71
Figura 17. Plot de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (experts).....	71
Figura 18. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (não experts).....	72
Figura 19. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo masculino (não experts).....	73
Figura 20. Plot de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (não experts).....	73

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Caracterização antropométrica da totalidade da amostra do sexo feminino.....	55
Tabela 2. Caracterização antropométrica da totalidade da amostra do sexo masculino.....	56
Tabela 3. Caracterização antropométrica do sexo feminino (subgrupo de <i>experts</i>).....	57
Tabela 4. Caracterização antropométrica do sexo feminino (subgrupo de não <i>experts</i>).....	58
Tabela 5. Caracterização antropométrica do sexo masculino (subgrupo de <i>experts</i>).....	59
Tabela 6. Caracterização antropométrica do sexo masculino (subgrupo de não <i>experts</i>).....	60

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1.....	3
Equação 2.....	8
Equação 3.....	8
Equação 4.....	12
Equação 5.....	12
Equação 6.....	13
Equação 7.....	14
Equação 8.....	31
Equação 9.....	42
Equação 10.....	42
Equação 11.....	42
Equação 12.....	42
Equação 13.....	43
Equação 14.....	43
Equação 15.....	43
Equação 16.....	53
Equação 17.....	53
Equação 18.....	53
Equação 19.....	53
Equação 20.....	53
Equação 21.....	60
Equação 22.....	61
Equação 23.....	61
Equação 24.....	61

Equação 25.....	61
Equação 26.....	62

RESUMO

Foi objectivo desta dissertação desenvolver e validar equações com maior capacidade preditiva da área de secção transversa do tronco baseadas em determinadas características antropométricas. Os modelos foram desenvolvidos por sexo, e de acordo com o nível competitivo por sexo. A amostra foi composta por 264 sujeitos, entre os quais 112 do sexo feminino e 152 do sexo masculino. Da totalidade, 71 das nadadoras pertenciam à categoria das *experts* e 41 à das não *experts*, 60 dos nadadores pertenciam à categoria dos *experts* e 92 à dos não *experts*. Todos eles eram praticantes de actividades aquáticas, nomeadamente de Natação Pura Desportiva. Foi utilizado um grupo para estimar os modelos e outro grupo para validar os mesmos. Foram avaliadas as características antropométricas área de secção transversa do tronco, massa corporal, estatura, diâmetro bi-acromial, diâmetro tóraco-sagital e perímetro peitoral. Os modelos preditivos foram desenvolvidos através de análise de regressão linear múltipla passo-a-passo. Todos os modelos desenvolvidos respeitaram os processos de validação e foram considerados significativos ($0,28 \leq R^2 \leq 0,48$; $p < 0,01$). No processo de validação não se verificaram diferenças significativas entre a área de secção transversa do tronco ($p > 0,05$), a regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco avaliada e medida foi moderada ($0,23 \leq R^2 \leq 0,55$; $0,01 \leq p \leq 0,001$) e o critério de Bland Altman foi cumprido. Pode concluir-se que os modelos desenvolvidos por sexo e de acordo com o nível competitivo predizem significativamente a área de secção transversa do tronco.

Palavras-Chave: validação, precisão, área de secção transversa do tronco, arrasto hidrodinâmico, natação

ABSTRACT

The purpose of this thesis was to develop and validate prediction equations of the trunk transverse surface area based on selected anthropometric characteristics. The models were developed by gender and the expertise level sexing each gender. The overall sample was composed by 264 subjects, including 112 females and 152 males. Seventy one female swimmers were included in the cohort group of experts and 41 in non-experts ones; 60 of the male swimmers were in the cohort group of the experts and 92 in the non-experts. All subjects have a background in competitive or recreational swimming. One group was used to estimate the models and another one to validate them. The trunk transverse surface area, body weight, height, bi-acromial diameter, chest sagittal diameter and chest circumference were the anthropometrical variables assessed. Predictive models were developed using multiple linear regression analysis step by step. All models comply with the procedures developed for validation and were considered significant ($0.28 \leq R^2 \leq 0.48$, $p < 0.01$). In the validation process there were non-significant differences between the measured and the estimated trunk transverse surface area ($p > 0.05$), the linear regression between measured and the estimated trunk transverse surface area was moderate ($0.23 \leq R^2 \leq 0.55$, $0.01 \leq p \leq 0.001$) and Bland Altman criterion was accomplished in all situations. It is concluded that the models developed by gender and according to the expertise level sexing each gender predict with validation the trunk transverse surface area.

Keywords: validation, accuracy, trunk transverse surface area, hydrodynamic drag, swimming

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

[ASTT]	Área de secção transversa do tronco
[°C]	Grau Celsius
[cm]	Centímetro
[cm ²]	Centímetro quadrado
[C _d]	Coeficiente de força hidrodinâmica
[D]	Arrasto hidrodinâmico
[D _{ad}]	Arrasto adicional gerado por um corpo hidrodinâmico
[DBC]	Diâmetro bi-acromial
[DCF]	Dinâmica Computacional de Fluidos
[DTS]	Diâmetro tóraco-sagital
[F _d]	Força total de arrasto
[F _f]	Componente de fricção
[F _p]	Componente de pressão
[F _w]	Componente de onda
[I]	Força de Impulsão Hidrostática
[ICC]	Coeficiente de correlação intraclasse
[K]	Constante que inclui a densidade da água, a área de superfície frontal e o coeficiente de força hidrodinâmico
[kg]	Quilograma
[L]	Comprimento
[m]	Metro
[MAD System]	Measure Active Drag System
[N]	<i>Newton</i>
[P]	Potência mecânica propulsiva máxima
[PP]	Perímetro peitoral
[R]	Coeficiente de correlação
[R ²]	Coeficiente de determinação
[Ra ²]	Coeficiente de determinação ajustado
[Re]	Número de <i>Reynolds</i>
[RM]	Ressonância magnética
[ρ]	Densidade

[s]	Segundo
[S]	Área de secção transversa do tronco
[TC]	Tomografia axial computadorizada
[μ]	Coefficiente de viscosidade dinâmica do fluido
[v]	Velocidade
[V]	Volume
[VO_2]	Consumo de oxigénio
[VPM]	Velocity Perturbation Method
[γ]	Peso

1. INTRODUÇÃO

O interesse pelas Actividades Aquáticas em geral e, pela Natação Pura em particular, tem vindo a intensificar-se progressivamente durante as últimas décadas.

O Dicionário Enciclopédico do Século XXI, citado por Murcia e Sanmartin (1998), descreve a Natação como sendo o “desporto que consiste em manter-se sobre a superfície aquática, movendo braços e pernas, e utilizando para tal os estilos de Crol, Bruços, Mariposa e Costas”. Assim, esta definição clarifica que a Natação Pura não se deve confundir com as restantes Actividades Aquáticas. A Natação Pura não deve ser entendida exclusivamente como um desporto com quadro competitivo e organização própria, mas também uma actividade física efectuada livremente e com finalidades diversas, tal como, manter a saúde, estar em forma, diversão, entre outros (Murcia e Sanmartin, 1998).

Murcia e Sanmartin (1998) classificaram os programas aquáticos através de um ponto de vista etnográfico: (i) os programas aquáticos utilitários, pelos quais os seres humanos estabelecem a sua relação com o meio aquático através de um carácter aut nomo e de sobrevivência; (ii) os programas aquáticos utilitários, pelos quais os seres humanos estabelecem a sua relação com o meio aquático com finalidades lúdicas e de divertimento; (iii) os programas aquáticos higi nicos, pelos quais os seres humanos estabelecem a sua relação com o meio aquático com finalidades profil cticas, preventivas e até terapêuticas; (iv) os programas aquáticos competitivos, pelos quais os seres humanos estabelecem a sua relação com o meio aquático com finalidades elitistas; (v) os programas aquáticos educativos, pelos quais os seres humanos estabelecem a sua relação com o meio aquático com finalidades culturais e/ou tradicionais.

Garcia e Murcia (1998) afirmaram ainda que o meio aquático pode ser utilizado como terapia ou como elemento complementar a tratamentos médicos convencionais. Segundo os mesmos autores, os programas aquáticos dirigidos a alcançar melhorias orgânicas a nível geral centram a sua atenção em incrementar os níveis de eficácia a nível cardiovascular, visto existir uma

grande percentagem de mortalidade e outros riscos associados ao descuido com este sistema, provocados pelo sedentarismo e maus hábitos alimentares.

As actividades aquáticas podem dividir-se em três âmbitos (educativas, recreativas e competitivas) e cada um destes âmbitos está subdividido em outros programas, como sejam: utilitário, desportivo, recreativo, saúde, terapêutico e manutenção-treino. No entanto de acordo com Murcia e Sanmartin (1998), todos os indivíduos devem passar por programas aquáticos educativos na sua etapa de iniciação.

No âmbito educativo encontram-se os programas para os grupos: bebés, infantil, primário, secundário e universitário. Caracterizam-se pelas actividades aquáticas encaminhadas para populações que se encontram dentro do sistema educativo. No âmbito utilitário, as actividades aquáticas são entendidas como um conjunto de técnicas que permitem ao aluno adquirir um domínio elementar no meio aquático através da mecanização de gestos. Por sua vez, o programa manutenção-treino, é utilizado para a optimização da condição física através do treino da força, da flexibilidade, treino específico, *jogging* em água rasa, entre outros. Já os programas de saúde são destinados a indivíduos que sem padecer de nenhum problema físico ou de saúde, podem beneficiar da sua prática, como por exemplo, mulheres em estado de gravidez. No âmbito terapêutico, as actividades aquáticas são utilizadas para tratar diversas doenças ou para ajudar a corrigir determinados problemas do aparelho locomotor. Os programas recreativos têm como objectivo intrínseco a diversão pura, podendo alienar como objectivo extrínseco a aprendizagem e/ou a melhoria da técnica. Por fim, no âmbito desportivo, é necessário ter claro que a competição é uma consequência de todas as etapas anteriores que consistiram numa formação de base (Murcia e Sanmartin, 1998).

O acto de nadar é caracterizado pela aplicação intermitente de uma força propulsiva para ultrapassar a resistência da água, isto é, o arrasto hidrodinâmico (Marinho *et al.*, 2010a). Assim sendo, durante a locomoção humana com recurso a técnicas de nado procura-se optimizar a velocidade, diminuindo o arrasto e aumentando a propulsão. Entende-se por arrasto

hidrodinâmico a força que um nadador tem de vencer de forma a manter a translação do seu centro de massa (Kjendlie e Stallman, 2008).

Existem dois grupos de métodos para a avaliação do arrasto hidrodinâmico: (i) o arrasto passivo e; (ii) o arrasto activo. O arrasto passivo é a avaliação do arrasto produzido durante o deslocamento de um corpo rebocado, sem movimento relativo dos segmentos corporais no meio aquático (Pendergast *et al.*, 2006). Historicamente este método foi descrito de forma pioneira por Dubois – Reymond em 1905 rebocando nadadores por um cabo preso a um barco deslocado a remos e medindo a resistência ao deslocamento com um dinamómetro (Barbosa, 2004). O arrasto activo é a resistência da água associada a um movimento de nado segundo Kolmogorov *et al.* (1997). Do ponto de vista histórico a metodologia pioneira para este tipo de avaliação foi desenvolvida por Kolmogorov e Duplishcheva (1992) em que usaram um corpo hidrodinâmico adicional.

Numericamente o arrasto activo está relacionado com:

$$D = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot S \cdot C_d \quad (1)$$

Em que D corresponde ao arrasto em *newtons* [N], ρ corresponde à densidade da água [$\text{kg}\cdot\text{m}^3$], v é a velocidade de nado observada [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$], S a área de secção transversa do tronco [cm^2] e C_d é o coeficiente de força hidrodinâmico que se altera com a forma, orientação e número de *Reynolds*.

Na medida em que na avaliação do arrasto do corpo humano existe alguma constância de determinadas variáveis, por mera facilidade, por vezes considera-se que o arrasto é o produto da constante, que inclui a densidade da água, a área de secção transversa do tronco (ASTT) e o coeficiente de força hidrodinâmico, pelo quadrado da velocidade de deslocamento.

Com efeito, considera-se que o arrasto hidrodinâmico tem três componentes: (i) fricção; (ii) pressão; (iii) onda (Marinho *et al.*, 2007a). Segundo Pendergast *et al.* (2006), as medições do arrasto podem ser usadas para investigar a porção de contributo de cada componente para o seu valor total.

Quer para o arrasto passivo, quer para o arrasto activo existem diversas técnicas de medição. Clarys (1979), estudou o perfil dos fluidos circundantes do corpo de um nadador na posição ventral estática para diferentes velocidades de nado entre os 1,5 [m·s⁻¹] e os 2,0 [m·s⁻¹]. Este método consistiu em registar as forças horizontais que se exercem sobre uma coluna vertical ligada ao nadador, e que em diversos percursos, se desloca a velocidades constantes superiores, iguais e inferiores à velocidade de nado do indivíduo.

Di Prampero *et al.* (1974), foi um dos autores pioneiros a estudar o arrasto activo baseando-se num método ergométrico desenvolvido por Webb (1971) aplicado a peixes. Através deste método os autores procuraram determinar a força de arrasto considerando que a velocidade era constante. O custo energético variou na razão directa do arrasto hidrodinâmico que nadador tinha de vencer.

Hollander *et al.* (1986) desenvolveram uma outra técnica designada por *MAD System (Measure of Active Drag System)*, que consiste em medir directamente as forças criadas durante o nado na braçada da técnica de Crol. Este método determina as forças exercidas pelas mãos do sujeito sobre um conjunto de apoios fixos, distribuídos sobre um tubo colocado longitudinalmente 80 [cm] abaixo da superfície da água.

Mais tarde, Kolmogorov e Duplishcheva (1992) estudaram também o arrasto activo, com a participação de 73 nadadores da equipa nacional Soviética. O arrasto activo foi determinado com a ajuda de um corpo hidrodinâmico adicional amarrado ao nadador, criando desta forma um arrasto adicional. Os autores compararam os resultados da velocidade máxima alcançada pelos nadadores com e sem o corpo hidrodinâmico, em que a diferença destes resultados seria devido ao efeito da resistência adicional.

Assim, tanto a técnica de Clarys (1979) bem como a de Kolmogorov e Duplishcheva (1992) avaliam o arrasto através da expressão *newtoniana* descrita pela equação 1. Nesta equação uma das variáveis independentes é a ASTT. A área de superfície frontal para o corpo humano foi estimada por Clarys (1979), a partir das características antropométricas massa corporal e estatura.

O autor estudou sessenta e três estudantes da *Academy of Physical Education of Amsterdam* e nove nadadores holandeses de nível olímpico. A medição específica da área de superfície frontal foi medida através de uma fotografia tirada aos sujeitos com um objecto de calibração, em que foi traçado o perímetro do diâmetro transversal máximo do corpo humano. Ao introduzir num modelo de regressão linear múltipla passo-a-passo diversas variáveis antropométricas para estimação da área, a massa corporal e a estatura foram os melhores preditores do diâmetro transversal máximo do corpo humano ($R = 0,71$).

No entanto, de acordo com Marinho *et al.* (2010a), esta equação possui algumas limitações: (i) a amostra para desenvolvimento do modelo preditivo foi reduzida. Apenas nove sujeitos eram nadadores olímpicos holandeses; (ii) as características antropométricas dos nadadores de então (anos 70) poderão não ser idênticas às que se podem encontrar actualmente; (iii) a equação não pode ser aplicada a jovens nadadores por ter sido desenvolvida para adultos do sexo masculino, e é de igual forma aplicada em sujeitos do sexo feminino; (iv) a capacidade preditiva da equação de Clarys (1979) não é elevada ($R = 0,70$); (v) no estudo em causa a equação nunca foi objecto de validação numa amostra independente.

Barbosa *et al.* (2010) procuraram desenvolver um modelo explicativo do arrasto hidrodinâmico para nadadores jovens através de um procedimento de modelação de equações estruturais (i.e., *path-analysis*) baseado em características antropométricas, hidrodinâmicas e biomecânicas. O modelo consistia em eliminar variáveis que não fossem predictoras do arrasto hidrodinâmico, entre as quais se incluía a ASTT. Ao aplicar o respectivo procedimento, a ASTT foi a única variável eliminada por não ter relação significativa com nenhuma outra das variáveis inseridas no modelo teórico definido. Mais ainda, o ajuste do modelo não foi satisfatório ao comparar o modelo teórico definido e o modelo obtido. Os autores concluíram então que o modelo não se enquadra devidamente no arrasto hidrodinâmico, possivelmente por se estar a estimar a ASTT de jovens nadadores com base numa equação modelada com adultos.

Assim, quer Barbosa *et al.* (2010), quer Marinho *et al.* (2010a), sugerem a emergência de novos estudos no sentido de desenvolver novos modelos preditivos da ASTT para ser incorporada no cálculo do arrasto hidrodinâmico.

Foi objectivo deste estudo desenvolver equações de estimação da ASTT com base em características antropométricas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Forças Externas no Meio Aquático

O acto de nadar depende da interacção de um conjunto de forças externas existentes no meio aquático, como sejam: a propulsão, o arrasto, a flutuabilidade e o peso. Devido à existência dessas forças, a eficiência das tarefas motoras realizadas no meio aquático, nomeadamente na Natação Pura Desportiva, tornam-se menos eficientes do que quaisquer outras actividades físico-desportivas realizadas no meio terrestre. Isto estará relacionado com as características físicas deste meio fluido.

Entende-se por fluido uma substância que pode entrar em escoamento quando sujeito a forças externas, observando-se uma mudança contínua das posições relativas das partículas que o constituem, como é o caso da água (Marinho *et al.*, 2007a). Uma quantidade fixa de líquido, como seja a água, tem um volume definido que pode variar com a temperatura e a pressão. Outra das características da água é a sua densidade, cujo valor é cerca de 1000 vezes superior relativamente ao ar. Também a viscosidade, outra característica da água, é responsável pela resistência ao movimento de cada camada do fluido sobre a camada adjacente. Assim, um aumento de eficiência nas actividades aquáticas pode ser directamente atribuído à capacidade do sujeito aumentar a sua propulsão e diminuir a resistência da água (Costill *et al.*, 1992).

De acordo com Barbosa e Queirós (2005), sempre que um corpo se encontra mergulhado em meio líquido, fica sujeito à acção da pressão hidrostática. Estas forças exercem-se perpendicularmente a toda a superfície imersa do corpo e a resultante vectorial de todas as forças de pressão hidrostática produz uma outra força, denominada Força de Impulsão Hidrostática.

De acordo com o Teorema de Arquimedes “todo o corpo submerso em meio líquido está sujeito a uma força que se exerce no sentido vertical e ascendente, igual ao peso do volume de líquido deslocado pelo corpo”. Esta é a Força de Impulsão Hidrostática, cujo seu ponto de aplicação é o centro geométrico do corpo (centro de impulsão), tem uma direcção vertical, sentido de baixo para cima e uma intensidade determinada pela expressão:

$$I = V \cdot \gamma \quad (2)$$

Em que I representa a Força de Impulsão Hidrostática, V o volume de líquido deslocado, e γ o peso específico do líquido. Assim, a impulsão tenderá a aumentar com o aumento do volume de líquido deslocado e/ou o peso específico do fluído (Barbosa e Queirós, 2005).

Por peso de um corpo entende-se a força de atracção que a força da gravidade exerce sobre o mesmo, tendo uma direcção vertical e um sentido negativo. No meio terrestre, cada corpo está em equilíbrio quando o seu centro de gravidade está projectado dentro da sua base de apoio. Já no meio aquático, uma outra força intervém: a impulsão como descrito anteriormente. Estas duas forças, peso e impulsão, orientadas em sentidos opostos, não agem sobre o mesmo ponto de aplicação, excepto no caso de um corpo sólido, homogéneo e simétrico. A flutuabilidade dum sujeito em meio líquido é determinada pela densidade relativa do meio e do sujeito. A densidade do corpo humano é muito próxima da unidade e consiste na razão entre o seu peso e o seu volume. Se a força da gravidade aplicada ao centro de gravidade de um corpo for superior à impulsão, o corpo “afunda”. Já se for igual ou superior, o corpo permanece à superfície mais ou menos submerso.

O arrasto, no meio aquático, é inerente ao padrão do fluxo da água que rodeia o nadador e que se altera de laminar para turbulento segundo determinadas condições. O tipo de fluxo é determinado pela densidade do fluido, pela velocidade de fluxo, pelo tamanho do objecto e pela viscosidade do fluido. O número de *Reynolds* descreve a relação entre estes factores que indicam a passagem de fluxo laminar para fluxo turbulento, pela equação:

$$Re = \frac{vL\rho}{\mu} \quad (3)$$

Em que v corresponde à velocidade do fluido, L corresponde ao comprimento da superfície sobre o qual se escoar, ρ corresponde à densidade do fluido e μ corresponde ao coeficiente de viscosidade dinâmica do fluido.

Para nadadores o número de *Reynolds* é na ordem de 10^6 , o que indica que o fluxo é predominantemente turbulento (Wilson e Thorp, 2002). Logo, a

resistência a que se submete um corpo humano ao se locomover no meio aquático é bastante elevado. Especialmente em comparação com espécies aquáticas.

Segundo Costill *et al.* (1992) a água consiste em moléculas que tendem a fluir em correntes contínuas suaves até se depararem com um objecto que interrompa o seu movimento. O fluxo suave é denominado de laminar e quando é interrompido é denominado de turbulento. Define-se fluxo laminar como uma corrente de moléculas de água não deformada, onde a influência do arrasto é menor. Considera-se como fluxo turbulento uma corrente de água em que as suas moléculas sofrem movimentos aleatórios em varias direcções e é caracterizado pelo grande quantidade de arrasto que provoca. Quando a corrente laminar encontra objectos sólidos (p.e. um nadador), as moléculas dispersam-se descontrolada e aleatoriamente em todas as direcções transformando-se numa corrente turbulenta (Maglischo, 1993).

A literatura descreve três teorias explicativas da propulsão no meio aquático (Chollet, 1997; Maglischo, 1993; Costill *et al.*, 1992): (i) o arrasto propulsivo; (ii) a força ascensional propulsiva; (iii) a vorticidade.

O arrasto propulsivo reporta-se para a terceira lei de *Newton* em que para cada acção existe uma reacção de igual intensidade. Aplicando esta lei de acção-reacção à Natação Pura Desportiva, Costill *et al.* (1992) referem que quando o nadador “empurra” água para trás desencadeia uma aceleração do seu corpo para a frente com uma força de igual magnitude. Este método foi, de acordo com Hay (1988) o primeiro modelo científico, até ao momento se que tenha sido rejeitado ou refutado, a explicar a propulsão humana no meio aquático, em que os nadadores realizam acções segmentares antero-posteriores de forma a deslocarem o seu corpo para a frente (Marinho *et al.*, 2007).

De acordo com Maglischo (1993) a utilização da força ascensional propulsiva é provavelmente o método mais efectivo de aumentar a propulsão. Brown e Counsilman (1971) demonstraram que os nadadores executam a braçada diagonalmente e não directamente para trás (Costill *et al.*, 1992). Este método funciona como um aerofólio na aviação, o nadador simula com a mão

um aerofólio aquando do seu deslocamento no meio aquático sendo criada uma resistência pela água em sentido oposto ao deslocamento. Esta oposição da água gera uma força denominada de força ascensional propulsiva que actua sempre perpendicularmente à resistência criada pela água. Um nadador com a mão, e possivelmente com o braço, pode produzir uma força ascensional propulsiva durante o seu deslocamento no meio aquático. Imediatamente após a entrada dos membros superiores na água, o mesmo executa uma acção descendente e uma acção lateral exterior que cria resistência numa direcção oposta ao deslocamento. A direcção e a velocidade do movimento dos membros superiores, a mão em forma de aerofólio e o ângulo de ataque fazem com que a água passe sobre o dorso da mão, sofrendo uma aceleração, e a que passa pela palma da mão é direccionada para trás. Este fenómeno origina um diferencial de pressões, ou seja, uma diferença de pressão entre as duas superfícies da mão, em que a pressão sobre o dorso da mão diminui e a pressão abaixo da palma da mão aumenta gerando uma força ascensional direccionada para a frente (Magischo, 1995).

Marinho *et al.* (2007a) referem que a principal forma de propulsão dos peixes é através da deflexão de massas de água para trás, animadas com uma determinada velocidade que, em média, se caracteriza por uma direcção oposta à direcção de deslocamento. À volta desta massa água organizada, que se movimenta de altas para baixas pressões, e das restantes em repouso, pode ser observado um anel de partículas em rotação, denominado de vórtices (Ungerechts e Persyn, 1999).

Ungerechts (1985) descrevem três tipos de vórtices: (i) de extremidade, em que a mão funciona como uma “asa”, escoando a água de altas para baixas pressões; (ii) separados em forma de “U”, surgem quando se mantém um segmento corporal a realizar uma acção ao longo do trajecto motor com acelerações pouco significativas e mudanças de direcção pouco bruscas; (iii) separados em anel, surgem quando se mantém um determinado segmento corporal a realizar uma acção ao longo do trajecto motor com acelerações significativas e mudanças de direcção bruscas.

2.2 Arrasto

2.2.1 Definições

O arrasto é tido como a força que actua sobre um corpo que se desloca num meio fluido, devido à viscosidade que lhe é inerente sendo influenciada pelo corpo que nele se desloca (Vogel, 1994). Vilas-Boas (1997) classifica o arrasto hidrodinâmico como uma força externa que actua sobre o corpo do nadador, com a mesma direcção e com sentido oposto ao deslocamento, pelo que quanto menor for a sua intensidade, maior será a velocidade de deslocamento se todas as outras condições se mantiverem constantes. Numericamente o arrasto expressa-se através da equação 1.

Logo, o arrasto é condicionado pela área de superfície frontal, pela forma e pela velocidade de um objecto que se desloca no meio aquático (Marinho *et al.*, 2010a; Maglischo, 1993; Costill *et al.*, 1992).

