



ANA TERESA SILVEIRA CONCEIÇÃO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ANÁLISE DAS CARACTERÍSTICAS ONDULATÓRIAS
DA TÉCNICA DE BRUÇOS- COMPARAÇÃO ENTRE
BRUÇOS COM E SEM SNORKEL**

Orientador:

Prof. Doutor. António José Rocha da Silva

Co-Orientador:

Prof. Doutor. Hugo Duarte Gonçalo Louro

Junho de 2010

AGRADECIMENTOS

A tese de mestrado é uma marca importante no percurso académico de qualquer aluno, mas na capa apenas o nome de um autor é referido, tendo estado envolvidas directa ou indirectamente um grupo de pessoas que não poderiam deixar de ser lembradas. Desta forma, gostaria de dar o meu agradecimento a cada um deles.

Ao Prof. Dr. António Silva, por todos os conhecimentos fornecidos ao longo destes dois anos de trabalho em conjunto.

Ao Prof. Dr. Hugo Louro por todo o apoio e incentivo, tal como pela co-orientação incansável neste meu percurso.

Ao Engenheiro José Boaventura, pela transmissão de conhecimentos e pela sua colaboração no tratamento dos dados através da análise de fourier.

Ao Prof. Dr. António Moreira, pelo seu apoio, amizade e conselhos ao longo do meu percurso académico.

Ao grande amigo e colega João Mendes, por disponibilizar os seus atletas para pertencerem à amostra do presente estudo.

Aos nadadores e treinadores da amostra deste trabalho o meu sincero agradecimento pelas horas de dedicação na elaboração da parte experimental.

Ao Mestre Nuno Batalha, pelo apoio nas recolhas de dados, tal como no fornecimento do equipamento necessário às mesmas.

À direcção da ESDRM na pessoa do Abel Santos e aos colegas Marta Martins e Alexandre Santos por todo o apoio institucional.

Ao João Diogo Freitas e ao Telmo Matos por toda a colaboração e disponibilidade que apresentaram.

Ao Bruno Mendes e à Ana Freitas e a todos os meus verdadeiros amigos, que estiveram sempre presentes nos bons e nos maus momentos.

A todos os meus familiares.

RESUMO

Na técnica de bruços, apesar das oscilações verticais das partes do corpo (vértex, ombros, anca, joelhos e tornozelos) serem identificadas como características da performance dos nadadores de elite, há poucos trabalhos que quantifiquem a magnitude dessas oscilações, e as relações temporais entre elas. Sanders *et al.* (1993, 1995, 1998) procurou investigar as características ondulatórias da técnica de bruços, nomeadamente o deslocamento da onda no sentido céfalo-caudal, retirando algumas conclusões nomeadamente: que a percentagem de força contida na frequência fundamental do vértex da cabeça e dos ombros aumenta, à medida que os nadadores alteram a sua técnica de um estilo convencional para uma acção ondulatória, e que os nadadores com melhores performances, ondulam a sua anca espontaneamente, ao qual está relacionado com a redução do movimento vertical do CM. O autor verificou também que nas técnicas com características ondulatórias se deve dar especial ênfase à direcção de propagação de onda ao longo do corpo durante o nado, sendo fundamental a realização de estudos para determinar a frequência, a amplitude e as características das fases da ondulação vertical do vértex da cabeça, ombros, ancas, joelhos e tornozelos de modo a conseguir verificar que a onda se desloca ao longo do corpo, numa direcção céfalo-caudal. Neste âmbito, o objectivo deste estudo consistiu em analisar as características das componentes do movimento ondulatório na técnica de bruços e a sua influência na eficácia de nado, em duas condições de nado, bruços com snorkel (BR) e bruços sem snorkel (SNK), ou seja, pretendemos verificar em que medida é que através da utilização do snorkel, a técnica de nado (bruços) sofre alterações, e quais as repercussões na onda céfalo-caudal.