Existem dois tipos de arrasto hidrodinâmico: (i) o arrasto passivo e; (ii) o arrasto activo. Vários autores dissertaram sobre estes dois tipos de arrasto, bem como, sobre as suas formas de medição. Por exemplo, Pendergast *et al.* (2006) classificam o arrasto passivo como a avaliação do arrasto produzido durante o deslocamento de um corpo rebocado, sem movimento relativo dos segmentos corporais no meio aquático. Por outro lado, Kolmogorov *et al.* (1997) classificam o arrasto activo como a resistência da água associada a um movimento de nado.

Van der Vaart *et al.* (1987) referem-se ao arrasto activo como sendo duas a três vezes superior ao arrasto passivo. No entanto, em estudos como o de Kolmogorov e Duplishcheva (1992), o arrasto activo foi inferior ao arrasto passivo. Intuitivamente, o arrasto activo pode ser considerado superior ao arrasto passivo porque o corpo adopta uma posição menos alinhada, estando os segmentos propulsivos a promover uma maior área frontal do corpo relativamente à direcção do deslocamento no fluido. Por outro lado, o arrasto activo pode ser inferior ao arrasto passivo se as reacções resultantes da braçada e pernada contribuírem para a sustentação do corpo na água, apresentando uma menor área de superfície e menor área frontal ao fluxo, do que se o corpo estiver a ser rebocado passivamente à mesma velocidade.

Nesta situação, o arrasto de fricção e de pressão seriam reduzidos, levando o arrasto activo a ser inferior ao arrasto passivo, para uma mesma velocidade de nado (Wilson e Thorp, 2002).

2.2.2 Componentes

Autores como Marinho *et al.* (2007a); Pendergast *et al.* (2006); Wilson e Thorp (2002) e Costill *et al.* (1992) definem três componentes do arrasto: (i) arrasto de fricção; (ii) arrasto de pressão; (iii) arrasto de onda. Já Toussaint *et al.* (2002) atribuem outra nomenclatura, mas ainda assim, expressam a força total de arrasto pela equação:

$$F_d = F_f + F_p + F_w \quad (4)$$

Em que F_d corresponde à força total de arrasto, F_f à componente de fricção, F_p à componente de pressão e F_w à componente de onda.

Considera-se como arrasto de fricção o contacto entre o nadador e as moléculas de água que perturba o seu fluxo laminar (Costill *et al.*, 1992). Como consequência, as moléculas de água entram em colisão entre si aumentando a resistência com a consequente diminuição do deslocamento. O factor que mais influencia o arrasto de fricção é a textura da superfície. Quanto mais lisa for a superfície em contacto com a água, menor a fricção resultante, logo menor a resistência (Maglischo, 1993). O arrasto de fricção é calculado através da equação (Toussaint, 2002):

$$D = K \cdot v \quad (5)$$

Em que D corresponde ao arrasto, K é uma constante que inclui a densidade da água, a área de superfície frontal e o coeficiente de força hidrodinâmico, e v a velocidade de deslocamento.

Para os autores Wilson e Thorp (2002), bem como, Costill *et al.* (1992) os principais factores que influenciam o arrasto de fricção são a área de superfície corporal, a velocidade de deslocamento, a viscosidade do fluido e a textura da superfície do corpo. Marinho *et al.* (2009a) descrevem o arrasto de fricção como o arrasto atribuído às forças que tendem a retardar a água que flui

ao longo da superfície do corpo, que depende da velocidade do fluxo da área de superfície do corpo e da textura da superfície. Como os nadadores não podem controlar directamente todos os factores anteriores excepto a textura da superfície do corpo, fica este último como a melhor solução para reduzir o arrasto de fricção.

O arrasto de fricção reporta-nos para estudos realizados por Sharp *et al.* (1988), ou Sharp e Costill (1989) em que estudaram a depilação de nadadores enquanto forma de diminuir o arrasto de fricção. Ao longo do tempo, esta estratégia adoptada por nadadores para diminuir o arrasto, foi considerada dúbia pela comunidade científica. Foram colocadas em questão as causas para a sua utilização como fenómenos psicológicos, cinestésicos ou fisiológicos, sendo este último o menos provável de todos. Outro exemplo da influência do arrasto de fricção são os fatos tecnológicos usados até bem recentemente. Estudos realizados por Mollendorf *et al.* (2004), Roberts *et al.* (2003) e Benjaventura *et al.* (2002) registaram uma influência significativa na utilização de fatos tecnologicamente evoluídos de forma a diminuir o arrasto hidrodinâmico. Para deslocamentos realizados à superfície (Mollendorf *et al.*, 2004) e para deslocamentos realizados a uma profundidade de 0,4 [m] (Roberts *et al.*, 2003; Benjaventura *et al.*, 2002) concluiu-se que a utilização de fatos especialmente concebidos para Natação Pura Desportiva contribuem para uma diminuição significativa do arrasto hidrodinâmico. Esta diminuição é tanto maior quanto maior a área de superfície do tronco coberta pelos fatos.

Considera-se como arrasto de pressão a resistência causada por um incorrecto alinhamento horizontal e/ou lateral do corpo durante o seu deslocamento no meio aquático (Maglischo, 1993). O arrasto de pressão é expresso pela equação (Toussaint, 2002):

$$D = K \cdot v^2 \quad (6)$$

Em que D corresponde ao arrasto, K é uma constante que inclui a densidade da água, a área de superfície frontal e o coeficiente de força hidrodinâmico, e v a velocidade de deslocamento.

Os movimentos acentuados, verticais e laterais do corpo, durante o deslocamento, geram uma maior área de superfície frontal perturbando o fluxo laminar e como consequência geram mais resistência. A turbulência incrementada na zona frontal, resultante destes movimentos, e as correntes parasitas na zona posterior geram um gradiente de pressões que ocorre aquando do deslocamento do nadador em meio líquido. Este gradiente cria uma força que actua sobre o corpo, perpendicularmente ao plano de separação dos dois campos de pressão e que se dirige de altas para baixas pressões (Maglischo, 1993). Este arrasto tende a aumentar com o aumento de velocidade de deslocamento ou com o aumento da área de superfície corporal, o que confirma o descrito por Costill *et al.* (1992). Os mesmos referem que as moléculas de água que se tornam turbulentas integram outras correntes laminares, e quando isso acontece elas colidem com as moléculas aí existentes, dispersando-se em direcções aleatórias. A agitação da água aumenta a pressão à frente do nadador relativamente à que ocorre atrás do mesmo, onde o fluxo é mais laminar. Esta diferença de pressão entre a zona anterior e posterior do nadador é que dificulta o movimento propulsivo, caracterizado de arrasto de pressão.

Wilson e Thorp (2002) sugerem uma diminuição da área de superfície frontal aliada a uma redução dos movimentos laterais, bem como, uma diminuição da amplitude da acção dos membros inferiores de forma a diminuir o arrasto de pressão e por conseguinte, o arrasto total.

Considera-se como arrasto de onda a resistência que ocorre no meio aquático devido à turbulência gerada pelos movimentos do nadador (Maglischo, 1993). Para Costill *et al.* (1992) um corpo ao deslocar-se no *interface* ar-água provoca perturbações dessa superfície, traduzindo-se numa oscilação continuada no espaço das partículas de água em torno do seu ponto de equilíbrio, designada de onda. O arrasto de onda é expresso pela equação (Toussaint, 2002):

$$D = K \cdot v^4 \quad (7)$$

Em que D corresponde ao arrasto, K é uma constante que inclui a densidade da água, a área de superfície frontal e o coeficiente de força hidrodinâmico e v a velocidade de deslocamento.

Toussaint *et al.* (2002) constataram que o deslize abaixo da superfície da água diminui o arrasto de onda, como por exemplo, após a partida e após a viragem. Os autores ressaltaram o facto de que nadadores registaram excelentes resultados quando executaram cerca de 50 % do nado em deslize subaquático, apenas com movimento ondulatório do corpo (i.e., acção dos membros inferiores da técnica de Mariposa), ao invés de realizarem o seu deslocamento à superfície da água.

Wilson e Throp (2002) constataram que a redução do arrasto de onda tem um efeito significativo na diminuição do arrasto total. Como tal, sugerem que os segmentos propulsivos anteriores executem uma entrada suave na água de forma a reduzir o número e tamanho das ondas geradas, e ainda que um correcto alinhamento do tronco diminui o número de ondas que formam pontos de pressão.

Arellano *et al.* (2002) procuraram comparar os valores do número de *Strouhal* (i.e., número adimensional que relaciona a oscilação de um fluido com a sua velocidade média) e outras variáveis cinemáticas relacionadas com ele, entre nadadores de diferentes níveis competitivos durante o nado ondulatório subaquático. Os autores concluíram que um reduzido número de *Strouhal* relacionou-se com elevadas velocidades de deslocamento. Assim, Arellano *et al.* (2002) sugerem uma redução da amplitude da acção dos membros inferiores aliada a um aumento da sua frequência de forma a aumentar a velocidade do nadador durante o nado ondulatório subaquático.

Segundo Costill *et al.* (1992) os nadadores têm algum controlo sobre as ondas que produzem devido aos seus movimentos, quando se deslocam no meio aquático. Estes movimentos geram ondas na extremidade anterior que se deslocam para trás contra o seu corpo diminuindo desta forma o seu deslocamento. Tanto a acção dos membros inferiores como dos membros superiores nas técnicas de Natação criam turbulência no meio aquático, o que

vai aumentar a pressão, produzindo uma força direccionada em sentido oposto ao deslocamento do nadador, diminuindo a sua velocidade de deslocamento.

Wilson e Thorp (2002) referem-se de igual modo aos múltiplos pontos de pressão existentes no corpo humano que produzem ondas. Estes pontos de pressão são causados pelos movimentos segmentares por parte do nadador. O vértex, os ombros e as nádegas são os pontos de formação de ondas mais comuns. No caso das nadadoras, acrescenta-se a zona mamária. A altura das ondas para esses pontos de pressão são mais susceptíveis de serem diferentes, mas o comprimento das ondas e a sua velocidade serão as mesmas (Wilson e Thorp, 2002).

2.2.3 Contributo Relativo

Vários estudos procuraram investigar o contributo relativo do arrasto de fricção, do arrasto de pressão e do arrasto de onda para a força de arrasto total, composto por estas três componentes.

Num estudo experimental de arrasto passivo, Pendergast *et al.* (2005) indicam que a componente de pressão é a principal determinante para este tipo de arrasto contribuindo com 74 %, 55 % e 51 % para as velocidades 1,0 [m·s⁻¹], 2,0 [m·s⁻¹] e 2,2 [m·s⁻¹] respectivamente. Já a componente de fricção contribui com 24 %, 25 %, 23 % e a componente onda com 2 %, 20 % e 26 % para as mesmas velocidades.

Toussaint *et al.* (2002) procuraram estudar o efeito da componente de onda na realização da técnica de Crol. A uma determinada velocidade, o comprimento de onda iguala o comprimento da linha de água, que é presumivelmente proporcional à estatura do nadador. Esta velocidade é denominada de “*hull speed*”, um termo que tem origem na engenharia náutica e é referida por vezes como a velocidade de deslocamento. É a velocidade de um barco em que as ondas de proa e popa interferem construtivamente, criando ondas relativamente grandes, e, portanto, um valor relativamente grande de arrasto de onda. Embora o termo “*hull speed*” sugerir ser uma velocidade limite para um navio, visto que o arrasto durante o deslocamento do casco aumenta suavemente com o aumento de velocidade à medida que se

aproxima ou ultrapassa a “*hull speed*”, não se verifica nenhum efeito perceptível na mesma.

Para realizarem este estudo, Toussaint *et al.* (2002) utilizaram um sistema de avaliação de arrasto activo denominado de *MAD System* implementado por Hollander *et al.* (1986). Para avaliar o efeito da componente de onda foi pressuposto que abaixo de uma determinada velocidade o arrasto é predominantemente determinado pela componente de pressão, sendo a componente de fricção considerada negligenciável a velocidades superiores a $0,8 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$. Os autores constataram que o valor médio da força de arrasto total à velocidade máxima foi de $98,3 \text{ [N]}$ e a componente de onda registou um valor médio de $11,49 \text{ [N]}$, o que equivale a $12,13 \%$ do valor total de força de arrasto. Foi sugerido por Toussaint *et al.* (2002) a maior extensão possível dos membros superiores para a frente de forma a aumentar o comprimento do corpo e com a conseqüente redução da resistência da componente de onda. Desta forma Toussaint *et al.* (2002) constataram que nadadores mais eficientes criam ondas de menor amplitude no seu deslocamento no meio aquático, diminuindo assim o arrasto total. Sugerem ainda que o deslocamento no meio aquático seja realizado abaixo da superfície da água de forma diminuir esta componente do arrasto.

Autores como Marinho *et al.* (2009b), Zaidi *et al.* (2008) e Bixler *et al.* (2007) dissertaram sobre o efeito da profundidade nas componentes de arrasto através da Dinâmica Computacional de Fluidos. Marinho *et al.* (2009b) realizaram o estudo a uma profundidade de $0,90 \text{ [m]}$, Zaidi *et al.* (2008) a $1,50 \text{ [m]}$ e Bixler *et al.* (2007) a $0,75 \text{ [m]}$ de profundidade. Os autores concluíram que a componente de onda não contribui significativamente para o arrasto total a profundidades abaixo dos $0,60 \text{ [m]}$. Estes dados parecem confirmar o descrito no parágrafo anterior por Toussaint *et al.* (2002).

Vennel *et al.* (2006) constataram que abaixo de $0,75 \text{ [m]}$ de profundidade é a zona onde os efeitos da superfície influenciam significativamente o arrasto. Os mesmos demonstraram que para evitar significativamente a componente de onda o nadador deve estar a uma profundidade de entre 1,8 a 2,8 vezes a

largura do peito do nadador para velocidades de 0,9 [m·s⁻¹] e 2,0 [m·s⁻¹], respectivamente.

No estudo realizado por Bixler *et al.* (2007) a componente de pressão registou cerca de 75 % da força total de arrasto e a componente de arrasto fricção, apesar de não ser tão significativa, registou valores de 27 % e 25 % da força total de arrasto para velocidades de deslocamento de 1,50 [m·s⁻¹] e 2,25 [m·s⁻¹], respectivamente. Esta percentagem significativa da componente de pressão foi comprovada por Zaidi *et al.* (2008) que para uma posição com a cabeça alinhada com o corpo a componente de pressão representou cerca de 80 % da força total de arrasto. Este dados foram corroborados por Marinho *et al.* (2009b) em que para duas posições de deslocamento, uma com os membros superiores em extensão para a frente e outra com os membros superiores ao longo do tronco registaram percentagens de 87 % e 92 % de componente de pressão, respectivamente.

Apesar de autores como Vennel *et al.* (2006) e Vorontsov e Rumyantsev (2000) terem constatado contribuições diferentes das componentes de arrasto, a componente de pressão pode ser considerada como a mais preponderante para velocidades de nado moderadas (i.e., abaixo de 1,4 m·s⁻¹), como sugerido por Wilson e Thorp (2002).

2.3 Avaliação do Arrasto

2.3.1 Métodos Numéricos

A Dinâmica Computacional de Fluidos (DCF) é uma metodologia numérica que tem vindo a ser aplicada na área das Actividades Aquáticas de forma a observar e entender os movimentos da água em redor do corpo humano e a sua aplicação de forma a melhorar a técnica de nado e/ou equipamentos de nado, contribuindo assim para o aumento da *performance* de nado (Marinho *et al.*, 2009a).

Esta metodologia abrange um vasto campo de pesquisa e aplicação, como sejam: no campo industrial, biológico, médico e desportivo. A sua aplicação em seres humanos é efectuada em actividades realizadas nos meios terrestre e aquático. No meio terrestre a DCF tem sido aplicada, a título

ilustrativo, em desportos motorizados (Hannah, 2002). No entanto, Dabnichki e Avital (2006) reportam-se para que a intermitência da aplicação desta metodologia é a enorme complexidade das condições de fluxo, como sejam: o fluxo instável, alto nível de turbulência e complexas geometrias corporais que requerem o uso de instalações computacionais avançadas.

A DCF tem duas grandes áreas de intervenção nas Actividades Aquáticas em geral e na Natação em particular: (i) análise da força propulsiva produzida pelos segmentos corporais propulsivos; (ii) análise da força resistiva ao deslocamento.

Nesta metodologia em que Bixler e Schloder (1996) foram pioneiros na sua aplicação à Natação, autores como Rouboa *et al.* (2006), Silva *et al.* (2005) ou Bixler e Riewald (2002) procuraram analisar a força propulsiva produzida pelos segmentos corporais propulsivos; enquanto Marinho *et al.* (2009b) ou Bixler *et al.* (2007) procuraram estudar a força resistiva ao deslocamento.

Esta metodologia consiste na aplicação, ao fluxo de um fluido, de um modelo matemático de turbulência denominado de standard $\kappa - \epsilon$. Num dado domínio computacional, este modelo substitui as equações *Navier-Stokes* por expressões algébricas discretizadas que foram resolvidas através de cálculos iterativos (Moreira *et al.*, 2006). O código comercial *Fluent*[®] é dos mais usados para desenvolver e resolver estas equações (Silva *et al.*, 2005)

Para Rouboa *et al.* (2006) a necessidade de cálculo destas forças advém do facto do movimento existente no meio aquático ser significativamente dependente da interacção do sujeito com esse mesmo fluido. Assim, a explicação do movimento do meio aquático requer a medição das forças actuantes neste fluido, principalmente nos segmentos responsáveis pela propulsão, como sejam a mão e antebraço.

Assim, relativamente a estudos que se reportaram para a análise da propulsão dos segmentos corporais propulsivos, em condições estáveis, Lyttle e Keys (2006) referem que a grande vantagem da utilização da DCF é a possibilidade de medir de que forma a variância dos *inputs* afecta as condições de fluxo resultantes e, portanto, os respectivos *outputs*. Bixler e Riewald (2002)

procuraram avaliar a variação da força de arrasto e força ascensional de acordo com vários ângulos de ataque. Os autores criaram um modelo computacional bidimensional baseado na mão e antebraço de um nadador, comparando *à posteriori* os seus resultados de coeficientes de força *steady-state* com outros obtidos experimentalmente. Este modelo computacional aplicado pelos autores simulava uma mão/antebraço de um nadador com o polegar em adução e o pulso em posição neutra. A malha de modelo computacional era composta por 215 mil elementos trapezoidais. Foram calculados os ângulos de ataque, situados entre a abcissa que corresponde ao vector que se prolonga desde a última falange do quarto dedo até à última falange do dedo indicador, e a direcção do fluxo, para a amplitude entre 15° a 195° e com um incremento máximo de 15°, a textura do modelo foi considerada lisa. Os valores de densidade e viscosidade foram escolhidos para uma temperatura de água correspondente a 22,6 [°C], a velocidade variou entre os 0,3 [m·s⁻¹] e os 4,0 [m·s⁻¹].

Bixler e Riewald (2002) constataram que o coeficiente de arrasto do antebraço foi constante com um valor de 0,65 e a força ascensional igual a zero, para a mão o coeficiente de arrasto foi mínimo nos ângulos de ataque 0° e 180°, e atingiu o seu pico aos 95° com um valor de 1,15. A força ascensional da mão foi igual a zero aos 95° e atingiu o seu pico aos 55° e 140°, com mais força ascensional a ser gerada quando foi o dedo mindinho utilizado como bordo de ataque ao invés de quando liderado pelo polegar. Os valores dos coeficientes de eixo foram significativos para o antebraço em todos os ângulos de ataque e para a mão no ângulo de ataque 90°, levando os autores a constatar que a avaliação dos componentes de força deveria ser tridimensional ao invés de bidimensional. Todos os coeficientes de força foram constantes para velocidades entre os 1,0 [m·s⁻¹] e os 3,0 [m·s⁻¹].

Bixler e Riewald (2002) compararam os seus resultados calculados através de DCF com aqueles obtidos por Berger *et al.* (1995), Schleihauf (1979) e Wood (1977) que calcularam os coeficientes de força em *steady-state* através de métodos experimentais. Os seus resultados foram similares aos obtidos por Wood (1977) e Berger *et al.* (1995). Já no que diz respeito à comparação realizada com os dados experimentais de Schleihauf (1979), que

simulou apenas uma mão numa “flume”, os resultados dos coeficientes de arrasto foram superiores aos registados por Bixler e Riewald (2002). A aparente razão para este facto deve-se à turbulência da “flume” que aumenta a força ascensional e especialmente o arrasto propulsivo. Ainda assim, Bixler e Riewald (2002) descreveram a DCF como uma metodologia viável e menos dispendiosa para testar a propulsão em Natação, visto que os seus resultados aproximam-se dos já registados experimentalmente para fluxos estáveis.

Com o objectivo de dar continuidade ao uso da DCF como uma recém metodologia de investigação na Natação Pura Desportiva, Silva *et al.* (2005) procuraram calcular a força propulsiva gerada pela mão e antebraço através de DCF. Os autores aplicaram esta metodologia no cálculo dos coeficientes de resistência e força ascensional resultantes da simulação numérica do fluxo externo de segmentos corporais propulsivos, como sejam a mão e antebraço. Para tal utilizaram três modelos bidimensionais de um escoamento em regime permanente, um modelo frontal com um ângulo de ataque de 90° e dois modelos laterais. Um tendo o dedo polegar como bordo de ataque com um ângulo de ataque de 180°, e outro tendo o dedo mindinho como bordo de ataque com um ângulo de ataque de 0°. Foi utilizado o modelo matemático descrito nos estudos anteriores.

De acordo com os resultados obtidos por Silva *et al.* (2005), os valores de coeficiente de arrasto para a mão/antebraço, em todos os modelos estudados, foram superiores aos obtidos para o coeficiente de força ascensional. O valor máximo do coeficiente de arrasto foi obtido para o modelo com o ângulo de ataque de 0° com um valor de 1,16, sendo que os restantes dois modelos registaram valores mínimos de 0,27 ambos. O coeficiente de força ascensional permaneceu constante e quase nulo, sendo que o valor máximo de 0,15 foi obtido no modelo com um ângulo de ataque de 0°, tendo como bordo de ataque o dedo mindinho. Os coeficientes de arrasto e força ascensional foram praticamente constantes, não variando com o incremento de velocidade. O mesmo não se verificou com a força de propulsão, o seu crescimento equivaleu a uma curva ascendente sendo quase constante para velocidades até 1,0 [m·s⁻¹], e crescendo exponencialmente até um máximo de 44,47 [N] para um ângulo de ataque de 90° e uma velocidade de 2,0 [m·s⁻¹].

Comparando os resultados obtidos por Bixler e Riewald (2002) com os obtidos por Silva *et al.* (2005) pode-se constatar que são semelhantes. No entanto, o erro de determinação do coeficiente de arrasto entre os dois estudos foi de 14 % podendo ter origem em dois factores: (i) no estudo realizado por Silva *et al.* (2005) foi utilizada uma malha adaptativa de 400 mil elementos trapezoidais de quatro nós cada elemento, no sentido de alcançar a melhor definição possível dos contornos dos modelos mão/antebraço e no estudo de Bixler e Riewald (2002) foi utilizada uma malha com 215 mil elementos; (ii) a eliminação do ponto de singularidade no estudo de Silva *et al.* (2005) pelo uso da terceira secção na construção do modelo mão/antebraço (Silva *et al.*, 2005).

No que diz respeito à contribuição da força de arrasto e força ascensional para a propulsão, em condições estáveis, os estudos de Bixler e Riewald (2002), descrito anteriormente, bem como de Silva *et al.* (2008), constataram que é gerada mais força ascensional quando é o dedo mindinho a liderar o bordo de ataque ao invés do dedo polegar. Silva *et al.* (2008) confirmaram a supremacia da componente de arrasto ao utilizaram um modelo digital real de uma mão e antebraço de um nadador. Constataram ainda uma contribuição relevante da força ascensional para a produção de força propulsiva total realizada pela mão e antebraço durante as fases de nado quando o ângulo de ataque é cerca de 45°. O coeficiente de arrasto registou valores superiores ao coeficiente de força ascensional para todos os ângulos medidos, sendo que atingiu o seu valor máximo (0,90) ao ângulo de ataque de 90° e o seu valor mínimo (0,45) ao ângulo de ataque de 0°. Relativamente aos valores do coeficiente de força ascensional, o seu valor máximo (0,50) foi registado ao ângulo de ataque de 45° e o seu valor mínimo (0,15) ao ângulo de ataque de 90°.

A DCF também foi aplicada em condições de fluxo instáveis de forma a aproximar-se da realidade das condições de nado. Bixler e Schloder (1996) aplicaram a sua análise computacional a fluxos de água estável e a fluxos com aceleração à volta de um disco que simulava a área de uma mão. Foram escolhidas combinações de velocidades e acelerações para estarem dentro ou próximo da amplitude de velocidade e aceleração da mão gerada pelos nadadores durante a fase descendente e fase ascendente. De acordo com os

dados obtidos pelos autores, a aceleração da mão pode aumentar o arrasto propulsivo cerca de 24 % acima de valores *quasi-steady*, obtendo um valor de coeficiente de arrasto de 1,16. Bixler e Schloder (1996) concluíram que este aumento significativo foi devido ao cálculo ter sido efectuado num disco simulando uma mão, em vez de um modelo computacional mais complexo.

Por sua vez, Rouboa *et al.* (2006) realizaram o cálculo dos coeficientes de arrasto propulsivo e de força ascensional através de uma montagem bidimensional baseada num modelo real de uma mão, e através da utilização de uma malha mais complexa com maior resolução na construção do modelo mão/antebraço. Para o estudo, realizaram uma simulação em três posições distintas do modelo mão/antebraço, uma frontal e duas laterais num plano radial. A posição frontal a um ângulo de ataque de 90°, uma das posições laterais em que foi o dedo mindinho utilizado como bordo de ataque a um ângulo de ataque de 0° e a outra posição lateral com o dedo polegar a liderar o movimento a um ângulo de ataque de 180°.

A simulação numérica foi realizada para duas condições de fluxo distintas, uma para estado estável e outra para estado instável, para velocidades entre 0,5 [m·s⁻¹] e 4,0 [m·s⁻¹] com uma incrementação de 0,5 [m·s⁻¹]. No que diz respeito à situação de estabilidade o coeficiente de arrasto do modelo mão/antebraço foi, para as três posições estudadas, o mais significativo para a propulsão com um valor máximo de 1,16 registado no ângulo de ataque a 90°, tal como no estudo de Silva *et al.* (2005). Para os dois restantes ângulos de ataque, a 0° e 180°, o valor do coeficiente de arrasto foi mínimo, e o coeficiente de força ascensional foi sempre constante e praticamente sempre nulo, registando o seu valor máximo de 0,15 para o ângulo de ataque a 0°. Em relação à situação de instabilidade, a posição estudada a um ângulo de ataque de 90° foi aquela que gerou mais arrasto, com um coeficiente de arrasto de valor máximo de 2,036 ao instante 0,0025 [s] e um valor mínimo de 1,430 ao instante 0,25 [s]. Para o ângulo de ataque a 0° o coeficiente de arrasto registou valores entre 0,309 e 0,369 para os mesmos instantes, e para o ângulo de ataque a 180° registaram-se valores entre 0,321 e 0,410 também para os mesmos instantes. Quando comparados os valores entre as duas situações e para as mesmas velocidades, o coeficiente de

arrasto registou aproximadamente mais 22,5 % de propulsão na situação instável (Rouboa *et al.*, 2006).

Já Marinho *et al.* (2008) procuraram determinar os coeficientes de arrasto e força ascensional de um modelo de mão e antebraço, também em condições instáveis, mas através de uma abordagem tridimensional. Os cálculos foram realizados os ângulos de ataque de 0°, 45° e 90° com um ângulo entre a mão/antebraço e direcção de fluxo de 0°. Para a criação da condição instável, a velocidade iniciou-se nos 0,5 [m·s⁻¹] até aos 2,0 [m·s⁻¹] num instante de 0,25 [s] com uma aceleração de 6 [m·s⁻²]. Os coeficientes de arrasto e força ascensional da mão e antebraço foram analisados para as condições estável e instável. Em relação à condição estável, o coeficiente de arrasto registou valores de 0,42, 0,61 e 0,91 e o coeficiente de força ascensional registou valores de 0,18, 0,27 e 0,18 para os ângulos de ataque de 0°, 45° e 90° respectivamente. Já em relação à condição instável, o coeficiente de arrasto registou o seu valor máximo (1,82) ao instante 0,0025 [s] para o ângulo de ataque 90°, e seu valor mínimo (0,62) ao instante 0,25 [s] para o ângulo de ataque 0°. No que diz respeito ao coeficiente de força ascensional, atingiu o seu valor máximo (0,52) ao instante 0,0025 [s] para o ângulo de ataque 45°, e o seu valor mínimo (0,23) ao instante 0,25 [s] para o ângulo de ataque 90°. Desta forma, Marinho *et al.* (2008) concluíram que a aceleração da mão e antebraço geram mais propulsão, sugerindo que os mecanismos instáveis devem ser considerados para a propulsão em Natação.

O deslize subaquático também foi alvo da DCF, Marinho *et al.* (2009b) e Marinho *et al.* (2007b) procuraram estudar o arrasto hidrodinâmico durante o deslize em Natação. Ambos os autores utilizaram uma malha tridimensional de células e a técnica foi aplicada a um modelo tridimensional de um nadador adulto em duas situações de deslize: (i) posição horizontal ventral com os membros superiores estendidos à frente; (ii) posição horizontal ventral com os membros superiores ao longo do tronco. As simulações foram aplicadas para velocidades entre os 1,6 [m·s⁻¹] e os 2,0 [m·s⁻¹], com incrementações de 0,1 [m·s⁻¹].

Marinho *et al.* (2007b) constataram que para ambas as posições estudadas, à medida que aumenta a velocidade diminui o coeficiente de arrasto. E para todas as velocidades de deslize, a posição horizontal ventral com os membros superiores estendidos à frente foi aquela que registou menores valores de coeficiente de arrasto, com valores entre 0,960 e 0,856 para as velocidades 1,6 [m·s⁻¹] e 2,0 [m·s⁻¹] respectivamente. A posição horizontal ventral com os membros superiores ao longo do tronco registou um valor de 1,648 para a velocidade 1,6 [m·s⁻¹] e 1,471 para a velocidade 2,0 [m·s⁻¹]. Marinho *et al.* (2009b) registaram também um valor de coeficiente de arrasto inferior para a posição ventral com os membros superiores em extensão para a frente, em relação à posição ventral com os membros superiores ao longo do tronco com valores de 0,4 e 0,7, respectivamente.

Desta forma Marinho *et al.* (2009b) e Marinho *et al.* (2007b) constataram que os seus resultados, para a posição ventral com os membros superiores em extensão para a frente, foram semelhantes aos registados por Bixler *et al.* (2007), Vilas-Boas *et al.* (2008) e Lyttle *et al.* (1999). Concluíram ainda que a diminuição do arrasto hidrodinâmico é essencial para aumentar o deslize no meio aquático e da vantagem do mesmo ser realizado com os membros superiores estendidos à frente.

Já Marinho *et al.* (2010b) tiveram como intuito analisar o efeito da profundidade no arrasto durante o deslize em Natação através de DCF. Foi utilizada uma abordagem tridimensional para simular o fluxo do fluido em condições estáveis. O deslize foi medido às profundidades de 0,20 [m], 0,75 [m] e 1,30 [m] a uma velocidade de 2,50 [m·s⁻¹] durante 3 segundos cada deslize. Os dados obtidos reportam valores de coeficiente de arrasto de 0,37, 0,34 e 0,30 e valores de força de arrasto de 141,40 [N], 128,10 [N] e 115,30 [N] para o deslize realizado às profundidades respectivas de 0,20 [m], 0,75 [m] e 1,30 [m], respectivamente. Marinho *et al.* (2010b) concluíram que os valores de arrasto para o deslize diminuíram à medida que a profundidade aumentou. Ainda de acordo com os autores, este fenómeno deve-se à redução do efeito de arrasto de onda, que é um factor que contribui significativamente para a força de arrasto total. O estudo realizado por Marinho *et al.* (2010b) sugere que o deslize em Natação seja realizado a profundidades iguais ou superiores a

0,75 [m] de forma a diminuir a força de arrasto e otimizar a *performance* de nado.

Ainda no que refere ao deslize subaquático, Zaidi *et al.* (2008) tiveram como intuito analisar o efeito da posição da cabeça durante o deslize, através de uma análise bidimensional. Para os autores o alinhamento da cabeça com o tronco parece permitir uma maior penetração no meio aquático, quando comparados com uma acentuada flexão ou hiper-extensão cervical, afectando o alinhamento do tronco. Zaidi *et al.* (2008) constataram que um alinhamento da cabeça com o tronco (i.e., posição neutra da cabeça) permite uma diminuição de 17 % a 20 % do arrasto, para velocidades entre os 2,20 [m·s⁻¹] e os 3,10 [m·s⁻¹].

Outro estudo envolvendo a DCF foi realizado por Silva *et al.* (2008) que procuraram analisar os efeitos de *drafting* em Natação. Para tal, foi medido o efeito da distância entre dois sujeitos no coeficiente de arrasto e registar à qual o coeficiente de arrasto do segundo nadador é igual ao coeficiente de arrasto do primeiro nadador em condições estáveis. Foram utilizados dois modelos de nadadores com 1,80 [m] de estatura e 0,5 [m] de largura com os membros superiores ao longo do tronco. Estas características anatómicas foram escolhidas por se enquadrarem nas características antropométricas de nadadores de nível nacional. No *interface* entre o meio líquido e o ar, a velocidade do fluido foi considerada igual à velocidade absoluta de deslocamento do nadador. A velocidade variou entre os 1,6 [m·s⁻¹] e os 2,0 [m·s⁻¹] com incrementação 0,1 [m·s⁻¹], sendo que a distância entre os dois modelos de nadadores variou entre os 0,50 [m] e os 8,00 [m]. Distância esta, medida desde a ponta dos dedos do pé do primeiro nadador até ao vértex do segundo nadador (Silva *et al.*, 2008). Os resultados obtidos por Silva *et al.* (2008) demonstraram que para uma distância de 0,5 [m] entre os dois modelos de nadadores o coeficiente de arrasto do segundo nadador registou um valor médio de $55,97 \pm 1,03$ % a menos, relativamente ao registado pelo primeiro nadador. Este valor foi aumentando progressivamente até a distância entre os dois nadadores ser de 6,0 [m] e o coeficiente de arrasto do segundo nadador corresponder a um valor médio de $84,38 \pm 0,71$ % em relação ao primeiro nadador. Os autores constataram ainda que o coeficiente de arrasto do

segundo nadador, considerando todas as velocidades, foi igual ao do primeiro nadador em distâncias compreendidas entre os 6,45 [m] e os 8,90 [m]. Assim, Silva *et al.* (2008) concluíram que para uma distância de 6,0 [m] entre nadadores, o coeficiente de arrasto do segundo nadador é de cerca de 84 % daquele registado pelo primeiro nadador. Os autores sugerem então uma distância de 10 [m] entre nadadores ao invés dos 5 [m] descritos na literatura e utilizados em treinos de Natação, para que ambos se encontrem nas mesmas condições hidrodinâmicas.

Marinho *et al.* (2010c) procuraram avançar nos estudos envolvendo esta metodologia e estudaram o efeito da variação da distância entre os dedos da mão na produção de força propulsiva. Segundo os mesmos, os nadadores podem adoptar várias posições dos dedos da mão durante o nado, como sejam: (i) os dedos todos juntos; (ii) os dedos ligeiramente separados; (iii) os dedos amplamente separados. Para o registo geométrico da mão foram realizadas oito digitalizações transversais de uma mão de um nadador de elite com um “*scanner*” de tomografia axial computadorizada. A tomografia foi realizada com o nadador a simular três posições: (i) com os dedos todos juntos; (ii) com os dedos a uma distância de 0,32 [cm] entre eles, tendo como orientação a última falange; (iii) com os dedos a uma distância de 0,64 [cm] entre eles, tendo como orientação a última falange. Foram calculados os coeficientes de arrasto e força ascensional, em condições estáveis, para uma velocidade de fluxo de 2,0 [m·s⁻¹].

Marinho *et al.* (2010c) registaram os valores máximos de coeficiente de arrasto para o ângulo de ataque de 90° para as três posições estudadas com valores entre os 0,90 e os 1,10. Para as três posições o coeficiente de arrasto aumentou com ângulo de ataque, sendo que para ângulos superiores a 30° a posição em que os dedos se encontravam a uma distância de 0,32 [cm] registou valores superiores de coeficiente de arrasto em relação às restantes duas posições. A posição com os dedos mais afastados (0,64 cm de distância) foi aquela que registou os valores mais reduzidos de coeficiente de arrasto, sendo que as três posições obtiveram valores semelhantes do mesmo coeficiente para ângulos de ataque de 0°, 15° e 30°. Relativamente ao coeficiente de força ascensional o valor máximo registado foi de 0,60 entre os

30° e os 45° para qualquer posição, isto porque, os autores não registaram diferenças significativas entre as três posições para este coeficiente. Marinho *et al.* (2010c) concluíram que a posição dos dedos, separados a 0,32 [cm] entre falanges distais, registou os maiores valores de coeficiente de arrasto comparativamente às restantes duas posições. Assim sendo, os autores sugerem esta posição (i.e. com os dedos ligeiramente separados) para aumentar a projecção da área da mão de forma a aumentar a produção de propulsão. Os mesmos constataram que o coeficiente de força ascensional parece ser independente da distância entre dedos. Os dados de Marinho *et al.* (2010c) confirmam o estudo de Scheihauf (1979) que também registou valores superiores de coeficiente de arrasto quando os dedos se encontravam ligeiramente separados.

Bixler *et al.* (2007) procuraram comparar estudos numéricos com estudos experimentais. Desta forma, estudaram a precisão de uma análise de DCF no arrasto passivo de um nadador de sexo masculino, através da criação de um modelo numérico preciso que analisou as características do fluxo de água e força de arrasto que actuavam sobre e à volta de um corpo humano em posição de deslize. Os autores compararam a força total de arrasto, para velocidades entre os 1,50 [m·s⁻¹] e os 2,25 [m·s⁻¹], entre o nadador real, o modelo numérico e um manequim. As medições experimentais para o nadador real e para o manequim foram realizadas numa “*flume*”. Bixler *et al.* (2007) constataram que o valor de força de arrasto determinado numericamente foi de aproximadamente 4 % do valor medido experimentalmente para o manequim, e que o valor de arrasto deste foi 18 % inferior ao registado pelo nadador real. Para os autores, o arrasto verificado no nadador real é superior ao modelo numérico devido a pequenos movimentos que se realizam durante a posição de deslize, e a diferença de valor de arrasto entre o nadador real e o manequim, segundo Bixler *et al.* (2007), deveu-se à diferença de textura da superfície.

Num estudo experimental realizado por Wood (1977), o autor registou valores de coeficiente de arrasto de 0,30 e 1,10 e valores de coeficiente de força ascensional de 0,10 e 0,15 para ângulos de 0° e 90°. Silva *et al.* (2005) através do seu estudo numérico, descrito anteriormente, registaram valores de

0,27 e 1,16 para o coeficiente de arrasto e valores de 0,15 e 0,02 para o coeficiente de força ascensional para os mesmos ângulos. Para Marinho *et al.* (2009a) apesar de os resultados desta comparação serem satisfatórios, as diferenças entre estes dois métodos de avaliação podem ser devido ao arrasto de onda e ventilação causados pelo braço perfurando a superfície livre da água nos estudos experimentais. Já Vilas-Boas *et al.* (2008) compararam os valores de arrasto passivo em duas posições de deslize distintas, calculados através de dinâmica inversa baseada na velocidade do tempo de deslize do nadador e da sua inércia. Obtiveram resultados semelhantes entre os registados com o método experimental e a DCF, o que lhes permitiu sugerir a validação da DCF para a análise das forças actuantes em redor de objectos no meio aquático (Marinho *et al.*, 2009a).

Em síntese, autores como Silva *et al.* (2008), Marinho *et al.* (2007b), Rouboa *et al.* (2006) e Silva *et al.* (2005), que procuraram dar continuidade aos estudos de DCF iniciados por Bixler e Schloder (1996) na Natação, ressalvam a importância da DCF na análise das forças actuantes em redor de objectos no meio aquático e que esta técnica pode ser considerada como uma nova e interessante metodologia no fornecimento de informações adicionais para a definição de novas interpretações das técnicas de nado.

2.3.2 Métodos Experimentais

Dubois Reymond foi pioneiro na medição da força de arrasto hidrodinâmico com o seu estudo no início do século XX. Em 1905, rebocou nadadores presos por um cabo a um barco a remos, medindo a resistência com um dinamómetro. De acordo com Toussaint *et al.* (2004), na década posterior, Liljestrand e Stenstrom mediram o arrasto passivo através da deformação sentida numa mola, enquanto o nadador era rebocado por um guindaste, próximo da margem de um lago. Nos anos 20, Amar foi o primeiro a supor que a resistência ao deslocamento dentro de água estaria relacionada com o quadrado da velocidade de nado, tal como expresso na equação 6. Já Karpovich, em 1933 e 1937, derivou a constante K da expressão da força de arrasto hidrodinâmico total, constatando que esta decorre do produto da constante pelo quadrado da velocidade do deslocamento do nadador. Isto

porque, apesar da contribuição das três componentes para o arrasto total, aquela que mais prevalece é a componente de pressão. Logo, a produção de Força de Arrasto Hidrodinâmico é expressa por uma função do tipo quadrática, em virtude dessa força aumentar geometricamente, em proporção do quadrado da velocidade. Esse aumento será mais acentuado a velocidades de deslocamento relativamente mais elevadas (Carlile, 1992).

Assim, ao longo do tempo vários autores procuraram estudar o arrasto passivo aplicado à Natação através de variadas técnicas de reboque como sejam: Chatard e Wilson (2003), Clarys (1979), Faulkner (1968), Karpovich e Pestrecov (1939) e Karpovich (1933). Já Mollendorf *et al.* (2004) e Benjventura *et al.* (2002) procuraram estudar o efeito de vários tipos de fato de banho utilizados em Natação no arrasto hidrodinâmico.

Karpovich e Pestrecov (1939) criaram um mecanismo que consistia num poste com cerca de quatro metros de altura colocado numa das extremidades da piscina em posição vertical que suportava três bolas, a fazer de peso, presas por uma corda com roldana, a outra extremidade encontrava-se segura pelo nadador. Aos pés do mesmo estava amarrado um fio que estava ligado a um tambor que registava a distância percorrida. Quando a alavanca que segurava os pesos fosse solta, permitia ao nadador ser rebocado.

Utilizando um tanque com 200 [m] de comprimento, Clarys (1979) estudou o arrasto passivo rebocando um nadador através de uma carruagem movida por um motor eléctrico a uma velocidade controlada. Seguro à carruagem estava um sistema de haste telescópica, onde o nadador se encontrava a reboque, que através de impulsos eléctricos amplificados media a força de arrasto. Clarys (1979) procurou estudar a influência de características antropométricas, como sejam: a massa corporal, estatura, superfície corporal e a área de superfície frontal na medição do arrasto hidrodinâmico. Assim, calculou a superfície corporal de acordo com a técnica de medição indirecta de Weinbach (1938), baseada numa série de circunferências que foram estimadas com recurso à estatura. O autor estudou sessenta e três estudantes da *Academy of Physical Education of Amsterdam* e nove nadadores holandeses de nível olímpico. A medição específica da área de superfície frontal foi medida

através de uma fotografia tirada aos sujeitos com um objecto de calibração, em que foi traçado o perímetro do diâmetro transversal máximo do corpo humano. Ao introduzir num modelo de regressão linear múltipla passo-a-passo, diversas variáveis antropométricas para estimação da área, a massa corporal e a altura foram os melhores preditores do diâmetro transversal máximo do corpo humano ($R= 0,71$):

$$S = 6,9256 \text{ massa corporal} + 3,5043 \text{ estatura} - 377,156 \quad (8)$$

Em que S corresponde ao diâmetro transversal máximo do corpo humano em [cm^2], a massa corporal em [kg], a estatura em [cm].

Segundo o mesmo, autores como Miyashita e Tsunoda (1978), Clarys (1976), Clarys e Jiskoot (1974) e Onoprienko (1967) já tinham iniciado o estudo experimental da influência destas características antropométricas no arrasto hidrodinâmico, sendo que van Tilborgh *et al.* (1983) e Karpovich (1933) demonstraram que o arrasto passivo está relacionado com a ASTT.

Clarys (1979) constatou que a ASTT desempenha um papel importante na determinação do valor do arrasto passivo. Esta hipótese foi suportada pela relação significativa entre os valores de resistência registados e o rácio de estatura do sujeito e a maior ASTT do mesmo. Considerando que este índice indica a presença de remoinhos e resistência devido ao arrasto de onda, Clarys (1979) constatou que um aumento na resistência total de um corpo rebocado, é proporcional a um aumento da ASTT e a uma diminuição do rácio de altura do sujeito e a maior ASTT do mesmo. No mesmo estudo, constatou ainda uma correlação significativa da largura do tórax com velocidades superiores a $1,55 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ ($R = 0,44$).

Com o intuito de estudar a influência de factores somáticos em nadadores de nível nacional no arrasto passivo, van Tilborgh *et al.* (1983) realizaram a sua avaliação em 32 sujeitos de sexo feminino, com idades entre os 13 e os 15 anos. O arrasto passivo foi determinado através do declive da diminuição da velocidade ao longo do deslize. Foi pedido aos sujeitos que se impulsionassem da parede de testa de forma a conseguirem deslizar numa posição completamente em extensão, com os membros superiores à frente. A

sua análise foi posteriormente realizada através de uma filmagem ao deslize executado pelos sujeitos. van Tilborgh *et al.* (1983) constataram que o arrasto passivo durante o deslize, correlacionou-se significativamente com a maioria das variáveis antropométricas, tais como: superfície corporal, massa corporal, diâmetro bi-condular do úmero e diâmetro bi-acromial. Sendo que o valor mais significativo foi com o índice de superfície de arrasto, que consistiu da derivação do diâmetro bi-acromial com a profundidade do peito. Desta forma, van Tilborgh *et al.* (1983) concluíram, para a amostra estudada, que parte da *performance* de nado está relacionada com características corporais.

Mais de uma década depois, um estudo realizado por Chatard *et al.* (1990) confirma as conclusões de Clarys (1979). Para valores idênticos de superfície corporal, o arrasto passivo relaciona-se inversa e significativamente com o rendimento em Natação (Chatard *et al.*, 1990).

Com o intuito de analisar o arrasto passivo em situações de *drafting* em duas posições, uma à retaguarda e outra lateral, Chatard e Wilson (2003) utilizaram uma “*flume*” com 10 [m] de comprimento, 2,5 [m] de largura e 1,5 [m] de profundidade. O fluxo de água na “*flume*” permitia utilizar velocidades até um máximo de 3,0 [m·s⁻¹] com uma precisão de ± 0,02 [m·s⁻¹] e um estado estável de fluxo de 2 %. Antes do registo dos dados, os nadadores familiarizaram-se às condições da “*flume*”. Para a situação de *drafting* com o segundo nadador à retaguarda, foram recolhidos os dados correspondentes à distância de 0 [cm], 50 [cm], 100 [cm] e 150 [cm] entre os pés do nadador líder e as mãos do nadador perseguidor. Os nadadores foram rebocados em decúbito ventral com os membros inferiores em extensão e com a cabeça e orelhas entre os membros superiores em extensão para a frente. Cada sujeito foi rebocado a uma velocidade individual auto-seleccionada. O arrasto passivo foi medido através de uma célula de carga conectada a um conversor A/D (Chatard e Wilson, 2003). Já em relação ao *drafting* realizado em posição lateral, foram recolhidos os dados com o segundo nadador a uma distância lateral de 40 [cm] e 100 [cm], e a uma distância longitudinal de 0 [cm], 50 [cm], 100 [cm], 150 [cm] e 200 [cm] entre a anca do nadador líder e a cabeça do nadador perseguidor, para as duas posições laterais. Os sujeitos foram rebocados à velocidade de 1,18 [m·s⁻¹].

Chatard e Wilson (2003) constataram uma relação positiva entre a diminuição do arrasto com passivo e a diminuição do consumo de oxigénio, apesar da redução de 10 % no consumo de oxigénio ser abaixo do esperado, visto ter ocorrido uma diminuição de 20 % no arrasto passivo para uma distância de 0 [cm]. Constataram ainda que a melhor posição de *drafting* situa-se entre os 0 [cm] e 50 [cm] de distância entre nadadores, e que à distância lateral de 100 [cm] e às distâncias posteriores de 50 [cm] e 100 [cm] registaram-se diminuições significativas de arrasto em comparação com nado sem *drafting*. A posição óptima para um *drafting* a 100 [cm] laterais foi à distância de 100 [cm] entre a anca do nadador líder e a cabeça do nadador perseguidor. Chatard e Wilson (2003) foram os primeiros a constatar que nadar numa posição lateral a outro nadador é benéfico em relação á diminuição de arrasto, no entanto, a redução de arrasto no *drafting* em posição lateral foi três vezes inferior ao registado no *drafting* realizado à retaguarda.

Assim, Chatard e Wilson (2003) concluíram que ambas as formas de *drafting* traduzem-se numa redução significativa de arrasto passivo associado a um aumento na performance de nado.

No que a estudos de arrasto passivo diz respeito, autores como Mollendorf *et al.* (2004), Roberts *et al.* (2003) e Benjaventura *et al.* (2002), procuraram explicar a influência da utilização de vários tipos de fato de banho no arrasto.

Nos estudos realizados por Benjaventura *et al.* (2002) e Roberts *et al.* (2003), os autores tiveram como objectivo comparar o arrasto entre dois tipos de fato de banho, um calção de Natação têxtil e um outro da marca FastSkin™.

A metodologia de Benjaventura *et al.* (2002) consistiu em dois tipos de deslize, um à superfície e outro a 0,4 [m] de profundidade, numa posição estática de pronação com os membros superiores em extensão para a frente, às velocidades de 1,6 [m·s⁻¹], 2,2 [m·s⁻¹] e 2,8 [m·s⁻¹] para os dois tipos de deslize. O teste foi repetido cinco vezes para cada fato de banho. No estudo realizado por Benjaventura *et al.* (2002) os dados registados constataram que o arrasto passivo foi superior no deslize à superfície da água em relação ao realizado a 0,4 [m] de profundidade. Registaram valores de 58,2 ± 7,2 [N] à

velocidade $1,6 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$, $118,1 \pm 9,4 \text{ [N]}$ à velocidade $2,2 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ e $171,6 \pm 14,3 \text{ [N]}$ à velocidade $2,8 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ para o fato de banho normal e valores de $52,1 \pm 8,4 \text{ [N]}$, $116,1 \pm 11,6 \text{ [N]}$ e $160,4 \pm 12,1 \text{ [N]}$ com o fato de banho FastSkin™, para as mesmas velocidades. Em relação ao deslize realizado a $0,4 \text{ [m]}$ de profundidades, registaram valores de $50,7 \pm 10,5 \text{ [N]}$, $99,3 \pm 17,9 \text{ [N]}$ e $146,9 \pm 20,5 \text{ [N]}$ para o fato de banho normal e valores de $42,8 \pm 4,1 \text{ [N]}$, $86,6 \pm 10,4 \text{ [N]}$ e $137,3 \pm 21,6 \text{ [N]}$ para o fato de banho FastSkin™, nas velocidades acima descritas.