A amostra foi constituída por 8 nadadores portugueses do género masculino, especialistas na técnica de bruços, com elevado nível competitivo (21.25 ± 6.73 anos; 71.14 ± 12.39 kg; altura: 1.77 ± 0.03 cm; envergadura: 1.84 ± 0.03 cm; %MG: 14.89 ± 6.41). Recolheram-se imagens de duplo meio, para posterior digitalização e processamento através do APAS. Foi aplicada a análise de Fourier para detectar a existência de uma onda céfalo caudal e os respectivos

valores de ondulação e o número de Strouhal(St), que consiste num número adimensional que permite descrever um padrão de movimento oscilatório, com base na frequência gestual(Hz) multiplicada pela amplitude dos MI(dada pelo tornozelo) e dividida pela velocidade de nado. O valor para o número de Strouhal encontrado para a nossa amostra foi de 0.41 em BR e 0.53 para SNK valor semelhante ao correspondente à maior eficiência do movimento para peixes e golfinhos, o que poderá corresponder a movimentos ondulatórios do corpo mais próximos daqueles que são apresentados pelos peixes e golfinhos e mais eficientes. Em média, os nadadores, durante um ciclo completo de MS, percorrem uma distância de $1.47 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (DP=0.44) na condição BR e $1.22 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (DP=0.44) na condição SNK, com uma frequência gestual de 43.32 ciclos por unidade de tempo (DP=9.21) em BR e 45.34 ciclos por unidade de tempo em SNK e um índice de nado correspondente a 1.56 em BR e 1.19 em SNK.

Na frequência fundamental de Fourier (H1), a frequência apresenta valores próximos de 0.76 Hz para todos os nadadores em BR e 0.78 Hz em SNK, ou seja, em cada segundo apenas está apresentada 0.76 ou 0.78 partes de uma oscilação. Em H2, a frequência apresenta valores médios de 1.52 Hz em BR e 1.56 Hz em SNK.

A amplitude média de ondulação na condição BR é superior à condição SNK excepto no segmento corporal referente ao dedo do pé (0.14 m BR e 0.15m SNK). Em BR os valores de amplitude média mais elevado encontram-se no vértex (0.72m) e cervical(0.32m), tal como na condição SNK, vértex(0.71m) e cervical(0.28m).

Uma elevada percentagem da potência total da onda, está contida na frequência fundamental de Fourier (H1) para o ombro, cervical, joelho e tronco na condição BR e para a cervical, ombro e joelho na condição SNK, o que poderá significar que a amplitude da cervical até ao joelho, correspondem a fases importantes para o movimento sinusoidal.

PALAVRAS-CHAVE: Natação; Biomecânica; Técnica de Bruços; Snorkel; Ondulação; Análise de Fourier.

ABSTRACT

In the breaststroke technique, despite the vertical oscillations of body parts (vertex, shoulder, hip, knees and ankles) are identified as characteristics of the performance of elite swimmers, there are few papers that quantify the magnitude of these oscillations and the temporal relationships between them. Sanders *et al.* (1993, 1995, 1998) sought to investigate the wave characteristics of the technique on his stomach, including the displacement of the wave in the cephalad-caudal, drawing some conclusions including: the percentage of power contained in the fundamental frequency of the vertex of the head and shoulders increases, as the swimmers modify their technique to a conventional style to wave action, and that swimmers with better performances, curl your hip spontaneously, which is related to the reduction of the vertical movement of the Center of Mass(CM). The author also found that the techniques with wave characteristics should be given special emphasis to the direction of wave propagation along the body during swimming, being the fundamental studies to determine the frequency, amplitude and phase characteristics of the vertical undulation the vertex of the head, shoulders, hips, knees and ankles in order to be able to verify that the wave moves along the body in a cephalo-caudal direction. In this context, the objective of this study was to analyze the characteristics of the components of wave motion in the breaststroke technique and its influence on the effectiveness of swim under two conditions of swimming, without snorkel (BR) and snorkeling (SNK) or that is, we want to check to what extent using the snorkel, the technique of swimming (breaststroke) remains unchanged, and what the repercussions in the cephalo-caudal wave.

The sample consisted of eight (8) swimmers Portuguese males, experts in the technique of breaststroke, with a high competitive level (21.25 ± 6.73 years; $12:39 \pm 71.14$ kg, height: 1.77 ± 0.03 cm, wingspan: 1.84 ± 0.03 cm; % MG: 14.89 ± 6.41). They gathered up pictures of half double for subsequent scanning and processing through the APAS. Was applied Fourier analysis to detect the existence of a wave cephalo-caudal flow and ripple their values and Strouhal number (St), which is a dimensionless number that allows you to

describe a pattern of oscillating movement, gesture based on the frequency (Hz) multiplied by the extent of MI (given by the ankle) and divided by the speed of swimming. The value for the Strouhal number found for our sample was 0.41 and 0.53 in BR for SNK value similar to that corresponding to the greater efficiency of movement for fish and dolphins, which can match the undulations of the body closer to those that display by fish and dolphins and more efficient. On average, the swimmers during a full course of MS, traverse a distance of 1.47 mc^{-1} (SD = 0.44) in the BR condition mc^{-1} and 1.22 (SD = 0.44) SNK provided with a frequency of 43.32 cycles gestural per unit time (SD = 9.21) in BR and 45.34 cycles per unit time with SNK and an index of swimming in BR corresponding to 1.56 and 1.19 in SNK.