Já no estudo de Roberts *et al.* (2003), o protocolo consistiu em que os sujeitos submergissem no meio aquático em posição decúbito ventral com os membros superiores em extensão à frente, agarrando um manípulo a $0,4 \text{ [m]}$ de profundidade, e assumindo uma posição de total extensão em simulação a uma posição de deslize subaquático. De uma forma geral, os resultados registados para a profundidade de $0,4 \text{ [m]}$ em ambos os estudos, concluíram que a utilização do fato de banho FastSkin™ contribui para uma diminuição significativa do arrasto passivo em relação ao fato de banho vulgar.

Roberts *et al.* (2003) registaram valores de $77 \pm 4,9 \text{ [N]}$ e $101,9 \pm 3,1 \text{ [N]}$ para o fato de banho normal, a velocidades $2,0 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ e $2,5 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ respectivamente. E valores de $73,9 \pm 4,0 \text{ [N]}$ e $103,2 \pm 3,1 \text{ [N]}$ para o fato de banho FastSkin™ às mesmas velocidades. Mollendorf *et al.* (2004) procuraram realizar um estudo mais robusto e comparar uma hipotética diminuição de arrasto passivo entre cinco tipos de fatos de banho distintos da marca Speedo™. Foi utilizado um fato de banho normal e quatro fatos de banho FastSkin™ que cobriam determinadas áreas corporais: (i) entre o ombro e o tornozelo; (ii) entre o ombro e o joelho; (iii) entre a anca e o tornozelo; (iv) entre a anca e o joelho.

O arrasto passivo foi medido numa piscina redonda com uma circunferência de $58,6 \text{ [m]}$, em que os nadadores foram rebocados à superfície da água seguros a um manípulo que se encontrava amarrado a um fio através de roldanas a um dinamómetro colocado verticalmente e fixo a uma plataforma de monitorização que rebocava o nadador. A velocidade de deslocamento inicial foi de $0,2 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ e sofreu incrementos de $0,2 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$ até aos $2,2 \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$.

Mollendorf *et al.* (2004) verificaram que o arrasto total aumentou continuamente com valores de $77,5 \pm 3,7$ [N], $81,7 \pm 3,9$ [N], $82,3 \pm 4,8$ [N], $83,5 \pm 4,9$ [N] e $86,2 \pm 4,3$ [N] a uma velocidade de $2,2$ [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$], para os fatos que cobriam o ombro/joelho, ombro/tornozelo, anca/tornozelo, anca/joelho, e fato de banho normal, respectivamente. Os autores concluíram que quanto mais área de superfície do tronco o fato cobrisse menor o arrasto total, com reduções de entre 10 % a 15 % com os fatos que cobriam ombro/tornozelo e ombro/joelho, quando comparados com os restantes fatos. Entre estes dois fatos, ombro/tornozelo e ombro/joelho, não se verificaram diferenças significativas.

Em suma, pode-se concluir através dos estudos realizados por Roberts *et al.* (2003) e Benjaventura *et al.* (2002) que a utilização de fatos de banho FastSkin™ a uma profundidade de 0,4 [m] e por Mollendorf *et al.* (2004) à superfície, contribuiu para uma diminuição significativa de arrasto passivo, e esta diminuição é tanto maior quanto maior a área de superfície do tronco coberta pelos fatos FastSkin™. Concluíram ainda uma relação positiva e significativa entre o arrasto e o aumento de velocidade o que corrobora os dados previamente constatados por autores como Chatard *et al.* (1990) e Clarys (1979). Desta forma, especulam-se novas pesquisas sobre a influência de diferentes tipos de fatos na *performance* de nadadores. Será importante avaliar diferentes tipos de tecido, diferentes tipos de fatos no que ao tamanho diz respeito, e o efeito da compressão de fatos de banho sobre o corpo humano durante todas as fases de nado (Marinho *et al.*, 2009a).

No que diz respeito ao arrasto activo, Kolmogorov *et al.* (1997) reportam-se como sendo a resistência da água associada a um movimento de nado. Nos anos 70, autores como Schleihauf (1979), Pendergast *et al.* (1977) e di Prampero *et al.* (1974) deram início à aplicação de métodos experimentais para a medição do arrasto activo, ou seja, em condições reais de nado. Na década de 80 foram Hollander *et al.* (1986) a inovar a medição de arrasto activo com o seu sistema *MAD System*, e na década de 90 foram Kolmogorov e Duplishcheva (1992) a aplicar um novo sistema na medição do arrasto activo denominado de *VPM*.

Desde então, diversos autores basearam os seus estudos no domínio do arrasto activo tendo em consideração estes métodos e mesmo comparando os resultados registados entre métodos.

O método proposto por Pendergast *et al.* (1977) e di Prampero *et al.* (1974) consistiu no aumento ou diminuição do arrasto do nadador, através de cargas conhecidas ligadas por um cabo ao nadador num sistema de roldanas, que aplicavam ao mesmo uma força constante que actuava ao longo da direcção do movimento. Zamparo *et al.* (2010) afirmam que a relação entre o arrasto adicional e o dispêndio energético para uma dada velocidade é linear, e quando esta relação é extrapolada para VO_2 em repouso, permite estimar a força, que quando aplicada ao nadador, é igual mas oposta ao arrasto que o nadador tem de ultrapassar a essa mesma velocidade.

O método de di Prampero *et al.* (1974) tem vindo a ser revisto sistematicamente, como por exemplo pelo estudo de Zamparo *et al.* (2009) que procuraram avaliar a função da posição do tronco na medição do arrasto. Depois de aplicar a metodologia e de acordo com di Prampero *et al.* (1974), a força aplicada pelas cargas externas facilita o deslocamento do nadador, a uma velocidade constante, associada a uma redução do consumo de oxigénio. A energia necessária para ultrapassar a resistência hidrodinâmica é igual a zero quando os valores de força e arrasto são iguais e opostos. O arrasto activo do nadador é estimado, através da extrapolação do VO_2 versus a relação da força com o VO_2 em repouso (Zamparo *et al.*, 2009).

Os mesmos constataram que no método de avaliação de arrasto activo, devido à utilização dos membros superiores, verificam-se alterações na forma corporal e na área de superfície frontal, aumentando os valores registados quando comparados com o arrasto passivo. O que confirma o verificado por di Prampero *et al.* (1974) que indicaram que tanto o arrasto como a eficiência mecânica foram em média 30 % superiores a estimativas prévias baseadas no arrasto passivo.

Schleihauf (1979) na sua análise experimental utilizou um método dividido em duas etapas. A primeira consistiu no cálculo da força de modelos de mãos através de procedimento aerodinâmicos, que proporcionaram o

conhecimento de coeficientes de arrasto e força ascensional da mão, de forma a estimar a sua quantidade de força produzida em meio aquático. A segunda etapa consistiu na aplicação dos dados recolhidos em laboratório para uma condição realista de nado. No entanto, Berger *et al.* (1997) aplicando a metodologia de Schleihauf (1979) constataram que as forças calculadas usando este método eram cerca de 17 % inferiores aos resultados registados em estudos realizados com o *MAD System*.

O método denominado de *MAD System*, foi concebido por Hollander *et al.* (1986) com o intuito de medir o arrasto activo. O sistema é constituído por um tubo de 23 [m] de comprimento, fixado abaixo da superfície da água, com apoios sobre os quais o nadador se impulsiona. Numa das extremidades do tubo encontrava-se um transdutor de força amarrado a uma parede da piscina que media momentaneamente a força propulsiva das mãos. Durante as medições os membros inferiores encontram-se fixos e suportados por um “*pull-buoy*”. Depois de filtrados e digitalizados os sinais eléctricos, é calculada a média da força propulsiva durante os 25 [m] de nado a velocidades constantes entre 1,0 [m·s⁻¹] e 2,0 [m·s⁻¹].

Uma das limitações deste método é que apenas é aplicável à técnica de Crol (Toussaint *et al.*, 2004). Barbosa e Vilas-Boas (2005) referem ainda que este método não permite avaliar o efeito dos membros inferiores na propulsão, bem como as variáveis em estudo a velocidades próximas das verificadas em competição.

Nos anos 90, surgiram dois novos métodos para a avaliação do arrasto activo. Kolmogorov e Duplishcheva (1992) conceberam o *VPM* e Ungerechets e Niklas (1994) adaptaram a metodologia de di Prampero *et al.* (1974) para a utilização numa “*flume*”.

A metodologia concebida por Kolmogorov e Duplishcheva (1992) consiste na medição de arrasto através da diferença da velocidade de deslocamento quando o nadador executa a técnica de nado livremente ou com um suporte hidrodinâmico (Zamparo *et al.*, 2010). O método concebido por Kolmogorov e Duplishcheva (1992) será descrito com mais pormenor no capítulo seguinte já que é elemento fulcral da presente dissertação.

O método de di Prampero *et al.* (1974) consistiu em determinar o arrasto através de um ergómetro desenvolvido por Webb (1971). Basicamente qualquer carga adicionada ao nadador, considerando uma velocidade constante, o custo energético varia na razão directa do arrasto que o nadador tem de vencer (Ungerechets e Niklas, 1994).

Desta forma, Ungerechets e Niklas (1994) procuraram adaptar esta metodologia para uma “*flume*”. O nadador foi amarrado através de um cinto a um aparelho cardânico que garante as posições de nado naturais permitindo liberdade de movimentos nas três principais direcções ortogonais e simultaneamente de acordo com os eixos do corpo humano. O aparelho permite ainda a aplicação de cargas extra no alinhamento das forças propulsivas e de arrasto do nadador. Estas cargas actuam no aparelho cardânico através de um fio sem fricção e de um sistema de roldanas, tudo isto montado na carruagem que contém o aparelho ergoespirométrico, e quando o nadador é amarrado ao sistema, a direcção das forças é idêntica à direcção de nado. Toda esta metodologia foi montada numa “*flume*” Magdeburg com 5 [m] de comprimento, 3 [m] de largura e 1,2 [m] de profundidade, que permite velocidades entre os 0,5 [m·s⁻¹] e os 2,3 [m·s⁻¹] (Ungerechets e Niklas, 1994).

Os autores registaram os valores de arrasto, a respectiva velocidade e constante de proporcionalidade para três técnicas de Natação. Para a técnica de Costas registaram-se valores de arrasto de 23,8 [N], à velocidade 1,0 [m·s⁻¹] e 23,8 [kg·m⁻¹] para a constante de proporcionalidade. A técnica de Bruços registou valores de 14,4 [N], 0,8 [m·s⁻¹], 22,5 [kg·m⁻¹] e a técnica de Crol registou 30,5 [N], 1,1 [m·s⁻¹] e 25,1 [kg·m⁻¹] para as variáveis acima respectivamente. Ungerechets e Niklas (1994) constataram valores baixos de arrasto, justificando-se com a realização do protocolo a velocidades submáximas, mas concluindo o uso da “*flume*” como um método válido para a determinação de factores hidrodinâmicos durante o nado.

Outros autores a utilizarem uma “*flume*” foram Thorp e Wilson (2002). Eles tiveram como objectivo medir o arrasto activo baseado no método de Kolmogorov e Duplishcheva (1992). Utilizaram um sistema de nado semi-amarrado, que através de roldanas e cordas, ligava o nadador a um cesto onde

eram colocadas cargas de peso conhecido aumentando a resistência aplicada ao nadador. Foram testadas três condições de nado: (i) nado livre a uma velocidade constante; (ii) nado semi-amarrado, com resistência extra, a uma velocidade constante e 10 % mais lento do que a uma velocidade livre; (iii) nado livre a uma velocidade constante e 10 % mais lenta do que a velocidade livre. Todos os nadadores foram instruídos para nadar à mesma potência nas condições de nado (i) e (ii), o que é um pressuposto significativo para o método de Kolmogorov e Duplishcheva (1992). O VO_2 foi medido e os seus valores comparados de forma a garantir se era consumida a mesma potência nas condições de nado distintas e conseqüentemente produzida a mesma potência, como sugerido por Toussaint *et al.* (1990).

Thorp e Wilson (2002), registaram um valor médio de arrasto de $20 \pm 4,7$ [N] à velocidade máxima média de $1,1 \pm 0,1$ [m·s⁻¹]. Os autores concluíram que esta adaptação ao método de Kolmogorov e Duplishcheva (1992) permite ultrapassar uma das suas desvantagens, permitindo medir o arrasto a diferentes velocidades.

Já Vilas-Boas e Fernandes (2001) tiveram como objectivo avaliar o arrasto hidrodinâmico e potência mecânica máxima em nadadores pré-juniores, utilizando para isso o *VPM* concebido por Kolmogorov e Duplishcheva (1992), comparando os seus resultados com os registados por nadadores de elite. Vilas-Boas e Fernandes (2001) constataram que os valores de arrasto à velocidade máxima foram inferiores nos nadadores pré-juniores do primeiro ano relativamente aos de segundo ano. Estes valores eram esperados pelos autores por duas razões: (i) a idade, sendo esperado um crescimento físico assinalável nomeadamente próximo-distal e em volume; (ii) com a idade e nível desportivo observa-se um natural aumento progressivo da velocidade máxima de nado.

Marinho *et al.* (2010a), usando também o método *VPM* procuraram analisar o efeito de um treino de oito semanas no arrasto activo de 20 nadadores jovens. As medições de arrasto activo foram realizadas numa primeira fase no início da época e posteriormente após oito semanas de treino. Durante este período os sujeitos realizaram quarenta e oito unidades de treino,

o que correspondeu a $6,0 \pm 0,15$ unidades de treino por semana. O treino consistiu em exercícios de alta e baixa capacidade aeróbia e de velocidade, nos quais estavam inseridos os treinos técnicos. Os sujeitos realizaram também treino em meio terrestre, que consistiu em exercícios calistênicos e exercícios de flexibilidade. Os autores utilizaram o *VPM* de Kolmogorov e Duplishcheva (1992) para medir o arrasto activo. Marinho *et al.* (2010a) verificaram um aumento não significativo da velocidade média entre o primeiro e o segundo momento de avaliação, de $1,31 \pm 0,14$ [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] no início da época para $1,33 \pm 0,15$ [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] depois do período de treino. A força de arrasto consequentemente diminuiu, mas também não de forma significativa, os autores registaram $34,66 \pm 16,84$ [N] no primeiro momento e $32,81 \pm 12,60$ [N] depois do treino. Desta forma, Marinho *et al.* (2010a) concluíram que oito semanas de treino não são suficientes para registar melhorias significativas em aspectos técnicos inerentes à Natação.

A existência destes dois métodos de avaliação de arrasto, *MAD System* e *VPM*, levou Toussaint *et al.* (2004) a procurarem determinar se os dois métodos medem o mesmo fenómeno. Com o *MAD System* a velocidade média foi registada com os nadadores a percorrerem a distância do segundo apoio até ao último, em que usaram apenas os membros superiores. Para estabelecer a relação entre o arrasto e a velocidade de nado, foi pedido aos sujeitos que nadassem 16 vezes 25 [m], e cada percurso de 25 [m] a uma velocidade diferente mas constante entre os $1,0$ [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] e os $2,1$ [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]. Com o *VPM* foi pedido aos sujeitos que nadassem dois percursos de 25 [m] à velocidade máxima. Um percurso de nado realizado apenas com os membros superiores e com um “*pull buoy*” a suportar os membros inferiores, o outro da mesma forma mas com um corpo hidrodinâmico a reboque. Toussaint *et al.* (2004) constataram que o arrasto medido com o *MAD System* é significativamente diferente do registado com o *VPM*. Para alguns nadadores os resultados foram semelhantes, mas para outros, o valor de arrasto registado pelo *VPM* foi metade do medido pelo *MAD System*. Os autores consideraram que ambos os métodos medem o arrasto, mas as violações de pressupostos que se verificam no *VPM*, no *output* de igualdade de potência, podem ser responsáveis pela diferença de resultados. Uma análise a estes pressupostos

revelou que os resultados registados com o *VPM*, são sensíveis a pequenas diferenças no *output* de potência nos nados livre e de reboque, considerando que uma diferença de 15 % em potência traduziu-se num erro de 30 % em arrasto. Em caso de *output* de potência igual em nado livre ou com reboque, o arrasto registado com o *VPM* foi cerca de 10 % superior ao registado com o *MAD System* (Toussaint *et al.*, 2004). Os autores concluíram que apesar de se verificarem diferenças significativas entre os dois métodos, não implica que ambos os métodos não avaliem o mesmo fenómeno. Toussaint *et al.* (2004) sugeriram assim novos estudos para avaliarem as possíveis diferenças entre as duas metodologias.

2.3.3 Método de Perturbação de Velocidade de Kolmogorov

2.3.3.1 Conceção

O método *VPM* foi idealizado como uma alternativa aos estudos de Webb (1971) e Alexander e Goldspink (1977), da relação entre a potência necessária para ultrapassar a resistência, o arrasto activo, o coeficiente de força hidrodinâmico e a velocidade de nado máxima (Kolmogorov e Duplishcheva, 1992).

O corpo hidrodinâmico concebido para avaliar o arrasto activo é caracterizado por uma plataforma flutuadora à qual está acoplado um cilindro hidrodinâmico feito de um metal leve, que contém um orifício para que quando inserido no meio aquático permita a entrada de água (Kolmogorov e Duplishcheva, 1992).

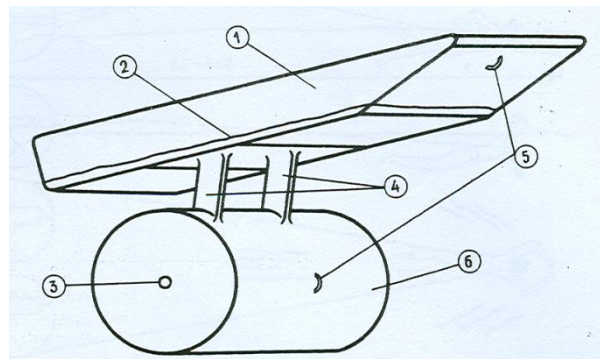


Figura 1. Representação do corpo hidrodinâmico concebido por Kolmogorov e Duplishcheva (1992). 1- Plataforma flutuante; 2- linha de água; 3- orifício de

entrada de água; 4- suportes do cilindro; 5- locais de ligação do cabo; 6- cilindro hidrodinâmico feito de um composto metálico leve.

Neste método, o corpo hidrodinâmico tem como finalidade criar arrasto adicional ao nadador. As velocidades máximas registadas, em nado livre e com o corpo hidrodinâmico amarrado, são comparadas. Para os autores, a medição do arrasto activo baseia-se no pressuposto de que o nadador é capaz de produzir, de uma forma constante, uma potência mecânica propulsiva máxima. Desta forma, a potência mecânica propulsiva máxima do nado livre (P_1) é igual à potência mecânica propulsiva máxima do nado com o corpo hidrodinâmico amarrado (P_2):

$$P_1 = P_2 \quad (9)$$

A diferença de velocidade registada entre as duas condições de nado, de acordo com Kolmogorov e Duplishcheva (1992), deve-se ao efeito de arrasto adicional gerado pelo corpo hidrodinâmico. Assim P_1 pode ser descrita como:

$$P_1 = D_1 \cdot v_1 \quad (10)$$

E P_2 pode ser descrita como:

$$P_2 = D_2 \cdot v_2 \quad (11)$$

Em que D_1 e D_2 correspondem ao arrasto em nado livre e ao nado com o corpo hidrodinâmico, respectivamente, e v corresponde à velocidade registada.

O arrasto activo relaciona-se com as condições de nado de acordo com a equação 1 e com:

$$D = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_2^2 \cdot S \cdot C_d + D_{ad} \quad (12)$$

Em que ρ corresponde à densidade da água, v corresponde à velocidade de nado, S corresponde à ASTT, C_d corresponde ao coeficiente de arrasto e D_{ad} corresponde ao arrasto adicional gerado pelo corpo hidrodinâmico. Pressupondo, como dito anteriormente, igual potência mecânica e combinando as equações (11) e (12) obtém-se:

$$\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_1^3 \cdot S \cdot C_d = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_2^3 \cdot S \cdot C_d + D_{ad} \cdot v_2 \quad (13)$$

E em ordem ao coeficiente de arrasto:

$$C_d = \frac{D_{ad} \cdot v_2}{\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot S \cdot (v_1^3 - v_2^3)} \quad (14)$$

Substituindo C_d na equação (1) obtém-se:

$$D_1 = \frac{D_{ad} \cdot v_2 \cdot v_1^2}{v_1^3 - v_2^3} \quad (15)$$

Desta forma pode-se calcular o arrasto activo na situação de nado livre através da equação 15, uma vez conhecida a ASTT do corpo do sujeito. Kolmogorov e Duplishcheva (1992) estimaram a ASTT através da potência $\frac{2}{3}$ do volume corporal, inferido a partir da massa corporal e da estatura do nadador. Outra metodologia para estimar a ASTT é a sugerida por Clarys (1979), descrita na equação 8, e que foi aplicada, entre muitos outros autores, por Marinho *et al.* (2010a) no seu estudo. Clarys (1979) constatou que a forma e composição corporal não influenciam o arrasto activo. Por outro lado, possíveis alterações na forma corporal derivadas de um mau alinhamento corporal durante a técnica de nado, com consequente aumento da ASTT, têm uma contribuição significativa no arrasto. Desta forma, Clarys (1979) sugere que o arrasto em Natação é determinado através de uma correcta ou incorrecta técnica de nado. O que é confirmado por Vilas-Boas (1997), sugerindo que uma técnica de nado incorrecta influencia a projecção da ASTT, aumentando desta forma o arrasto, com consequente diminuição do deslocamento. Desta forma, destaca-se a importância da ASTT para o cálculo do arrasto hidrodinâmico.

Zamparo *et al.* (2009) estudaram o efeito da inclinação do tronco e da projecção da área frontal, em seis nadadores universitários norte americanos, durante a medição do arrasto hidrodinâmico em ambos os métodos, passivo e activo. Os autores constataram que a velocidade de arrasto específica diminuiu

em função da velocidade, sugerindo que o corpo humano torna-se mais alinhado com o aumento de velocidade. A área de projecção frontal e a inclinação do tronco diminuíram como aumento de velocidade, levando os autores a concluir que a velocidade de arrasto específica dependeu essencialmente da área de projecção frontal. Zamparo *et al.* (2009) constataram ainda que no método de avaliação de arrasto activo, devido à utilização dos membros superiores, verificaram-se alterações na forma corporal e na área de superfície frontal, aumentando os valores registados quando comparados com o arrasto passivo.

2.3.3.2 Procedimentos

O protocolo aplicado na utilização do *VPM* consiste na realização, à velocidade máxima, de dois percursos de 25 [m] ou de 50 [m]. O primeiro percurso realiza-se em nado livre, e o segundo também em nado livre, mas com um corpo hidrodinâmico amarrado ao nadador (Kolmogorov e Duplishcheva, 1992). É pedido ao nadador que realize uma partida dentro de água, sem qualquer impulso a partir da parede de testa, e acelere gradualmente até aos 15 [m] (no caso de piscina de 50 metros) e até aos 10 [m] (no caso de piscina de 25 metros), altura em que deve estar animado da sua velocidade máxima. A velocidade é medida entre os 15 [m] e os 45 [m] (em piscina de 50 metros) e entre os 11 [m] e os 24 [m] (em piscina de 25 metros). Os nadadores têm um período de descanso necessário entre a realização dos dois percursos (Kolmogorov e Duplishcheva, 1992). O registo do tempo em cada percurso pode ser feito com recurso a medição electrónica do tempo de nado, visto reduzir o erro de medição de 0,8 % para 0,1 %. No entanto, no caso de logisticamente não ser possível utilizar controlo electrónico, Marinho *et al.* (2010a) reportam a possibilidade de se utilizar um cronómetro manual.

Este protocolo foi replicado por Toussaint *et al.* (2004), Kolmogorov e Koukovyakin (2001), Kolmogorov e Klimek (1999), Klimek e Kolmogorov (1999) e Kolmogorov *et al.* (1997)

O método proposto por Kolmogorov e Duplishcheva (1992), pressupõe o cálculo do arrasto hidrodinâmico através da equação 1, que inclui as variáveis densidade da água (ρ), ASTT (S), coeficiente de arrasto (C_d) e velocidade de

nado (v). Para este fim, os autores sugerem uma igualdade de potência mecânica entre o nado livre e o nado com o corpo hidrodinâmico amarrado, descrito nas equações 9, 10 e 11 de forma a calcular o arrasto adicional (D_{ad}) gerado pelo corpo hidrodinâmico (equação 12).

A densidade da água foi calculada através da razão entre a sua massa e respectivo volume, e a velocidade de nado aquando da realização do protocolo através de meios electrónicos. O arrasto adicional foi calculado através do pressuposto de igualdade de potência mecânica propulsiva, tendo em conta a diferença de velocidade registada nas duas condições de nado, livre e com corpo hidrodinâmico amarrado, em que os autores sugerem que a diferença de velocidade deve-se à carga adicional que o nadador desloca, ou seja, o corpo hidrodinâmico. Kolmogorov e Duplishcheva (1992) sugerem ainda o cálculo do coeficiente de arrasto através da equação 14.

A ASTT no estudo de Kolmogorov e Duplishcheva (1992), foi calculada através da potência $\frac{2}{3}$ do volume corporal, inferido a partir da massa corporal e da estatura do nadador. Por sua vez, Clarys (1979), mediu a ASTT através da equação 8.

2.3.3.3 Vantagens e Limitações

As vantagens e limitações do *VPM* concebido por Kolmogorov e Duplishcheva (1992) estão descritas na literatura por autores como Zamparo *et al.* (2010), Toussain *et al.* (2004) e Vilas-Boas e Fernades (2001). Os autores estão de acordo entre si ao constatarem a sua aplicabilidade a todas as técnicas de Natação, ao invés de outros métodos de avaliação de arrasto activo, como seja o *MAD System* concebido por Hollander *et al.* (1996) que permite apenas medir o arrasto na técnica de Crol. O *VPM* pressupõe que em ambos os modos de nado, livre e com corpo hidrodinâmico amarrado, o *output* de potência é igual permitindo desta forma calcular o arrasto activo (Zamparo *et al.*, 2010). Outra vantagem deste método baseia-se no facto de simular de forma mais precisa as condições de nado reais, visto que também é permitido ao nadador utilizar os membros inferiores como segmentos propulsivos, não

necessitando de utilizar objectos de flutuabilidade extra como acontece com o *MAD System* (Zamparo *et al.*, 2010; Toussain *et al.*, 2004).

No que às desvantagens diz respeito, o *VPM* apenas pode ser utilizado para velocidades máximas, não permitindo desta forma a avaliação de arrasto em nadadores de fundo devido à impossibilidade de manutenção de velocidade máxima (Toussain *et al.*, 2004). Os mesmos sugerem ainda que o pressuposto de *output* de potência, pode ser facilmente violado levando a erros de determinação de arrasto. Estas violações de pressupostos podem ser responsáveis pela diferença de resultados quando comparados com outros métodos de avaliação de arrasto. Uma análise a estes pressupostos revelou que os resultados registados com o *VPM*, são sensíveis a pequenas diferenças no *output* de potência nos nados livre e de reboque, considerando que uma diferença de 15 % em potência traduziu-se num erro de 30 % em arrasto. O estudo de Toussain *et al.* (2004) foi descrito de forma mais detalhada anteriormente.

3. PROBLEMA

Será possível desenvolver e validar equações com maior capacidade preditiva da ASTT baseadas em determinadas características antropométricas?

4. OBJECTIVO GERAL

Desenvolver e validar equações com maior capacidade preditiva da ASTT baseadas em determinadas características antropométricas.

4.1 Objectivos Secundários

- 1) Desenvolver e validar equações preditivas da ASTT baseadas em determinadas características antropométricas para ambos os sexos;
- 2) Desenvolver e validar equações preditivas da ASTT baseadas em determinadas características antropométricas, em ambos os sexos, de acordo com o nível competitivo.

5. HIPÓTESE GERAL

Foi possível desenvolver e validar equações com maior capacidade preditiva para estimar a ASTT baseadas em determinadas características antropométricas.

5.1 Hipóteses Secundárias

- 1) Foi possível desenvolver e validar equações estimativas da ASTT, com elevada capacidade preditiva, baseadas em determinadas características antropométricas para ambos os sexos;
- 2) Foi possível desenvolver e validar equações estimativas da ASTT, com elevada capacidade preditiva, baseadas em determinadas características antropométricas, em ambos os sexos, de acordo com o nível competitivo.

6. METODOLOGIA

6.1 Amostra

A amostra foi composta por 264 sujeitos, entre os quais 112 do sexo feminino e 152 do sexo masculino. Todos eles eram praticantes de actividades aquáticas, nomeadamente de Natação Pura Desportiva. As idades variaram entre os 10 e os 32 anos de idade para o sexo masculino e entre os 9 e os 27 anos de idade para o sexo feminino.

Os praticantes foram considerados como pertencentes a uma de duas categorias ou grupos de *coorte*: (i) nadadores federados (i.e., *experts*) ou; (ii) não federados (i.e., não *experts*). Da totalidade, 71 das nadadoras pertenciam à categoria das *experts* e 41 à das não *experts*, 60 dos nadadores pertenciam à categoria dos *experts* e 92 à dos não *experts*.

Dos 112 sujeitos do sexo feminino, 56 serviram para estimar a equação e 56 para a validar. No que diz respeito ao sexo masculino, 77 sujeitos serviram para estimar a equação e 75 para a validar.

Em relação ao nível de *expertise*, para o sexo feminino, 71 sujeitos foram considerados *experts* (federados) dos quais 33 sujeitos serviram para estimar a equação e 38 para a validar. Ao invés, 41 sujeitos do sexo feminino foram considerados não *experts* (não federados), em que 23 sujeitos foram utilizados para estimar a equação e 18 para validar a mesma.

Relativamente ao sexo masculino, 60 sujeitos foram considerados *experts* (federados) em que 28 sujeitos foram utilizados para estimar a equação e 32 para a validar. Para o mesmo sexo, 92 sujeitos foram considerados não *experts* (não federados), em que 48 sujeitos foram utilizados para estimar a equação e 44 para a validar.

Todos os sujeitos voluntariaram-se para o estudo. De igual forma, foram respeitados os princípios da Declaração de Helsínquia no que diz respeito a procedimentos científicos envolvendo Seres Humanos.

6.2 Procedimentos de Recolha de Dados

6.2.1 Avaliação da área de secção transversa do tronco

Foi solicitado aos sujeitos que se colocassem, no meio terrestre, numa postura simulando a posição hidrodinâmica. Mais concretamente solicitou-se que estes se encontrassem na postura bípede, plantígrada, ortostática, com a cabeça numa posição neutra, os membros superiores em extensão completa no prolongamento do corpo com a superfície palmar de uma mão em contacto com o dorso da mão oposta e os dedos também eles em extensão.

Para a avaliação da ASTT nessa postura, os sujeitos foram fotografados no plano transversal superior com uma máquina digital (Sony DSC-T7, Tóquio, Japão) de 5.1 *mega pixels*. Simultaneamente foi fotografado junto dos sujeitos, um objecto de calibração com 0,945 m de largura que se encontrava ao nível do apêndice xifóide.

Posteriormente, as imagens foram editadas no *software* específico para medição da área (*Universal Desktop Ruler*, v3.3.3268, AVPSOft, E.U.A.). Os procedimentos efectuados foram: (i) calibração da escala de medição; (ii) delimitação através de digitalização manual com recurso a um cursor o maior perímetro do sujeito, ao nível do apêndice xifóide, observável na fotografia; (iii) cálculo e registo da ASTT. A figura 2 ilustra o ambiente gráfico do *software* adoptado e os segundos e terceiros procedimentos descritos anteriormente.



Figura 2. Delineamento e cálculo da área de secção transversa do tronco com o *software* específico (*Universal Desktop Ruler*, v3.3.3268, AVPSOft, E.U.A.).

6.2.2 Avaliação de outras variáveis antropométricas

Foram ainda avaliados os seguintes parâmetros antropométricos: (i) massa corporal; (ii) estatura; (iii) diâmetro bi-acromial; (iv) diâmetro tóraco-sagital e; (v) perímetro peitoral.

A massa corporal foi medida com recurso a uma balança digital (SECA, 884, Hamburgo, Alemanha). Para tal solicitou-se aos sujeitos que se coloquem em cima da balança apenas em fato de banho, numa posição plantígrada e ortostática, com os membros inferiores em extensão e adução, e com os membros superiores igualmente em extensão e juntos ao tronco.

A estatura foi avaliada com um estadiómetro digital (SECA, 242, Hamburgo, Alemanha). Para tal solicitou-se aos sujeitos, apenas em fato de banho, que colocassem a parte posterior do corpo junto à parede onde se encontrava o estadiómetro fixo, mantendo uma posição plantígrada e ortoestática, com os membros inferiores em extensão e adução, os membros superiores igualmente em extensão e adução, com a nuca devidamente encostada ao plano da parede.

O diâmetro bi-acromial é a distância entre os dois pontos mais externos de ambos os acrómios (direito e esquerdo). Para a medição, os sujeitos colocaram-se numa posição plantígrada, ortostática e com os membros inferiores em extensão e juntos, abaixamento das omoplatas e ligeiramente para a frente, os membros superiores em posição natural ao longo do tronco onde *à posteriori* foram marcados os pontos em causa. Foi utilizado um *clip* de medição (Campbell, 20, RossCraft, Canadá) por parte do avaliador, colocado num plano posterior ao sujeito para realizar a medição.

Por diâmetro tóraco-sagital entende-se a distância entre o apêndice xifóide e a apófise espinhosa situada ao mesmo nível e no ponto de maior projecção posterior. Para a medição, os sujeitos encontravam-se numa posição plantígrada, ortostática e com os membros inferiores em extensão e juntos, os membros superiores igualmente em extensão ao longo do tronco, *à posteriori* foram marcados os pontos. Foi utilizado um *clip* de medição (Campbell, 20,

RossCraft, Canadá) e o avaliador colocado no plano sagital direito relativamente ao sujeito.

O perímetro peitoral é a circunferência obtida ao nível do ponto mesoesternal. A medição foi realizada com uma fita métrica (RossCraft, Canadá) estando os sujeitos a simular a posição hidrodinâmica mas na postura ortostática e o avaliador colocado no plano sagital direito do sujeito para realizar a medição após uma expiração normal do mesmo.

A experiência do avaliador neste tipo de medições era elevada, sendo esta adquirida na sua licenciatura, inclusive no seu trabalho de final de curso e tendo abordado novamente os procedimentos inerentes a este tipo de medições em aulas de mestrado.

6.3 Procedimentos Estatísticos

A análise dos dados foi composta pela análise: (i) exploratória; (ii) descritiva e; (iii) inferencial dos dados.

Em relação à análise exploratória foram realizados gráficos (histogramas, *high-low*, *box-and-whisker plots*) de forma a maximizar a percepção ou visualização do conjunto de dados, descortinando estruturas subjacentes e detectando valores atípicos (*outliers*), bem como a detecção e possível extracção de variáveis importantes para o desenvolvimento de modelos parcimoniosos.

Foi realizada a análise de simetria (*skewness*) e de achatamento (*kurtosis*) das curvas e aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov para averiguar se os valores registados apresentaram uma distribuição normal.

Na análise descritiva foram calculados os seguintes parâmetros: (i) média; (ii) um desvio padrão; (iii) o valor mínimo; (iv) o valor máximo e; (v) o coeficiente de variação de todas as variáveis adoptadas.

Relativamente à análise inferencial os modelos de estimação da ASTT foram desenvolvidos através de regressão linear múltipla passo-a-passo, tendo em consideração a variável endógena (ASTT) e as variáveis exógenas (massa

corporal, estatura, diâmetro bi-acromial, diâmetro tóraco-sagital e perímetro peitoral). Considerou-se que as variáveis independentes entraram no modelo caso $F \geq 4.0$ e removidas se $F \leq 3,96$ (Barbosa *et al.*, 2008). Para o efeito tomou-se em consideração todos os pressupostos para o desenvolvimento deste tipo de modelos: (i) forma e caracterização das variáveis:

$$Y_i = \beta_1 + \beta_2 X_{2i} + \beta_{ji} + \dots \beta_k X_{ki} + \epsilon_i \quad (16)$$

(ii) valor esperado nulo da variável residual:

$$E(\vec{E}) = \theta \quad (17)$$

(iii) homocedasticidade:

$$var(E) = E\{[\epsilon - E(\epsilon)][\epsilon - E(\epsilon)]'\} \quad (18)$$

(iv) ausência de autocorrelação:

$$cov(\epsilon_i, \epsilon_j) = E(\epsilon_i \epsilon_j) = 0 \quad (19)$$

(v) os resíduos são independentes e identicamente distribuídos com distribuição normal:

$$Z = \frac{X - \mu_x}{\sigma_x / \sqrt{n}} \hat{\sim} N(0; 1) \quad (20)$$

A validação dos modelos foi realizada considerando: (i) a comparação dos valores médios; (ii) o coeficiente de determinação e; (iii) o *plot* de Bland-Altman. Numa primeira fase compararam-se os valores médios entre a ASTT medida e a estimada através dos modelos desenvolvidos com recurso ao Teste T-*student* Emparelhado ($p \leq 0,05$). Também se considerou a análise de modelos de regressão linear simples entre as áreas de secção transversas do tronco medida e a estimada. Foram tomados como elementos de análise os coeficientes de determinação (R^2) e de determinação ajustado (Ra^2). Para uma análise qualitativa, foi definido que a relação era: (i) muito fraca se $R^2 < 0,04$; fraca se $0,04 \leq R^2 < 0,16$; moderada se $0,16 \leq R^2 < 0,49$; elevada se $0,49 \leq R^2 < 0,81$; muito elevada se $0,81 \leq R^2 < 1,0$. Por último, foi produzido o *plot* de Bland Altman (Bland e Altman, 1986) que procura analisar a concordância

entre diferentes tipos de medição, explicando se estes métodos terão uma boa correlação quando um conjunto de amostras é escolhido de tal modo que a variável a ser determinada varia muito entre eles.

Como sugerido pelos autores, considerou-se a validação satisfatória dos modelos se 80 % dos *plots* entre a ASTT medida e a estimada se encontrarem dentro dos 95 % do intervalo de confiança, correspondentes a $\pm 1,96$ desvios padrão.

Foi ainda calculado o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) em 12 sujeitos da amostra, de forma a evidenciar a fiabilidade da medição da variável ASTT.

7. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

7.1 Fiabilidade das avaliações

O valor do ICC que serviu para avaliar a fiabilidade da medição da ASTT foi 1,00. O teste de fiabilidade foi aplicado em 12 sujeitos da amostra.

7.2 Caracterização antropométrica

As tabelas 1 e 2 apresentam os resultados descritivos das variáveis antropométricas estudadas relativamente à totalidade do sexo feminino e sexo masculino, respectivamente. Assim, a tabela 1 reporta-se para os dados do sexo feminino em que a massa corporal registou uma média de $50,04 \pm 10,04$ [kg] e a estatura de $157,46 \pm 9,37$ [cm]. Já as restantes variáveis, diâmetro bi-acromial, diâmetro tóraco-sagital, perímetro peitoral e ASTT, apresentaram um valor médio de $33,13 \pm 4,85$ [cm], $21,57 \pm 2,85$ [cm], $78,08 \pm 8,41$ [cm] e $634,23 \pm 144,56$ [cm²], respectivamente.

Tabela 1. Caracterização antropométrica da totalidade da amostra do sexo feminino, em que: DBC (diâmetro bi-acromial), DTS (diâmetro tóraco-sagital), PP (perímetro peitoral) e ASTT (área de secção transversa do tronco).

	Massa corporal [kg]	Estatura [cm]	DBC [cm]	DTS [cm]	PP [cm]	ASTT [cm²]
Média	50,04	157,46	33,13	21,57	78,08	634,23
1 DP	10,04	9,37	4,85	2,85	8,41	144,56
Mínimo	27,80	133,00	24,20	15,50	64,00	327,21
Máximo	72,20	178,00	44,00	28,10	97,00	1125,20
CV	20,06	5,95	14,63	13,21	10,77	22,79

A tabela 2 reporta-se para os dados antropométricos da totalidade da amostra do sexo masculino, em que a massa corporal e a estatura registaram um valor médio de $63,61 \pm 15,10$ [kg] e $169,41 \pm 12,12$ [cm], respectivamente. O diâmetro bi-acromial apresentou um valor médio de $35,41 \pm 5,07$ [cm], o diâmetro tóraco-sagital um valor médio de $22,43 \pm 3,00$ [cm], o perímetro peitoral um valor médio de $86,90 \pm 9,31$ [cm] e a ASTT um valor médio de $747,46 \pm 184,59$ [cm²].

Tabela 2. Caracterização antropométrica da totalidade da amostra do sexo masculino, em que: DBC (diâmetro bi-acromial), DTS (diâmetro tóraco-sagital), PP (perímetro peitoral) e ASTT (área de secção transversa do tronco).

	Massa [kg]	Estatura [cm]	DBC [cm]	DTS [cm]	PP [cm]	ASTT [cm²]
Média	63,61	169,41	35,41	22,43	86,90	747,46
1 DP	15,10	12,12	5,07	3,00	9,31	184,59
Mínimo	28,00	134,00	19,90	11,50	61,50	373,59
Máximo	108,60	189,00	50,50	31,00	112,00	1371,00
CV	23,73	7,15	14,31	13,37	10,71	24,69

Os seguintes resultados apresentam a caracterização antropométrica do sexo feminino dividido nos subgrupos *experts* e não *experts*, bem como do sexo masculino dividido nos mesmos subgrupos. A tabela 3 apresenta os resultados descritivos do subgrupo *experts* relativamente ao sexo feminino em que se registou um valor médio de $46,96 \pm 9,71$ [kg] de massa corporal e $155,88 \pm 9,61$ [cm] de estatura. No que diz respeito aos diâmetros medidos, o diâmetro bi-acromial registou um valor médio de $34,61 \pm 5,07$ [cm], o diâmetro tóraco-sagital um valor médio de $21,40 \pm 3,24$ [cm], o perímetro peitoral um

valor médio de $74,83 \pm 7,26$ [cm]. Já a ASTT apresentou um valor médio de $642,93 \pm 153,65$ [cm²].

Tabela 3. Caracterização antropométrica do sexo feminino (subgrupo de *experts*), em que: DBC (diâmetro bi-acromial), DTS (diâmetro tóraco-sagital), PP (perímetro peitoral) e ASTT (área de secção transversa do tronco).

	Massa [kg]	Estatura [cm]	DBC [cm]	DTS [cm]	PP [cm]	ASTT [cm²]
Média	46,96	155,88	34,61	21,40	74,83	642,93
1 DP	9,71	9,61	5,07	3,24	7,26	153,65
Mínimo	27,80	133,00	24,20	15,50	64,00	327,21
Máximo	72,20	178,00	44,00	28,10	92,00	1125,20
CV	20,67	6,16	14,64	15,14	9,70	23,89

A tabela 4 apresenta os resultados descritivos relativamente ao subgrupo não *experts* do sexo feminino em que a massa corporal registou um valor médio de $55,43 \pm 8,26$ [kg], a estatura um valor médio de $160,24 \pm 8,33$ [cm], o diâmetro bi-acromial um valor médio de $30,50 \pm 2,99$ [cm], o diâmetro tóraco-sagital um valor médio de $21,88 \pm 1,99$ [cm], o perímetro peitoral um valor médio de $83,85 \pm 7,21$ [cm] e a ASTT um valor médio de $618,38 \pm 126,71$ [cm²].

Tabela 4. Caracterização antropométrica do sexo feminino (subgrupo de não *experts*), em que: DBC (diâmetro bi-acromial), DTS (diâmetro tóraco-sagital), PP (perímetro peitoral) e ASTT (área de secção transversa do tronco).

	Massa [kg]	Estatura [cm]	DBC [cm]	DTS [cm]	PP [cm]	ASTT [cm²]
Média	55,43	160,24	30,50	21,88	83,85	618,38
1 DP	8,26	8,33	2,99	1,99	7,21	126,71
Mínimo	35,60	137,00	25,40	18,60	69,00	355,48
Máximo	72,20	172,00	35,40	25,60	97,00	959,20
CV	14,90	5,19	9,80	9,09	8,59	20,49

A tabela 5 apresenta os resultados do subgrupo *experts* do sexo masculino. A massa corporal e a estatura registaram valores médios de $54,83 \pm 11,78$ [kg] e $164,52 \pm 11,73$ [cm], respectivamente. Para o diâmetro bi-acromial foi registado um valor médio de $37,46 \pm 6,34$ [cm], para o diâmetro tóraco-sagital um valor médio de $22,44 \pm 3,72$ [cm], para o perímetro peitoral um valor médio de $81,63 \pm 7,49$ [cm], e para a ASTT um valor médio de $715,57 \pm 175,51$ [cm²].

Tabela 5. Caracterização antropométrica do sexo masculino (subgrupo de *experts*), em que: DBC (diâmetro bi-acromial), DTS (diâmetro tóraco-sagital), PP (perímetro peitoral) e ASTT (área de secção transversa do tronco).

	Massa [kg]	Estatura [cm]	DBC [cm]	DTS [cm]	PP [cm]	ASTT [cm²]
Média	54,83	164,52	37,46	22,44	81,63	715,57
1 DP	11,78	11,73	6,34	3,72	7,49	175,51
Mínimo	32,00	141,00	19,90	11,50	64,00	417,46
Máximo	86,00	188,40	50,50	31,00	100,00	1371,00
CV	21,48	7,12	16,92	16,57	9,17	24,52

Já a tabela 6 reporta para os resultados obtidos relativamente ao subgrupo não *experts* do sexo masculino, em que a massa corporal registou um valor médio de $69,07 \pm 14,38$ [kg], a estatura um valor médio de $172,50 \pm 11,38$ [cm], o diâmetro bi-acromial um valor médio de $34,12 \pm 3,53$ [cm], o diâmetro tóraco-sagital um valor médio de $22,43 \pm 2,47$ [cm], o perímetro peitoral um valor médio de $90,23 \pm 8,81$ [cm] e a ASTT um valor médio de $768,48 \pm 188,34$ [cm²].

Tabela 6. Caracterização antropométrica do sexo masculino (subgrupo de não *experts*), em que: DBC (diâmetro bi-acromial), DTS (diâmetro tóraco-sagital), PP (perímetro peitoral) e ASTT (área de secção transversa do tronco).

	Massa [kg]	Estatura [cm]	DBC [cm]	DTS [cm]	PP [cm]	ASTT [cm²]
Média	69,07	172,50	34,12	22,43	90,23	768,48
1 DP	14,38	11,38	3,53	2,47	8,81	188,34
Mínimo	28,00	134,00	23,80	15,40	61,50	373,59
Máximo	108,60	189,00	40,20	30,10	112,00	1366,66
CV	20,81	6,59	10,34	11,01	9,76	24,50

7.3 Modelos preditivos desenvolvidos

7.3.1 Modelos preditivos desenvolvidos de acordo com o sexo

Para o sexo feminino o modelo final de regressão ($F_{2,53} = 12,871$; $p < 0,001$) permitiu entrada das variáveis perímetro peitoral ($t = 3,760$; $p < 0,001$) e diâmetro tóraco-sagital ($t = 2,837$; $p = 0,01$). A equação preditiva da ASTT para este sexo com entrada do perímetro peitoral e do diâmetro tóraco-sagital foi ($R^2 = 0,34$; $Ra^2 = 0,31$; $s = 119,22$; $p < 0,01$):

$$ASTT = 7,002 \cdot PP + 15,382 \cdot DTS - 255,70 \quad (21)$$

Em que *ASTT* corresponde à área de secção transversa do tronco, *PP* ao perímetro peitoral e *DTS* ao diâmetro tóraco-sagital.

Relativamente ao sexo masculino o modelo final de regressão ($F_{2,75} = 17,143$; $p < 0,001$) permitiu entrada das variáveis perímetro peitoral ($t = 2,963$; $p < 0,001$) e diâmetro tóraco-sagital ($t = 2,333$; $p = 0,02$). A equação preditiva

da ASTT para este sexo com entrada do perímetro peitoral e do diâmetro tóraco-sagital foi ($R^2 = 0,32$; $Ra^2 = 0,30$; $s = 158,93$; $p < 0,01$):

$$ASTT = 6,662 \cdot PP + 17,019 \cdot DTS - 210,708 \quad (22)$$

7.3.2 Modelos preditivos desenvolvidos de acordo com o nível competitivo por sexo

Para os modelos desenvolvidos de acordo com o nível competitivo, as variáveis que entraram para os modelos finais foram de igual modo o perímetro peitoral e o diâmetro tóraco-sagital.

Para o subgrupo *experts* do sexo feminino o modelo final de regressão ($F_{2,32} = 5,931$; $p = 0,01$) permitiu entrada das variáveis perímetro peitoral ($t = 2,671$; $p = 0,01$) e diâmetro tóraco-sagital ($t = 2,063$; $p = 0,05$). A equação preditiva da ASTT para este sexo com entrada do perímetro peitoral e do diâmetro tóraco-sagital foi ($R^2 = 0,28$; $Ra^2 = 0,24$; $s = 147,02$; $p < 0,01$):

$$ASTT = 16,498 \cdot DTS + 10,875 \cdot PP - 504,705 \quad (23)$$

Em relação ao subgrupo não *experts* do sexo feminino, o modelo final de regressão ($F_{2,22} = 3,914$; $p = 0,04$) permitiu entrada das variáveis perímetro peitoral ($t = 2,294$; $p = 0,03$) e diâmetro tóraco-sagital ($t = -1,145$; $p = 0,266$). A equação preditiva da ASTT para este sexo com entrada do perímetro peitoral e do diâmetro tóraco-sagital foi ($R^2 = 0,28$; $Ra^2 = 0,21$; $s = 115,20$; $p < 0,01$):

$$ASTT = 14,836 \cdot PP - 26,825 \cdot DTS - 33,149 \quad (24)$$

Para o subgrupo *experts* do sexo masculino o modelo final de regressão ($F_{2,27} = 6,078$; $p = 0,01$) permitiu entrada das variáveis perímetro peitoral ($t = 2,307$; $p = 0,03$) e diâmetro tóraco-sagital ($t = 1,858$; $p = 0,08$). A equação preditiva da ASTT para este sexo com entrada do perímetro peitoral e do diâmetro tóraco-sagital foi ($R^2 = 0,33$; $Ra^2 = 0,27$; $s = 165,41$; $p < 0,01$):

$$ASTT = 19,216 \cdot DTS + 10,505 \cdot PP - 575,496 \quad (25)$$

Relativamente ao subgrupo não *experts* do sexo masculino o modelo final de regressão ($F_{2,47} = 20,509$; $p < 0,001$) permitiu entrada das variáveis

perímetro peitoral ($t = 1,050$; $p = 0,30$) e diâmetro tóraco-sagital ($t = 1,606$; $p = 0,11$). A equação preditiva da ASTT para este sexo com entrada do perímetro peitoral e do diâmetro tóraco-sagital foi ($R^2=0,48$; $Ra^2 = 0,45$; $s = 136,89$; $p < 0,01$):

$$ASTT = 30,453 \cdot DTS + 5,030 \cdot PP - 371,404 \quad (26)$$

7.4 Medição e estimativa da área de secção transversa do tronco em relação ao sexo

7.4.1 Validação dos modelos de estimação da área de secção transversa do tronco de acordo com o sexo

A figura 3 apresenta a comparação entre os valores médios da ASTT medida e da ASTT estimada com base na equação 21 para o sexo feminino. A ASTT medida foi de $630,25 \pm 142,14$ [cm²] e a ASTT estimada de $631,57 \pm 83,04$ [cm²]. No caso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

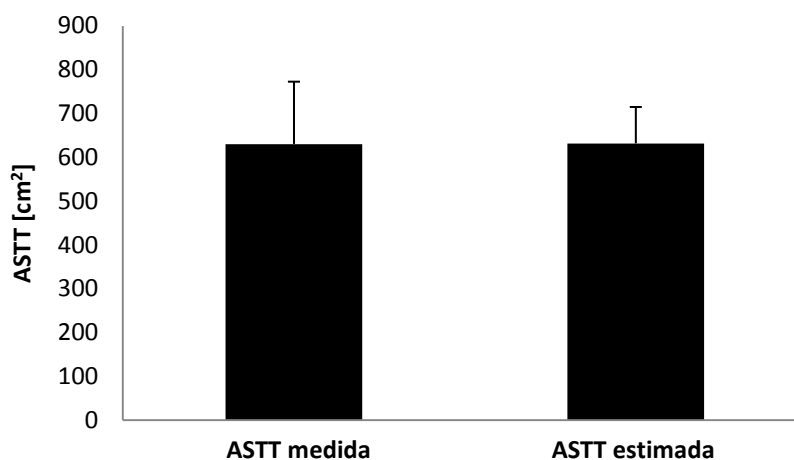


Figura 3. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino.

A figura 4 apresenta o *scatter gram* do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e a ASTT estimada com base na equação 21 para o sexo feminino. Desta análise, verificou-se um coeficiente de determinação elevado ($R^2 = 0,55$; $p < 0,001$).

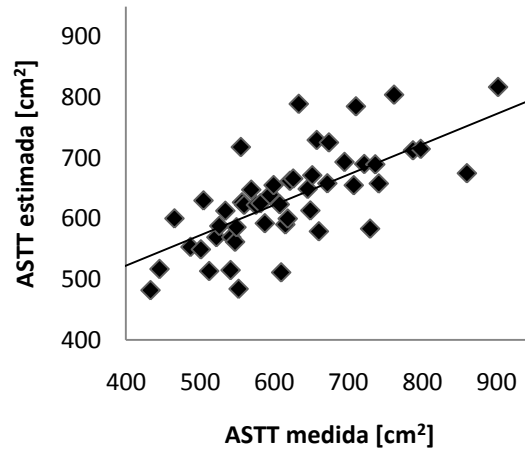


Figura 4. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo feminino.

A figura 5 apresenta o *plot* de Bland Altman para o sexo feminino entre a ASTT medida e ASTT estimada com base na equação 21. Da inspeção qualitativa do gráfico verificou-se que nenhum dos *plots* ultrapassou os 95 % do intervalo de confiança, cumprindo desta forma o critério definido.

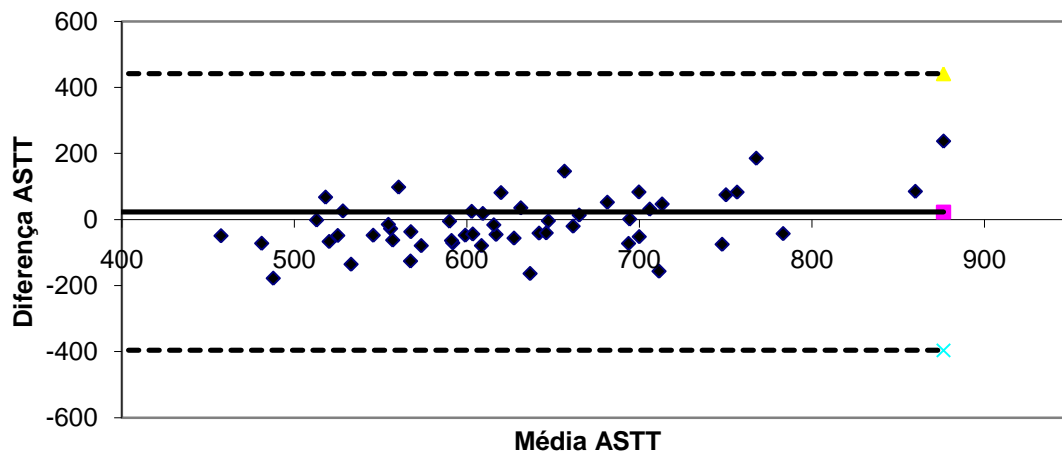


Figura 5. *Plot* de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino.

Assim, em jeito de resenha, analisando a ASTT medida *versus* a ASTT estimada com base na equação 21: (i) os valores médios entre as duas condições não foi significativo; (ii) o coeficiente de determinação foi elevado e; (iii) o *plot* de Bland Altman cumpriu o critério definido aprioristicamente. Assim,

pode-se considerar que o modelo desenvolvido tem uma elevada capacidade de predição da ASTT com base no perímetro peitoral e no diâmetro tóraco-sagital.

A figura 6 apresenta a comparação entre os valores médios da ASTT medida e da ASTT estimada com base na equação 22 para o sexo masculino. A ASTT medida foi de $747,27 \pm 182,38$ [cm²] e a ASTT estimada de $741,54 \pm 89,02$ [cm²]. No caso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

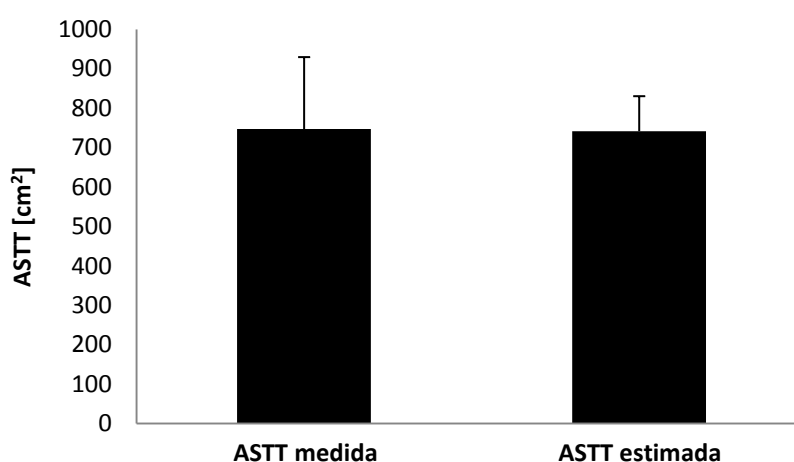


Figura 6. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino.

A figura 7 apresenta o *scatter gram* do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e a ASTT estimada com base na equação 22 para o sexo masculino. Desta análise, verificou-se um coeficiente de determinação moderado ($R^2 = 0,39$; $p < 0,001$).

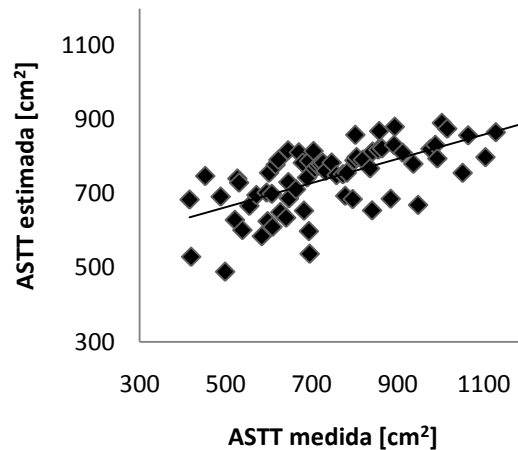


Figura 7. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo masculino.

A figura 8 apresenta o *plot* de Bland Altman para o sexo masculino entre a ASTT medida e ASTT estimada com base na equação 22. Da inspeção qualitativa do gráfico verificou-se que apenas dois dos *plots* ultrapassaram os 95 % do intervalo de confiança, cumprindo desta forma o critério definido.

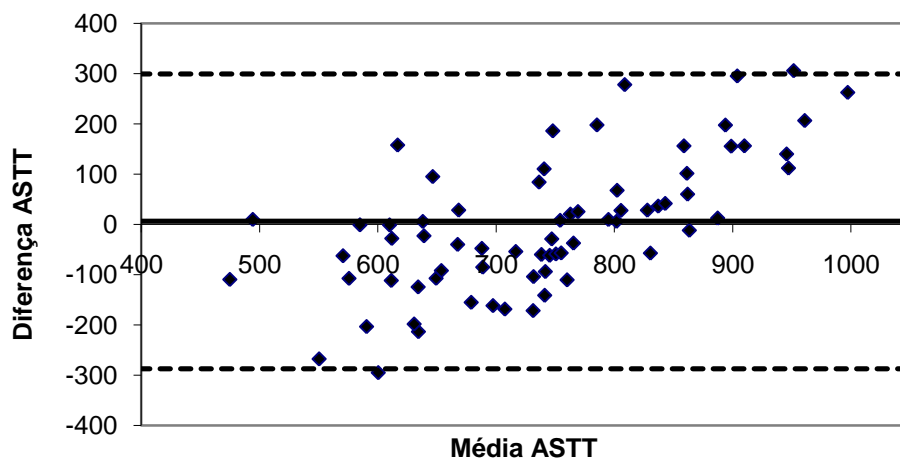


Figura 8. *Plot* de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino.

Em suma e analisando a ASTT medida *versus* a ASTT estimada com base na equação 22: (i) os valores médios entre as duas condições não foi significativo; (ii) o coeficiente de determinação foi moderado e; (iii) o *plot* de

Bland Altman cumpriu o critério definido previamente. Assim, pode-se considerar que o modelo desenvolvido tem uma elevada capacidade de predição da ASTT com base no perímetro peitoral e no diâmetro tóraco-sagital.

7.4.2 Validação dos modelos de estimação da área de secção transversa do tronco de acordo com o nível competitivo por sexo

A figura 9 apresenta a comparação entre os valores médios da ASTT medida e da ASTT estimada com base na equação 23 para o sexo feminino (*experts*). A ASTT medida foi de $648,53 \pm 150,16$ [cm²] e a ASTT estimada de $680,34 \pm 104,55$ [cm²]. No caso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

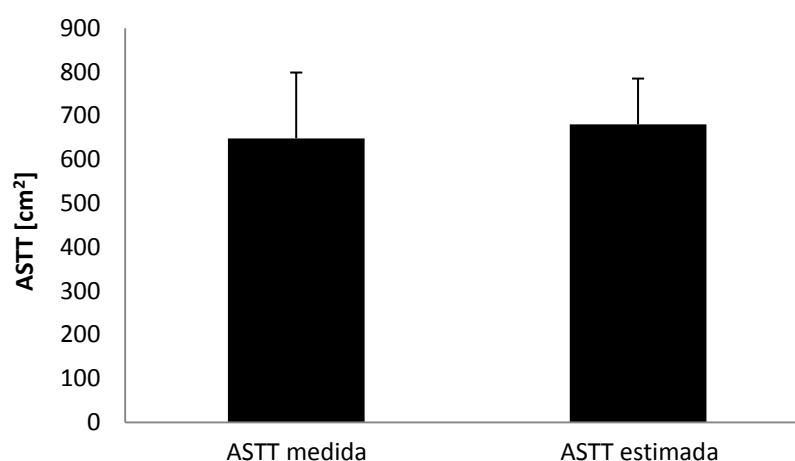


Figura 9. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (*experts*).

A figura 10 apresenta o *scatter gram* do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e a ASTT estimada com base na equação 23 para o sexo feminino (*experts*). Desta análise, verificou-se um coeficiente de determinação moderado ($R^2 = 0,37$; $p < 0,001$).

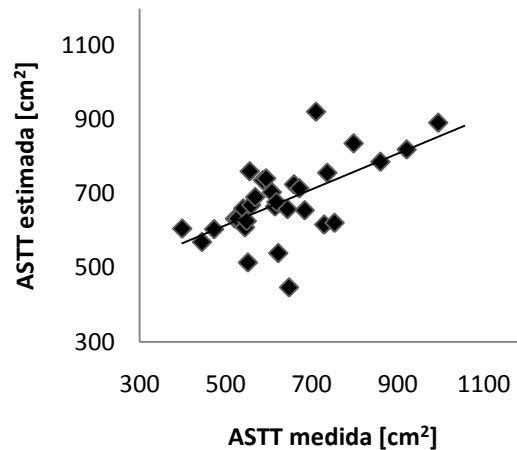


Figura 10. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo feminino (*experts*).

A figura 11 apresenta o *plot* de Bland Altman para o sexo feminino (*experts*) entre a ASTT medida e ASTT estimada com base na equação 23. Da inspeção qualitativa do gráfico verificou-se que somente um dos *plots* ultrapassou os 95 % do intervalo de confiança, cumprindo desta forma o critério definido.

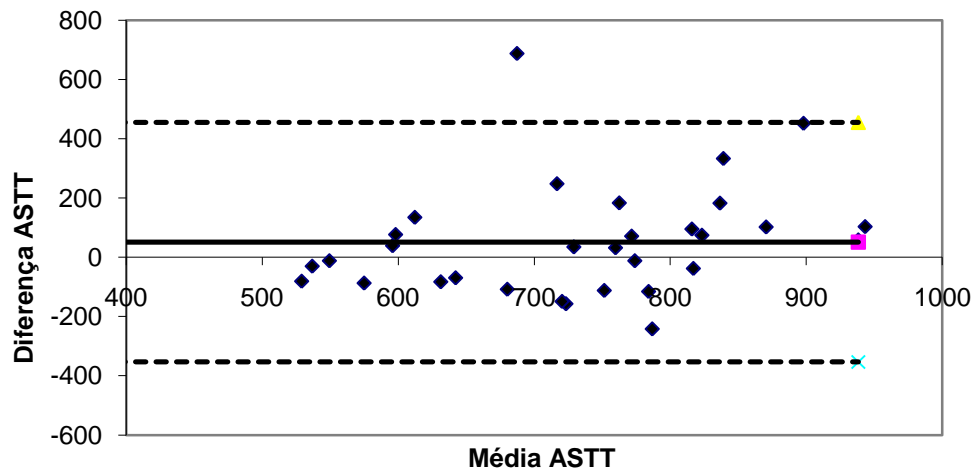


Figura 11. *Plot* de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (*experts*).

Assim, analisando a ASTT medida *versus* a ASTT estimada com base na equação 23 constata-se que: (i) os valores médios entre as duas condições

não foi significativo; (ii) o coeficiente de determinação foi moderado e; (iii) o *plot* de Bland Altman cumpriu o critério definido. Assim, pode-se considerar que o modelo desenvolvido tem uma elevada capacidade de predição da ASTT com base no perímetro peitoral e no diâmetro tóraco-sagital.

A figura 12 apresenta a comparação entre os valores médios da ASTT medida e da ASTT estimada com base na equação 24 para o sexo feminino (não *experts*). A ASTT medida foi de $612,45 \pm 112,76$ [cm²] e a ASTT estimada de $619,36 \pm 66,25$ [cm²]. No caso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

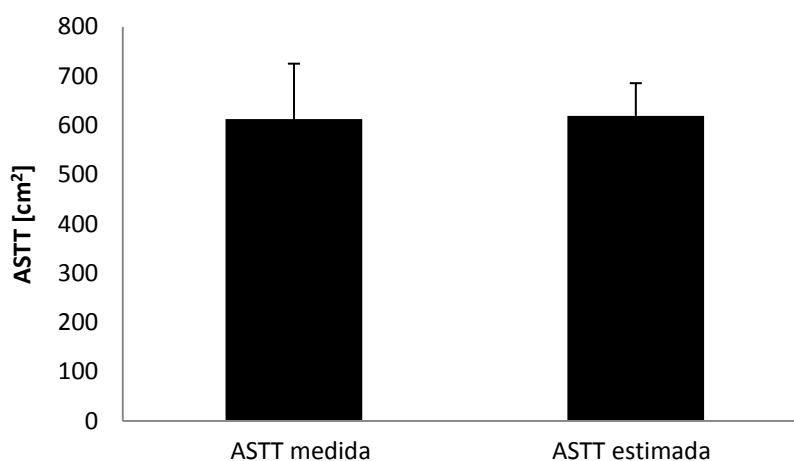


Figura 12. Comparação dos valores médios da área de seção transversal do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (não *experts*).

A figura 13 apresenta o *scatter gram* do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e a ASTT estimada com base na equação 24 para o sexo feminino (não *experts*). Desta análise, verificou-se um coeficiente de determinação moderado ($R^2 = 0,26$; $p < 0,014$).

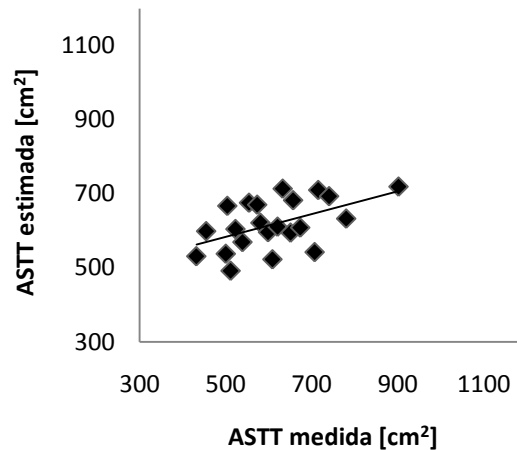


Figura 13. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo feminino (não *experts*).

A figura 14 apresenta o *plot* de Bland Altman para o sexo feminino (não *experts*) entre a ASTT medida e ASTT estimada com base na equação 24. Da inspeção qualitativa do gráfico verificou-se que nenhum dos *plots* ultrapassou os 95 % do intervalo de confiança, cumprindo desta forma o critério definido.

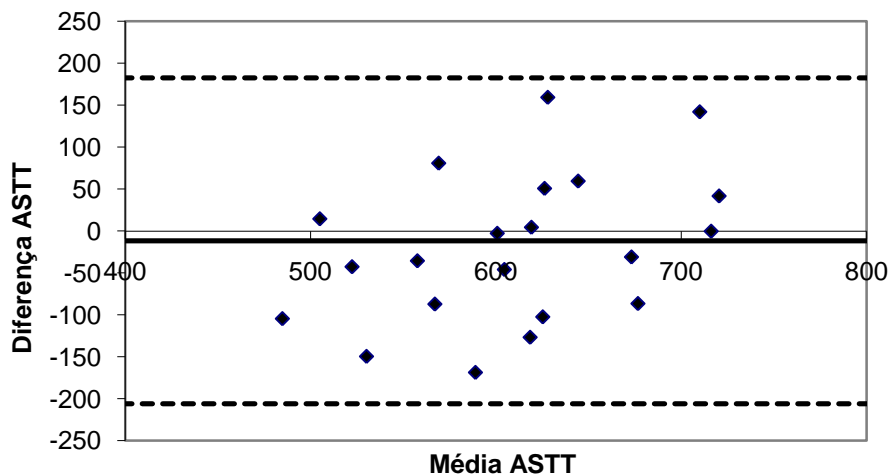


Figura 14. *Plot* de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo feminino (não *experts*).

Assim, em jeito de resenha, analisando a ASTT medida *versus* a ASTT estimada com base na equação 24: (i) os valores médios entre as duas condições não foi significativo; (ii) o coeficiente de determinação foi moderado

e; (iii) o *plot* de Bland Altman cumpriu o critério definido previamente. Assim, pode-se considerar que o modelo desenvolvido tem uma elevada capacidade de predição da ASTT com base no perímetro peitoral e no diâmetro tóraco-sagital.

A figura 15 apresenta a comparação entre os valores médios da ASTT medida e da ASTT estimada com base na equação 25 para o sexo masculino (*experts*). A ASTT medida foi de $725,41 \pm 157,94$ [cm²] e a ASTT estimada de $713,62 \pm 129,94$ [cm²]. No caso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

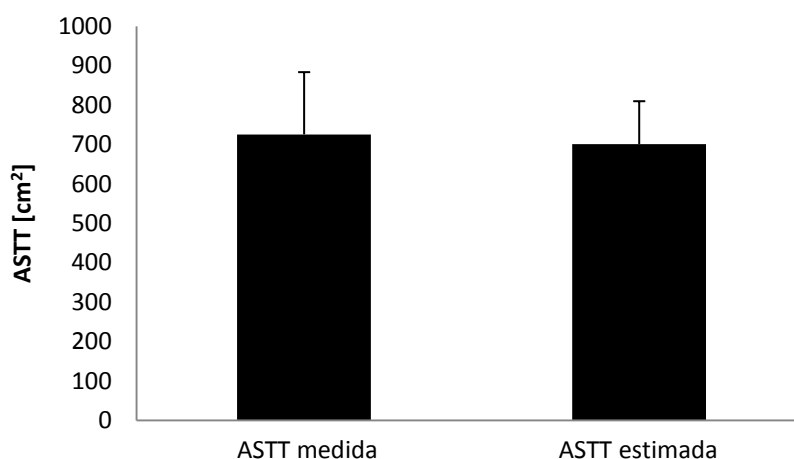


Figura 15. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (*experts*).

A figura 16 apresenta o *scatter gram* do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e a ASTT estimada com base na equação 25 para o sexo masculino (*experts*). Desta análise, verificou-se um coeficiente de determinação moderado ($R^2 = 0,24$; $p < 0,013$).

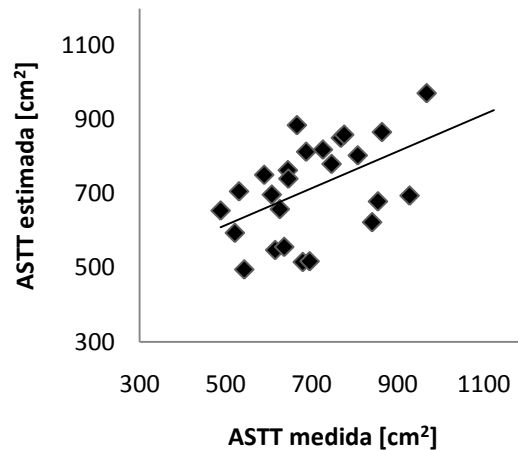


Figura 16. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo masculino (*experts*).

A figura 17 apresenta o *plot* de Bland Altman para o sexo masculino (*experts*) entre a ASTT medida e ASTT estimada com base na equação 25. Da inspeção qualitativa do gráfico verificou-se que apenas um dos *plots* ultrapassou os 95 % do intervalo de confiança, cumprindo desta forma o critério definido.

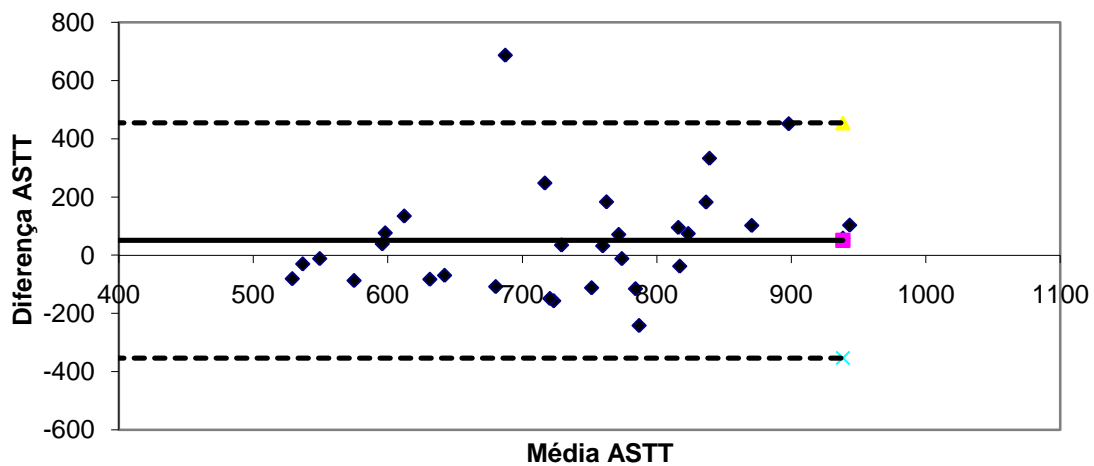


Figura 17. *Plot* de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (*experts*).

Assim, em jeito de síntese, analisando a ASTT medida *versus* a ASTT estimada com base na equação 25: (i) os valores médios entre as duas

condições não foi significativo; (ii) o coeficiente de determinação foi moderado e; (iii) o *plot* de Bland Altman cumpriu o critério definido previamente. Assim, pode-se considerar que o modelo desenvolvido tem uma elevada capacidade de predição da ASTT com base no perímetro peitoral e no diâmetro tóraco-sagital.

A figura 18 apresenta a comparação entre os valores médios da ASTT medida e da ASTT estimada com base na equação 26 para o sexo masculino (não *experts*). A ASTT medida foi de $764,57 \pm 195,63$ [cm²] e a ASTT estimada de $762,27 \pm 113,87$ [cm²]. No caso, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

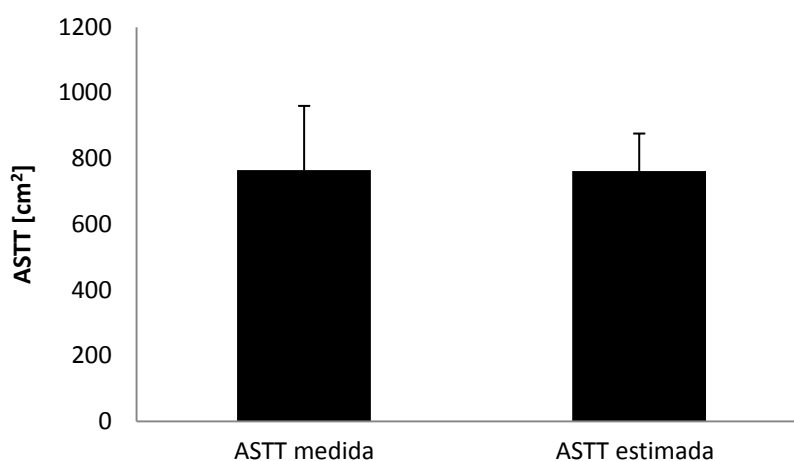


Figura 18. Comparação dos valores médios da área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (não *experts*).

A figura 19 apresenta o *scatter gram* do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e a ASTT estimada com base na equação 26 para o sexo masculino (não *experts*). Desta análise, verificou-se um coeficiente de determinação moderado ($R^2 = 0,23$; $p < 0,001$).

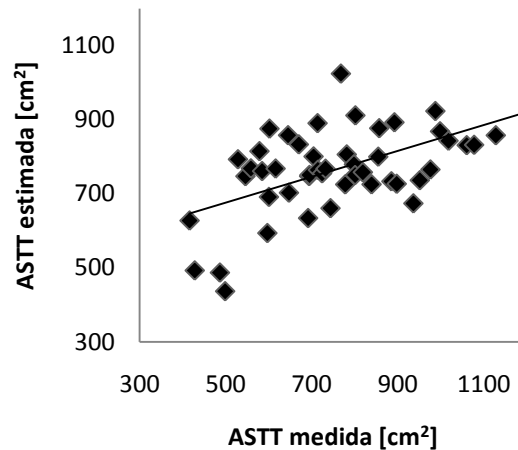


Figura 19. Modelo de regressão linear simples entre a área de secção transversa do tronco medida e estimada para o sexo masculino (não *experts*).

A figura 20 apresenta o *plot* de Bland Altman para o sexo masculino (não *experts*) entre a ASTT medida e ASTT estimada com base na equação 26. Da inspeção qualitativa do gráfico verificou-se que nenhum dos *plots* ultrapassou os 95 % do intervalo de confiança, cumprindo desta forma o critério definido.

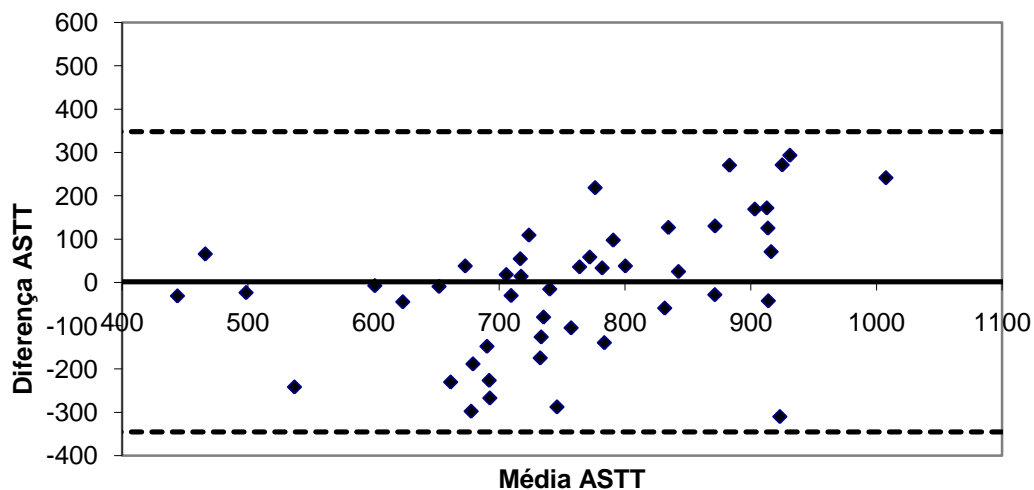


Figura 20. *Plot* de Bland Altman para a área de secção transversa do tronco medida e estimada relativamente ao sexo masculino (não *experts*).

Assim, em jeito de resenha, analisando a ASTT medida *versus* a ASTT estimada com base na equação 26: (i) os valores médios entre as duas condições não foi significativo; (ii) o coeficiente de determinação foi moderado

e; (iii) o *plot* de Bland Altman cumpriu o critério definido aprioristicamente. Assim, pode-se considerar que o modelo desenvolvido tem uma elevada capacidade de predição da ASTT com base no perímetro peitoral e no diâmetro tóraco-sagital.

8. DISCUSSÃO

8.1 Discussão da Metodologia

A discussão da metodologia será realizada sobre os seguintes aspectos: (i) amostra; (ii) selecção e entrada das variáveis exógenas; (iii) medição da ASTT; (iv) validação dos modelos preditivos; (v) experiência do avaliador.

Os tipos de amostragem dividem-se em duas categorias: probabilística e não probabilística. A categoria probabilística é composta por amostragens do tipo: (i) aleatória simples; (ii) aleatória estratificada; (iii) aleatória sistemática. Fazem parte da categoria não probabilística as amostragens: (i) acidental, casual ou de conveniência; (ii) propositada; (iii) por quotas; (iv) “bola de neve”.

A amostragem utilizada foi a de conveniência, visto estar-se restrito a sujeitos praticantes de actividades aquáticas, nomeadamente a Natação Pura Desportiva e à sua autorização (ou dos respectivos encarregados de educação) para a recolha dos dados. Ainda assim, foi avaliado um total de 264 sujeitos o que poderá garantir alguma consistência na análise dos resultados. Tanto quanto é possível averiguar, poucos estudos neste domínio tiveram uma amostra tão alargada. Por exemplo, o estudo de Clarys (1979) foi efectuado com 9 nadadores de nível olímpico e 63 estudantes de educação física. Já van Tilborgh *et al.* (1983) estudaram 32 sujeitos do sexo feminino de nível nacional.

Outro assunto a discutir é a selecção e entrada das variáveis exógenas no modelo. Foram escolhidas cinco variáveis independentes, como sejam: o diâmetro bi-acromial, o diâmetro tóraco-sagital, o perímetro peitoral, a massa corporal e a estatura para testar a sua entrada no modelo. Foi utilizado o modelo de regressão linear múltipla, sendo um procedimento estatístico que supõe a existência de uma associação linear entre uma variável endógena (i.e., a ASTT) de natureza quantitativa e uma ou mais variáveis exógenas (i.e., as características antropométricas acima descritas) também de natureza quantitativa. Neste modelo de regressão o tamanho da amostra deverá variar consoante o número de variáveis exógenas utilizadas para a entrada no modelo. Um número de três ou mais variáveis exógenas para uma maior robustez dos dados, pressupõe uma amostra mínima de 15 sujeitos para cada

variável. Neste caso, a utilização de mais de cinco variáveis exógenas implicaria uma amostra mais elevada. O que seria difícil de obter dadas as circunstâncias atrás descritas para as características da amostra, ou seja, ser de conveniência.

Relativamente à medição da ASTT, Clarys (1979) constatou que existem determinadas características antropométricas que se relacionam com a ASTT, como sejam a massa corporal e a estatura. Por sua vez Huijing *et al.* (1988) obtiveram uma associação significativa da ASTT com a superfície corporal e vários diâmetros segmentares. Do ponto de vista geométrico, a ASTT é semelhante a uma circunferência ou a uma forma elíptica. Utilizando os conhecimentos geométricos destas formas, torna-se mais fácil o cálculo de diâmetros corporais, que parecem ser as variáveis independentes que melhor predizem a ASTT. Assim, foram utilizados os diâmetros bi-acromial e tóraco-sagital e ainda, o perímetro peitoral. A massa corporal e a estatura foram também utilizadas, visto Clarys (1979) ter incorporado estas variáveis na determinação da ASTT. Ao introduzir tais variáveis antropométricas num modelo de regressão linear múltipla passo-a-passo, Clarys (1979) concluiu que a massa corporal e a altura foram os melhores preditores do diâmetro transversal máximo do corpo humano (equação 8). No entanto, de acordo com Marinho *et al.* (2010a), esta equação possui algumas limitações: (i) a amostra para desenvolvimento do modelo preditivo foi reduzida. Apenas nove eram nadadores olímpicos holandeses; (ii) as características antropométricas dos nadadores de então (i.e., anos 70) poderão não ser idênticas às que se podem encontrar actualmente; (iii) a equação não pode ser aplicada a jovens nadadores por ter sido desenvolvida para adultos do sexo masculino, e é de igual forma aplicada em sujeitos do sexo feminino; (iv) a capacidade preditiva da equação de Clarys (1979) não é elevada ($R = 0,70$); (v) no estudo em causa a equação nunca foi objecto de validação numa amostra independente.

Como dito no capítulo de metodologia, para a avaliação da ASTT solicitou-se aos sujeitos que se colocassem em postura bípede, plantígrada, ortostática, com a cabeça numa posição neutra, os membros superiores em extensão completa no prolongamento do corpo com a superfície palmar de

uma mão em contacto com o dorso da mão oposta e os dedos também eles em extensão. A ASTT foi registada a partir de fotografia dum plano superior transverso (Caspersen *et al.*, 2010). À *posteriori* a respectiva área foi calculada num *software* (*Universal Desktop Ruler*, v3.3.3268, AVPSOft, E.U.A.) através do delineamento do maior perímetro do corpo humano, o qual é definido pelo tronco. Portanto, com recurso a uma técnica de fotogrametria. Sendo fotogrametria considerada como a técnica de extrair de fotografias métricas as dimensões de corpos. Neste caso em particular optou-se por uma técnica de fotogrametria digital.

Existem outras técnicas passíveis de ser utilizadas para medir áreas, tais como: (i) planimetria; (ii) tomografia computacional; (iii) ressonância magnética. A planimetria consiste, de uma forma geral, na representação de um dado espaço num plano através da determinação do perímetro. É uma técnica referenciada pelos seus utilizadores como sendo de fácil manuseamento e aplicabilidade. No entanto possui como principais limitações: (i) o grau de fiabilidade e; (ii) validade dos resultados. Desta forma esta técnica não foi seleccionada para o presente estudo.

A tomografia computacional consiste num método de medida da densidade radiológica dos volumes elementares de um corte. Este método radiológico produz imagens de um corte do corpo com um estudo das densidades, com acuidade 100 vezes superior do que as obtidas em radiografia convencional, estudando a atenuação de um feixe de raios ionizantes durante seu trajecto através de um segmento do corpo. As principais vantagens da tomografia computacional são: (i) permite o estudo de secções transversais do corpo humano vivo obtendo uma imagem em que a percepção espacial é mais nítida; (ii) consiste na maior distinção entre dois tecidos, permitindo distinguir diferenças de densidade da ordem 0,5 % entre tecidos. Desta forma, é possível a detecção ou o estudo de anomalias que não seriam visualizadas em radiografias comuns, ou através de métodos invasivos, sendo assim um exame complementar de diagnóstico de grande valor. No entanto, a tomografia computacional é caracterizada por utilizar radiação ionizante. Ou seja, tem a capacidade de arrancar electrões dos átomos por onde passa. Este

tem um efeito negativo sobre o corpo humano, sobretudo pela capacidade de causar mutações genéticas, visível sobretudo em células que se multiplicam rapidamente. Outra desvantagem da tomografia axial é o elevado custo dos seus exames.

A ressonância magnética é uma técnica que permite determinar propriedades de uma substância através da correlação da energia absorvida contra a frequência, na faixa de *megahertz* do espectromagnético, caracterizando-se como sendo uma espectroscopia. O aparelho de ressonância magnética percorre cada ponto do corpo do paciente, construindo um mapa em bidimensional ou tridimensional dos tipos de tecido. Então, ele junta todas essas informações para criar imagens bidimensionais ou modelos tridimensionais. Entre as principais vantagens da ressonância magnética, destacam-se: (i) a ausência de radiação ionizante que se traduz num conforto para muitos pacientes, assim como o facto dos materiais de contraste terem uma incidência de efeitos colaterais muito pequena; (ii) capacidade de gerar imagens de qualquer plano. Ao invés, há muitos indivíduos que não podem fazer este exame por questões de segurança, e há pessoas que são grandes demais para entrar na máquina. Outras das desvantagens da ressonância magnética traduz-se pela movimentação dos sujeitos, o menor movimento da parte do corpo sendo examinada pode fazer com que as imagens fiquem completamente distorcidas e tenham de ser refeitas. Os equipamentos de ressonância magnética são extremamente caros, o que significa que os exames são de elevado custo.

Tendo em conta estes factores, nomeadamente o custo de cada avaliação e as condições a que os sujeitos estariam expostos, optou-se por utilizar um software (*Universal Desktop Ruler*, v3.3.3268, AVPSOft, E.U.A.) para cálculo da ASTT a partir de fotogrametria digital. Outro dos motivos foi de ordem logística, dado a amostra do estudo ser de número considerável, tornou-se mais fácil tirar fotografias aos sujeitos aquando da medição das restantes variáveis antropométricas, e posteriormente calcular a ASTT. Este *software* permitiu de uma forma fácil e intuitiva o cálculo da ASTT através do delineamento do maior diâmetro corporal no plano transversal. Para mais, o

processo é mais económico do que as duas técnicas imagiográficas (i.e. TC e RM) mas ainda assim mais válido e fiável do que a planimetria.

Para validar as equações, para ambos os sexos e de acordo com o nível competitivo procurou-se ter grupos e subgrupos equilibrados e diferentes. Ou seja, grupos homogéneos no que ao número de sujeitos diz respeito e um grupo de sujeitos diferente para validar a equação. Isto porque, se o mesmo grupo fosse utilizado para estimar e validar a equação, a sua validação estaria automaticamente verificada. Desta forma, para o sexo feminino foram utilizados 56 sujeitos para estimar a equação e 56 sujeitos para a validar, para o sexo masculino foram utilizados 77 sujeitos para estimar e 75 sujeitos para validar a equação. Em relação ao nível competitivo, para o subgrupo *experts* do sexo feminino foram utilizados 33 sujeitos para estimar a equação e 38 para a validar, e para o subgrupo não *experts* foram utilizados 23 sujeitos para estimar a equação e 18 para a validar. No que toca ao subgrupo *experts* do sexo masculino foram utilizados 28 sujeitos para estimar a equação e 32 sujeitos para a validar, já em relação ao subgrupo não *experts* foram utilizados 48 sujeitos para estimar a equação e 44 sujeitos para validar a mesma. Em todos os subgrupos procurou-se ter uma amplitude de idades igual, bem como em relação ao nível competitivo, para que os grupos utilizados para validar as equações fossem o mais semelhante possível aos utilizados para estimar as mesmas de forma a manter uma consistência elevada.

O ICC foi calculado somente para a variável ASTT. Do ponto de vista logístico não foi possível realizar uma segunda avaliação às restantes variáveis algumas semanas após a primeira recolha. O seu valor foi ICC = 1,00. Este resultado explica-se pelo facto das unidades de medição da ASTT serem elevadas. Assim, as diferenças verificadas na medição de fiabilidade não são de tal forma significativas permitindo um elevado grau de ICC.

No que concerne às restantes variáveis antropométricas, a experiência do avaliador era elevada, tendo abordado esta e outras técnicas de avaliação (i.e. diâmetros e perímetros) durante a sua formação graduada e pós-graduação. Inclusive efectuou recolhas de dados similares para outros trabalhos académicos. Ainda assim, o avaliador antes da medição das

variáveis antropométricas aos sujeitos da amostra, realizou vários testes de medição semelhantes de forma a aumentar o grau de fiabilidade de avaliação das características antropométricas utilizadas neste estudo.

8.2 Discussão dos resultados

A discussão dos resultados será fundamentada em 3 eixos: (i) análise e comparação dos valores descritivos das variáveis avaliadas; (ii) análise e comparação dos modelos preditivos produzidos; (iii) análise e comparação dos procedimentos de validação dos modelos desenvolvidos.

Em relação ao primeiro eixo, e no que diz respeito à variável ASTT, Clarys (1979) registou um valor médio de ASTT de $767,33 \pm 92,51$ [cm²] para os estudantes de Educação Física e de $766,66 \pm 123,88$ [cm²] para os nadadores olímpicos holandeses. Já Caspersen *et al.* (2010) avaliaram também a ASTT, designada por área frontal no estudo, registando um valor médio de 800 ± 150 [cm²] para o sexo feminino e de 890 ± 60 [cm²] para o sexo masculino. No presente estudo, para o sexo feminino e sexo masculino, a ASTT registou um valor médio de $634,23 \pm 144,56$ [cm²] e $747,46 \pm 184,59$ [cm²], respectivamente. No que ao nível competitivo diz respeito, a ASTT no subgrupo feminino *experts* registou um valor médio de $642,93 \pm 153,65$ [cm²] e de $618,38 \pm 126,71$ [cm²] para o subgrupo feminino não *experts*. Por sua vez, os subgrupos masculino *experts* e masculino não *experts* registaram um valor médio de $715,57 \pm 175,51$ [cm²] e $768,48 \pm 188,34$ [cm²], respectivamente. Quando comparados os três estudos, considera-se que de uma forma geral, os valores médios de ASTT registados são um tanto semelhantes. No entanto, para ambos os sexos registaram-se valores médios de ASTT ligeiramente inferiores aos registados por Caspersen *et al.* (2010). O mesmo aconteceu quando comparados os valores médios de ASTT, do subgrupo masculino *experts* do presente estudo, com a amostra de 9 nadadores de nível olímpico do estudo de Clarys (1979). Tal facto é justificado pela grande amplitude de idades utilizadas no presente estudo (i.e. entre os 10 e os 32 anos de idade para o sexo masculino, e entre os 9 e os 27 anos de idade para o sexo feminino). Já o estudo de Caspersen *et al.* (2010) foi realizado com sujeitos masculinos e femininos com uma média de idades de $25,2 \pm 4,9$ anos e $22,2 \pm$

3,3 anos, respectivamente, e o estudo de Clarys (1979) com sujeitos masculinos estudantes de Educação Física e nadadores olímpicos, logo adultos. Ora sendo o presente estudo aquele com uma maior amplitude de idades, motivada pela inclusão no estudo de crianças, será natural que os valores médios da ASTT sejam um pouco inferiores aos restantes trabalhos existentes na literatura.

Em relação às restantes características antropométricas, van Tilborgh *et al.* (1988) procuraram estudar a influência de factores antropométricos no arrasto passivo em 32 sujeitos de sexo feminino de nível nacional. Para tal, avaliaram entre outras, a massa corporal, a estatura e o DBC. Os autores descreveram valores médios de 54,0 [kg] para a massa corporal, 164,0 [cm] para a estatura e 36,8 [cm] para o DBC. Por sua vez, Mazza *et al.* (1994) descreveram as características antropométricas de nadadores de elite. Avaliaram entre outras, a massa corporal, estatura, o DBC e o DTS para sujeitos do sexo masculino e feminino. Em relação ao sexo masculino, Mazza *et al.* (1994) observaram valores médios de $78,4 \pm 7,1$ [kg] para a massa corporal, $183,8 \pm 7,1$ [cm] para a estatura, $42,5 \pm 1,9$ [cm] para o DBC e $30,7 \pm 1,7$ [cm] para o DTS. O sexo feminino registou valores médios de $63,1 \pm 5,9$ [kg] para a massa corporal, $171,5 \pm 7,0$ [cm] para a estatura, $38,5 \pm 1,8$ [cm] para o DBC e $27,5 \pm 1,6$ [cm] para o DTS. Sendo que, Mazza *et al.* (1994) e van Tilborgh *et al.* (1988) realizaram os seus estudos em sujeitos com um nível competitivo elevado (i.e., elite e nacional, respectivamente) a comparação de valores médios é feita com a condição de *experts* (i.e. federados) denominada no presente estudo, para ambos os sexos. Assim, o subgrupo feminino *experts* registou um valor médio de $46,96 \pm 9,71$ [kg] para a massa corporal e $155,88 \pm 9,61$ [cm] para a estatura. O DBC, o DTS e o PP registaram valores médios de $34,61 \pm 5,07$ [cm], $21,40 \pm 3,24$ [cm] e $74,83 \pm 7,26$ [cm], respectivamente. Por sua vez o subgrupo masculino *experts* registou um valor médio de $54,83 \pm 11,78$ [kg] para a massa corporal e $164,52 \pm 11,73$ [cm] para a estatura. O DBC, o DTS e o PP registaram valores médios de $37,46 \pm 6,34$ [cm], $22,44 \pm 3,72$ [cm] e $81,63 \pm 7,49$ [cm], respectivamente. Quando comparados os valores médios, relativamente às características massa corporal, estatura, DBC e DTS pode considerar-se que os valores registados neste estudo são

ligeiramente inferiores aos verificados por Mazza *et al.* (1994) e van Tilborgh *et al.* (1988). No entanto, as diferenças que se verificam devem-se ao facto de que no presente estudo avaliou-se uma grande amplitude de idades, tal como descrito acima.

Em síntese, parece que se está em condições de afirmar que do ponto de vista descritivo, as variáveis antropométricas avaliadas no presente trabalho são muito próximas das indicadas em trabalhos anteriores. Consequentemente, os sujeitos seleccionados para a amostra podem ser considerados como adequados para o desenvolvimento de modelos preditivos da ASTT baseados em características antropométricas.

O segundo eixo consiste na análise e comparação dos modelos preditivos produzidos. Como descrito anteriormente, Clarys (1979) sugeriu a estimação da ASTT através da equação 8. Esta equação preditiva da ASTT teve como variáveis exógenas a entrar no modelo final a massa corporal e a estatura dos sujeitos. O autor constatou que estas características antropométricas foram os melhores preditores do diâmetro transversal máximo do corpo humano ($R = 0,71$). O coeficiente de determinação da mesma equação foi de 0,50. Ou seja, a massa corporal conjuntamente com a estatura tem a capacidade de predizer 50 % da ASTT. O que levanta a questão de possivelmente haver outras variáveis exógenas não contempladas no modelo que poderão explicar os restantes 50 % da ASTT. Por sua vez, Huijing *et al.* (1988) não registaram associações significativas entre a ASTT e os diâmetros corporais avaliados. Esta ausência de correlações significativas pode-se dever à reduzida dimensão da amostra avaliada. Ainda assim, será de chamar atenção que a correlação entre a circunferência do braço e a ASTT foi de 0,57 e a correlação entre a circunferência da coxa e a ASTT foi de 0,82. Para o presente estudo considerou-se que outras variáveis, para além da massa corporal e estatura, pudessem ter um nível de predição superior para a estimação da ASTT. Para todas as condições, os modelos finais de estimação da ASTT incluíram a entrada das variáveis DTS e PP. Cumulativamente, verificou-se uma exclusão da massa corporal, da estatura e do DBC. Assim, parece que a opção de outras variáveis exógenas para além da massa corporal

e da estatura, como explicado no subcapítulo da discussão da metodologia, terão sido uma boa opção.

Para o sexo masculino a entrada das variáveis DTS e PP no modelo permitiram uma predição de $R^2 = 0,39$. Em relação ao nível competitivo, para o subgrupo masculino *experts* foi $R^2 = 0,24$ e para o subgrupo masculino não *experts* foi $R^2 = 0,23$. O coeficiente de determinação do modelo desenvolvido para o sexo masculino foi $R^2 = 0,32$, para o subgrupo masculino *experts* foi $R^2 = 0,33$ e para o subgrupo masculino não *experts* $R^2 = 0,48$. Quando comparados estes modelos preditivos com a equação de Clarys (1979), constata-se coeficientes de associação e de determinação inferiores. A explicação para este facto reside na elevada amplitude de idades da amostra utilizada no presente estudo (i.e. entre os 10 e os 32 anos de idade para o sexo masculino, e entre os 9 e os 27 anos de idade para o sexo feminino) ao invés de serem apenas utilizados sujeitos jovens adultos. Pode também especular-se que outras variáveis que não foram consideradas para a entrada nos modelos preditivos, podem ter um impacto também acentuado na predição da ASTT. A utilização de outras variáveis no modelo poderia aumentar o coeficiente de determinação. Mas com a consequência de aumentar igualmente o erro da estimativa. Desta forma, manteve-se a natureza dos modelos desenvolvidos com entrada do DTS e PP.

A equação 8 foi desenvolvida para sujeitos adultos de sexo masculino, e é também aplicada em sujeitos de sexo feminino e em crianças de ambos os sexos. Desta forma, no presente estudo desenvolveram-se modelos preditivos para sujeitos do sexo feminino e de acordo com o nível competitivo. Também para estas condições os modelos incluíram as variáveis DTS e PP, excluindo as variáveis massa corporal, estatura e DBC. Para o sexo feminino o valor de predição foi $R^2 = 0,55$, para o subgrupo feminino *experts* foi $R^2 = 0,37$ e para o subgrupo feminino não *experts* foi $R^2 = 0,26$. O modelo desenvolvido para o sexo feminino registou um coeficiente de determinação de $R^2 = 0,34$, para o subgrupo feminino *experts* de $R^2 = 0,28$ e para o subgrupo feminino não *experts* de $R^2 = 0,28$. Considera-se que as equações desenvolvidas para ambos os sexos e de acordo com o nível competitivo, foram consideradas significativas e com um nível qualitativo de predição considerado moderado.

Tanto quanto é possível averiguar, e salvo melhor opinião, não existe na literatura qualquer tentativa de predizer a ASTT com base em grupos de *coorte* específicos como os aqui descritos. Logo, é inviável uma comparação e discussão dos actuais dados com outros similares. Ainda assim, há a dizer que os ajustes dos modelos específicos aqui em apreço são próximos dos descritos para o grupo masculino e feminino, ambos na condição de *experts*, atrás discutidos.

O último ponto assenta na análise e comparação dos procedimentos de validação dos modelos desenvolvidos. Para tal foram utilizados três critérios: (i) comparação dos valores médios entre a ASTT medida e a ASTT estimada; (ii) o coeficiente de determinação entre a ASTT medida e ASTT estimada; (iii) o *plot* de Bland-Altman.

Na literatura não existe consenso em relação aos procedimentos a utilizar para a validação de modelos preditivos. Há estudos que o fazem com recurso à comparação dos valores médios (Nicolas e Bideau, 2009; Nicolas *et al.*, 2007) sendo que ambos os estudos se reportam somente para a acção dos membros inferiores em Natação com *monofin*; há quem o faça utilizando modelos de regressão lineares entre o *gold standard* e os parâmetros ou técnicas desenvolvidas (Dick *et al.*, 2010) e; quem se socorra dos *plots* de Bland Altman (Wattanapenpainboon *et al.*, 1998; Mazariegos *et al.*, 1996; Pritchard *et al.*, 1993). A título ilustrativo da ausência de consenso, Bland e Altman (1986) não sugerem a utilização dos coeficientes de determinação e correlação para a validação de técnicas ou variáveis estimadas. Os mesmos afirmam que os coeficientes em causa medem a força de relação entre duas variáveis e não a concordância entre elas. Sugerem ainda que uma alteração na escala de medição não afecta a correlação mas a concordância (Bland e Altman, 1986). Por seu lado, Hopkins (2004) considera que o *plot* de Bland Altman é susceptível de evidenciar um sistemático viés de proporção. Segundo o mesmo, o gráfico de Bland Altman indica incorrectamente a existência de diferenças sistemáticas na relação entre duas medidas, quando uma é calibrada através da outra. Através deste processo poderia concluir-se que o instrumento não tinha sido calibrado correctamente ou que os sujeitos utilizados para validar o instrumento tinham características diferentes dos

utilizados para a calibração. Qualquer destas conclusões está errada (Hopkins, 2004). O mesmo atribui este acontecimento à utilização do *plot* de Blom Altman. Desta forma, foram aplicados os três procedimentos de validação utilizados recorrentemente em diversos campos de investigação, como sejam a Biomecânica (Wolfram *et al.*, 2010), a Postura e o Controlo Motor (Kristensen *et al.*, 2009) e passando pela Fisiologia (Baldari *et al.*, 2009).

Constatou-se então que para todas as condições estudadas, por sexo e nível competitivo por sexo, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre as médias da ASTT medida e da ASTT estimada. O coeficiente de determinação, em relação ao sexo feminino, do modelo de regressão linear simples entre a ASTT medida e ASTT estimada foi considerado elevado. Para todas as restantes condições estudadas, os coeficientes de determinação entre a ASTT medida e a ASTT estimada foram considerados como sendo moderados. No que diz respeito à análise de Bland Altman todos os modelos desenvolvidos, ou seja, por sexo e de acordo com o nível competitivo por sexo, cumpriram o critério pré-definido. Mais de 80 % dos *plots* de todos os modelos desenvolvidos, estavam inseridos dentro dos 95 % do intervalo de confiança. Assim, com recurso aos três procedimentos constata-se que os modelos preditivos da ASTT desenvolvidos podem-se considerar como válidos e satisfatórios para o propósito dos mesmos.

Mais uma vez, salvo melhor opinião, não existe na literatura qualquer tentativa de validar a ASTT com base em grupos de *coorte* específicos como os aqui descritos. Com efeito, o facto de essa validação nunca ter sido tentada foi a oportunidade que alavancou a realização deste trabalho.

Qualquer estudo apresenta não só os pontos fortes discutidos anteriormente, mas também algumas fragilidades. O presente estudo apresentou como principais limitações: (i) os grupos de sujeitos utilizados para validar os modelos, eram de características antropométricas, cronológicas e de *expertise* semelhantes aos utilizados para medir a ASTT, como tal as equações são apenas válidas para sujeitos com a mesma amplitude de idades; (ii) a entrada de novas variáveis nos modelos pode aumentar o nível de estimação da ASTT; (iii) a ASTT não representa a área frontal de projecção do sujeito na

posição horizontal, especialmente no caso de ocorrer um desalinhamento horizontal do corpo.

Assim, enquanto trabalhos futuros na sequência deste sugere-se que: (i) sejam desenvolvidos modelos preditivos para sujeitos com idades mais avançadas, como sejam sujeitos de meia idade (ii) seja avaliada a entrada de novas variáveis antropométricas para a predição da ASTT; (iii) verificar o comportamento dos modelos desenvolvidos em novos estudos com recurso à análise de equações estruturais entre determinadas características antropométricas (incluindo a ASTT) e a força de arrasto (passiva e activa) medida.

9. CONCLUSÕES

Sendo que o objectivo do presente estudo foi desenvolver e validar equações preditivas da ASTT, baseadas em características antropométricas, por sexo e de acordo com o nível competitivo pode concluir-se que: (i) todos os modelos preditivos desenvolvidos foram considerados significativos; (ii) não se registaram diferenças estatisticamente significativas entre a ASTT avaliada e ASTT estimada para todas as condições; (iii) os valores da análise de regressão linear entre a ASTT avaliada e ASTT estimada foram considerados moderados para todas as condições e considerado elevado para o sexo feminino; (iv) o *plot* de Bland Altman preencheu os requisitos necessários em todas as circunstâncias.

Assim pode considerar-se que os modelos desenvolvidos por sexo e de acordo com o nível competitivo predizem significativamente a ASTT, cumprindo de igual forma todos os requisitos de validade descritos.

O presente estudo ressalva a importância da ASTT na determinação mais precisa do arrasto hidrodinâmico do que no passado, contribuindo com informações relevantes para treinadores, atletas e investigadores.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Alexander RM, Goldspink G. Mechanics and energetic of animal locomotion. London: Chapman and Hall; 1977.
- [2] Arellano R, Pardillo S, Gavilán A. Usefulness of the Strouhal number in evaluating human under-water undulatory swimming. In, Proceedings of the IXth World Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming (editors). Biomechanics and Medicine in Swimming IX. Saint-Etienne: University of Saint-Etienne; 2002. p. 33-38.
- [3] Baldari C, Bonaventura V, Emerenziani GP, Gallotta MC, Silva AJ, Guidetti L. Accuracy, reliability, linearity of Accutrend and Lactate Pro versus EBIO plus analyzer. European Journal of Applied Physiology. 2009; 107: 105-111.
- [4] Barbosa TM. Caracterização biofísica da técnica de Mariposa. Bragança: Instituto Politécnico de Bragança; 2004.
- [5] Barbosa TM, Queirós T. Manual Prático de actividades aquáticas e Hidroginástica. Lisboa: Edições Xistarca; 2005.
- [6] Barbosa TM, Vilas-Boas JP. Estudo de diversos conceitos de eficiência da locomoção humana no meio aquático. Revista Portuguesa de Ciências de Desporto. 2005; 3: 337-349.
- [7] Barbosa TM, Fernandes RJ, Morouço P, Vilas-Boas JP. Predicting the intra-cyclic variation of the velocity of the centre of mass from segmental velocities in butterfly stroke: a pilot study. Journal of Sports Science and Medicine. 2008; 7: 201-209.
- [8] Barbosa TM, Costa M, Marques M, Moreira M, Silva A, Marinho D. A path-flow analysis model for active drag force determinant variables in age-group swimmers. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2010; 42(5): 687-688.
- [9] Benaventura N, Dawson G, Blanksby BA, Elliott BC. Comparison of buoyancy, passive and net active drag forces between Fastskin and standard swimsuits. Journal of Science and Medicine in Sport. 2002; 5(2): 115-123.

- [10] Berger MA, de Groot G, Hollander AP. Hydrodynamic drag and lift forces on human hand arm models. *Journal of Biomechanics*. 1995; 28(2): 125-133.
- [11] Berger MA, Hollander AP, de Groot G. Technique and energy losses in front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1997; 29(11): 1491-1498.
- [12] Bixler BS, Schloder M. Computational fluid dynamics: an analytical tool for the 21st century swimming scientist. *Journal of Swimming Research*. 1996; 11: 4-22.
- [13] Bixler BS, Riewald S. Analysis of swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*. 2002; 35: 713-717.
- [14] Bixler B, Pease D, Fairhurst F. The accuracy of computational fluid dynamics analysis of the passive drag of a male swimmer. *Sports Biomechanics*. 2007; 6(1): 81-98.
- [15] Bland JM, Altman DG. Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet I*; 1986. p. 307-310.
- [16] Brown RM, Counsilman JE. The role of lift in propelling swimmers. In, Cooper JM (editors). *Biomechanics*. Chicago: Athletic Institute; 1971. p. 179-188.
- [17] Carlile F. Selected topics on swimming research. In, Colwin C (editors). *Swimming into 21th century*. Illinois: Leisure Press; 1992. p. 153-174.
- [18] Caspersen C, Berthelsen PA, Eik M, Pâkozdi C, Kjendlie PL. Added mass in human swimmers: age and gender differences. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43: 2369-2373.
- [19] Chatard JC, Lavoie JM, Bourgoin B, Lacour JR. The contribution of passive drag as a determinant of swimming performance. *International Journal of Sports Medicine*. 1990; 11: 367-372.

- [20] Chatard JC, Wilson B. Drafting in swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2003; 35(7):1176-1181.
- [21] Chollet D. *Natation sportive approche scientifique*. Paris: Editions Vigot; 1997.
- [22] Clarys JP, Jiskoot J. Aspects de la résistance à l'avancement lors de différentes positions du corps chez le nageur [Aspects of resistance to forward movement due to different positions of the swimmer's body]. *Travail Humain*. 1974; 37: 323-324.
- [23] Clarys JP. *Onderzoek naar de hydrodynamische en morfologische aspecten van het menselijk lichaam* [Investigation into hydrodynamic and morphological aspects of the human body]. Tese de Doutorado. Bruxelles: Vrije Universiteit; 1976.
- [24] Clarys JP. Human morphology and hydrodynamics. In, Terauds J, Bedingfield EW (editors). *Swimming III*. Baltimore: University Park Press; 1979. p. 3-41.
- [25] Costill DL, Maglischo EW, Richardson AB. *Swimming*. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1992.
- [26] Dabnichki P, Avital E. Influence of the position of crew members on aerodynamics performance of two-man bobsleigh. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(15): 2733-2742.
- [27] di Prampero P, Pendergast D, Wilson D, Rennie D. Energetics of swimming in man. *Journal of Applied Physiology*. 1974; 37: 1-5.
- [28] Dick R, Penzel T, Fietze I, Partinen M, Hein H, Schulz J. AASM standards of practice compliant validation of actigraphic sleep analysis from SOMNOWatch™ versus polysomnographic sleep diagnostics shows high conformity also among subjects with sleep disordered breathing. *Physiological Measurement*. 2010; 31(12): 1623-1633.
- [29] Faulkner JA. Physiology of swimming and diving. In, Falls HB (editors). *Exercise Physiology*. New York: Academic Press Inc; 1968. p. 415-466.

- [30] Garcia P, Murcia J. Actividades acuáticas y salud. Agua y Gestión. 1988; 44: 12-22.
- [31] Hannah RK. Can CFD make a performance difference in Sport? In, Ujihashi (editors). The engineering of sport. Oxford: Blackwell Science; 2002. p. 17-30.
- [32] Hollander P, de Groot G, van Ingen Schenau G, Toussaint HB, de Best W, Peeters W, Meulemans A, Schreurs W. Measurement of active drag during crawl stroke swimming. Journal of Sports Science. 1986; 4: 21-30.
- [33] Hopkins WG. Bias in Bland-Altman but not regression validity analyses. Sports Science. 2004; 8: 42-46.
- [34] Huijing P, Toussaint H, Mackay R, Vervoorn K, Clarys J, Hollander AP. Active drag related to body dimensions. In Ungerechts, B., Wilke, K., Reischle, K. (editors). Swimming Science V. Illinois: Human Kinetics Books Champaign; 1988. p. 31-37.
- [35] Karpovich PV. Water resistance in swimming. Research Quarterly. 1933; 4: 21-28.
- [36] Karpovich PV, Pestrecov K. Mechanical work and efficiency in swimming crawl and back strokes. Arbeitsphysiologie. 1939; 10: 504-514.
- [37] Kjendlie PL, Stallman RK. Drag characteristics of competitive swimming children and adults. Journal of Applied Biomechanics. 2008; 24(1): 35-42.
- [38] Klimek K, Kolmogorov S. Caracteristiques hydrodynamiques des nageurs de diferentes specialites et de diferentes niveaux de performance. In, Pelayo P, Sidney M (editors). 2^{emmes} Journees Specialisees de Natation. Lille: Faculté des Sciences du Sport et de l'Éducation Physique de la Université de Lille; 1999. p. 73-74.
- [39] Kolmogorov S, Duplishcheva O. Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force in different swimming strokes at maximal velocity. Journal of Biomechanics. 1992; 25: 311-318.

[40] Kolmogorov S, Rumyantseva O, Gordon B, Cappaert JM. Hydrodynamic characteristics of competitive swimmers of different genders and performance levels. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997; 13: 88-97.

[41] Kolmogorov S, Klimek K. Presentation du systeme de mesures de la resistance active, de la puissance mecanique utile et du coefficient de force hydrodynamique dans les differentes modes de nage a vitesse maximale. In, Pelayo P, Sidney M (editors). 2^{emmes} Journees Specialisees Natation. Lille: Faculté dos Sciences du Sports et de l'Éducation Physique de la Université de Lille; 1999. p. 155-157.

[42] Kolmogorov S, Koukoyakin A. Dependence between swimming velocity and hydrodynamic characteristics. In, Mester J, King G, Struder H, Tsolakidis E, Osterburg A (editors). *Book of Abstracts of the 6th Annual Congress of the European College of Sport*. Cologne: Sport und Buch Strauss; 2001. p. 537.

[43] Kristensen MT, Bandholm T, Holm B, Ekdahl C, Kehlet H. Timed up & go test score in patients with hip fracture is related to the type of walking aid. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009; 90: 1760-1765.

[44] Lyttle A, Blanksby B, Elliot B, Lloyd D. Optimal depth for streamlined gliding. In, Keskinen KL, Komi PV, Hollander AP (editors). *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII*. Jyvaskyla: Gummerus Printing; 1999. p. 165-170.

[45] Lyttle A, Keys M. The application of computational fluid dynamics for technique prescription in underwater kicking. *Portuguese Journal of Sport Sciences*. 2006; 6(2): 233-235.

[46] Maglischo EW. *Swimming even faster*. Mountainview: Mayfield Publishing Company; 1993.

[47] Marinho D, Rouboa A, Soons B, Persyn U, Vilas-Boas JP, Barbosa T, Reis V, Moreira A, Alves F, Silva A. Modelos propulsivos. *Novas teorias, velhas polémicas*. Vila Real: Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro; 2007a.

[48] Marinho DA, Reis VM, Sousa LS, Leal LT, Alves FB, Vilas-Boas JP, Moreira AM, Silva AJ, Rouboa AI. O arrasto hidrodinâmico durante o deslize em

natação. In, H. Rodrigues (editors). 2^o Encontro Nacional de Biomecânica. Évora. 2007b. p. 213-217.

[49] Marinho DA, Reis VM, Alves FB, Vilas-Boas JP, Machado L, Rouboa AI, Silva AJ. The analysis of swimming propulsion under unsteady flow conditions. *Journal of Sports Sciences*. 2008; 26: 10.

[50] Marinho DA, Barbosa TM, Kjendlie PL, Vilas-Boas JP, Alves FB, Rouboa AI, Silva AJ. Swimming simulation: a new tool for swimming research and practical applications. In, M. Peters (editors). *Computational Fluid Dynamics for Sport Simulation, Lecture Notes in Computational Science and Engineering 72*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2009a. p. 33-61.

[51] Marinho DA, Reis VM, Alves FB, Vilas-Boas JP, Machado L, Silva AJ, Rouboa AI. The hydrodynamic drag during gliding in swimming. *Journal of Applied Biomechanics*. 2009b; 25(3): 253-257.

[52] Marinho D, Barbosa T, Costa M, Figueiredo C, Reis V, Silva A, Marques M. Can 8 weeks of training affect active drag in young swimmers? *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010a; 9: 71-78.

[53] Marinho DA, Ribeiro J, Manthripragada N, Machado L, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ, Barbosa TM, Rouboa AI, Silva AJ. The effect of depth on drag during the gliding phase in swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2010b; 42(5): 36.

[54] Marinho DA, Barbosa TM, Reis VM, Kjendlie PL, Alves FB, Vilas-Boas JP, Machado L, Silva AJ, Rouboa AI. Swimming propulsion forces are enhanced by a small finger spread. *Journal of Applied Biomechanics*. 2010c; 26: 87-92.

[55] Mazariegos M, Valdez C, Kraaij S, Van Setten C, Liurink C, Breuer K, Haskeel M, Mendoza I, Solomons NW, Deurenberg P. A comparison of body fat estimates using anthropometry and bioelectrical impedance analysis with distinct prediction equations in elderly persons in Republic of Guatemala. *Nutrition*. 1996; 12(3): 168-175.

- [56] Mazza J, Ackland TR, Bach T, Cosolito P. Absolute body size. In: Carter, L., Ackland, T.R. (editors). *Kineanthropometry in Aquatic Sports*. Illinois: Human kinetics; 1994. p. 15-54.
- [57] Miyashita M, Tsunoda R. Water resistance in relation to body size. In, Eriksson B e Furberg B (editors). *Swimming Medicine IV*. Baltimore: University Park Press; 1978. p. 395-401.
- [58] Mollendorf JC, Termin AC, Oppenheim E, Pendergast DR. Effect of swim suit design on passive drag. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2004; 36(6): 1029-1035.
- [59] Moreira A, Rouboa A, Silva AJ, Sousa L, Marinho D, Alves F, Reis V, Vilas-Boas JP, Carneiro A, Machado L. Computational analysis of the turbulent flow around a cylinder. *Portuguese Journal of Sport Sciences*. 2006; 6(1): 105.
- [60] Murcia J, Sanmartin M. *Bases metodológicas para el aprendizaje de las actividades acuáticas*. Primera edición. Barcelona: INDE publicaciones; 1998.
- [61] Nicolas G, Bideau B, Colobert B, Berton E. How are Strouhal number, drag, and efficiency adjusted in high level underwater monofin-swimming? *Human Movement Science*. 2007; 26: 426-442.
- [62] Nicolas G, Bideau B. A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Human Movement Science*. 2009; 28: 480-493.
- [63] Onoprienko BI. Influence of hydrodynamic data on the hydrodynamics of swimmers. *Theory and Practice in Physical Education USSR*. 1967; 4: 842-847.
- [64] Pendergast DR, di Prampero PE, Craig AB, Wilson DR, Rennie DW. Quantitative analysis of the front crawl in men and women. *Journal of Applied Physiology*. 1977; 43: 475-479.
- [65] Pendergast DR, Mollendorf J, Zamparo P, Termin A, Bushnell D, Paschke D. The influence of drag on human locomotion in water. *Undersea and Hyperbaric Medicine*. 2005; 32: 45-58.

- [66] Pendergast DR, Capelli C, Craig AB, di Prampero PE, Minetti AE, Mollendorf J, Termin II, Zamparo P. 2006. Biophysics in swimming. In, Vilas-Boas JP, Alves F, Marques A (editors). Biomechanics and Medicine in Swimming X. Porto: Portuguese Journal of Sport Science; 2006. p. 185-189.
- [67] Pritchard JE, Nowson CA, Strauss BJ, Carlson JS, Kaymakci B, Wark JD. Evaluation of dual energy X-ray absorptiometry as a method of measurement of body fat. *European Journal of Clinical Nutrition*. 1993; 47: 216-222.
- [68] Roberts S, Kamel K, Hedrick C, McLean S, Sharp R. Effect of a FastSkin™ Suit on submaximal Freestyle swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2003; 35(3): 519-524.
- [69] Rouboa A, Silva A, Leal L, Rocha J, Alves F. The effect of swimmer's hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(7): 1239-1248.
- [70] Schleihauf RE. A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In, Terauds J, Bedingfield EW (editors). *Swimming III*. Baltimore: University Park Press; 1979. p. 70-109.
- [71] Sharp RL, Hackney AC, Cain SM, Ness RJ. The effect of shaving down on the physiologic cost of freestyle swimming. *Journal of Swimming Research*. 1988; 4: 9-13.
- [72] Sharp RL, Costill DL. Influence of body hair removal on physiological responses during breaststroke swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1989; 21: 576-580.
- [73] Silva AJ, Rouboa AF, Leal L, Rocha J, Alves FB, Moreira AM, Reis VM, Vilas-Boas JP. Cálculo da força propulsiva gerada pela mão e antebraço do nadador através da dinâmica computacional de fluidos. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2005; 3(5): 288-297.
- [74] Silva AJ, Rouboa A, Moreira A, Reis VM, Alves F, Vilas-Boas JP, Marinho D. Analysis of drafting effects in swimming using computational fluid dynamics. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2008; 7: 60-66.

- [75] Thorp R, Wilson B. Active drag at low swimming velocities. In, XXth International Symposium on Biomechanics in Sports. 2002. p. 283-285.
- [76] Tilborgh L van, Daly D, Persyn U. The influence of some somatic factors on passive drag, gravity and buoyancy forces in competitive swimmers. In, Hollander AP, Huijing PA and de Groot G (editors). Biomechanics and Medicine in Swimming. Champaign: Human Kinetics; 1983. p. 204-217.
- [77] Toussaint HM, Knops W, de Groot G, Hollander AP. The mechanical efficiency of front Crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990; 22: 402-408.
- [78] Toussaint HM. Biomechanics of propulsion and drag in front Crawl swimming. In, XXth International Symposium on Biomechanics in Sports. 2002. p.13-22.
- [79] Toussaint HM, Stralen M, Stevens E. Wave drag in front Crawl swimming. In, XXth International Symposium on Biomechanics in Sports. 2002. p.279-282.
- [80] Toussaint HM, Roos PE, Kolmogorov S. The determination of drag in front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*. 2004; 37: 1655-1663.
- [81] Ungerechts B. Considerations of the butterfly kick based on hydrodynamical experiments. In, Perren S and Snneider E (editors). *Biomechanics: Current interdisciplinary research*. Dordrecht: Nijhoff Publishers; 1985. p. 705-710.
- [82] Ungerechts BE, Niklas A. Factors of active drag estimated by flume swimming. In, Miyashita M, Mutoh Y, Richardson AB (editors). *Medicine and Science in Aquatic Sports*. Basel: Karger; 1994. p. 137-142.
- [83] Ungerechts BE, Persyn U, Colman V. Application of vortex flow formation to self-propulsion in water. In, Keskinen K, Komi P and Hollander AP. (editors). *Biomechanics and Medicine of Swimming VIII*. Jyvaskyla: Gummerus Printing; 1999. p. 95-100.

- [84] Van der Vaart AJ, Savelberg HH, de Groot G, Hollander AP, Toussaint HM, Van Ingen Schenau GJ. An estimation of drag in front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*. 1987; 20: 543-546.
- [85] Vennel R, Pease DL, Wilson BD. Wave drag on human swimmers. *Journal Biomechanics*. 2006; 31: 664-671.
- [86] Vilas-Boas JP. Bases mecânicas da natação. In, Fernandes R, Santos Silva JV, Vilas-Boas JP (editors). *Natação: vivências específicas e conhecimentos teóricos básicos*. Porto: AE FCDEF-UP Colectânea de textos; 1997. p. 281-352.
- [87] Vilas-Boas JP, Fernandes R. Arrasto hidrodinâmico activo e potência mecânica máxima em nadadores pré-juniores de Portugal. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2001; 1(3): 14-21.
- [88] Vilas-Boas JP, Costa L, Fernandes R, Ribeiro J, Figueiredo P, Marinho D, Silva A, Rouboa A, Machado L. Determinação do arrasto hidrodinâmico em duas posições de deslize, por dinâmica inversa e por simulação computacional (CFD). In, II congresso Internacional de Biomecânica de Venezuela. Isla de Margarita: Ministério del Poder Popular para el Deporte de Venezuela; 2008.
- [89] Vogel S. *Life in Moving Fluids; The physical biology of flow*. 2nd edition. Princeton: Princeton University Press; 1994.
- [90] Vorontsov AR, Rummyantsev VA. Resistive forces in swimming Chapter 9. In, Zatsiorsky (editors). *Biomechanics in Sports: Performance Enhancement and Injury Prevention*. Vol IX Encyclopaedia of Sports Medicine. Blackwell, IOC Medical Commission; 2000.
- [91] Wattanapenpainboon N, Lukito W, Strass BJG, Hsu-Hage BH-H, Wahlqvist ML, Stroud DB. Agreement of skinfold measurement and bioelectrical impedance analysis (BIA) methods with dual energy x-ray absorptiometry (DEXA) in estimating total body fat in Anglo-Celtic Australians. *International Journal of Obesity*. 1998; 22: 854-860.

[92] Webb P. The swimming energetics of trout: I. Thrust and power output at cruising speeds. *Journal of Experimental Biology*. 1971; 55: 489-520.

[93] Wilson B, Thorp R. Active drag swimming. *Biomechanics and Medicine in Swimming IX: Proceedings of the IXth World Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*. France: University of Saint-Etienne; 2002. p. 15-20.

[94] Wolfram U, Wilke HJ, Zysset PK. Valid micro finite element models of vertebral trabecular bone can be obtained using tissue properties measured with nanoindentation under wet conditions. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43: 1731-1737.

[95] Wood TC. A fluid dynamic analysis of the propulsive potential of the hand and forearm in swimming. Master of Science Thesis. Halifax: Dalhousie University Press; 1977.

[96] Zaidi H, Taiar R, Fohano S, Polidori G. Analysis of the effect of swimmer's head position on swimming performance using computational fluid dynamics. *Journal Biomechanics*. 2008; 41: 1350-1358.

[97] Zamparo P, Gatta G, Capelli C, Pendergast DR. Active and passive drag, the role of trunk incline. *European Journal of Applied Physiology*. 2009; 106: 195-205.

[98] Zamparo P, Capelli C, Pendergast D. Energetics of swimming: a historical perspective (in press). *European Journal of Applied Physiology*. 2010; DOI 10.1007/s00421-010-1433-7.