At the fundamental frequency of Fourier (H1), the frequency has values close to 0.76 Hz for all swimmers in BR and 0.78 Hz in SNK, ie, every second is presented only 0.76 or 0.78 parts of an oscillation. In H2, the frequency average values of 1.52 Hz and 1.56 Hz in BR in SNK.

The average amplitude of ripples in the BR condition is superior to the condition SNK body segment except in referring to the toe (0.14 m and 0.15m SNK BR). In BR amplitude values mean higher are the vertex (0.72m) and cervical (0.32m), as provided SNK, vertex (0.71m) and cervical (0.28m).

A high percentage of the total power of the wave, is contained in the Fourier fundamental frequency (H1) to the shoulder, neck, knee and chest condition in BR and the cervical, shoulder and knee in SNK condition, which may mean that the amplitude the neck to the knee, they correspond to important phases for the sinusoidal motion.

KEY WORDS: Swimming, Biomechanics; Breaststroke Technique; Snorkel; Undulatory motion; Fourier analysis.

ÍNDICE GERAL

ÍNDICE DE QUADROS	X
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII
LISTA DE ABREVIATURAS	XVI
LISTA DE SÍMBOLOS	XVIII
CAPÍTULO I: INTRODUÇÃO	1
1. INTRODUÇÃO	2
1.1 Definição do problema de estudo	4
1.2 Objectivos do estudo	4
1.3 Limitações do estudo	6
CAPÍTULO II: REVISÃO DA LITERATURA	7
REVISÃO DE LITERATURA	8
1. A OBSERVAÇÃO ENQUANTO TÉCNICA DE ANÁLISE DO MOVIMENTO	9
2. A TÉCNICA DE BRUÇOS	12
2.1 Da observação à concepção: análise histórica	12
2.2 Conceptualização Geral	17
2.3 Conceptualização Específica: Modelo Biomecânico das Técnicas Simultâneas	20
2.3.1 Princípios que decorrem da aplicação das teorias propulsivas baseadas no arrasto e na força de sustentação hidrodinâmica	21
2.3.2 Princípios relacionados com o aumento da propulsão nas técnicas ondulatórias devido à rotação do tronco	23
2.3.3 Princípios relacionados com o aumento da propulsão nas técnicas ondulatórias devido à ondulação do corpo	27
2.4 Estudos experimentais que confirmam os princípios propulsivos e os deslocamentos subaquáticos	30

2.4.1 Princípios propulsivos relacionados com a propulsão durante a ondulação do corpo.....	32
3. A EXISTÊNCIA DE UMA ONDA DE ORIENTAÇÃO CÉFALOCAUDAL.....	37
4. UTILIZAÇÃO DO SNORKEL AQUATRAINER®- VÁLVULA ESPECÍFICA PARA NATAÇÃO.....	42
4.1 Estudos de Natureza Fisiológica.....	42
4.2 Estudos de Natureza Cinemática.....	44
CAPÍTULO III: METODOLOGIA.....	46
1. Selecção da Amostra.....	47
1.1 Caracterização da Amostra.....	47
2. Procedimentos.....	49
2.1 Procedimentos para Captação de Imagens.....	50
2.2 Procedimentos de Análise Biomecânica.....	51
2.3 Captura das Imagens.....	51
2.4 Digitalização das Imagens.....	52
2.5 Transformação e cálculo numérico	53
2.5.1 Transformação.....	53
2.5.2 Suavização.....	53
3. Apresentação dos resultados.....	54
4. Definição das variáveis de estudo e escalas de medida.....	54
4.1 Variáveis Cinemáticas.....	54
5. Tratamento e análise estatística dos dados.....	58
CAPÍTULO IV: APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	64
1. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	65
1.1 Variáveis Biomecânicas Semi-Quantitativas.....	65
1.2 Variáveis Espaço – Temporais.....	67

1.2.1 Duração absoluta do ciclo gestual e duração absoluta das fases.....	67
1.2.2 Velocidade de deslocamento do CM das fases e Velocidade de Deslocamento do CM.....	68
1.3 Número de Strouhal.....	71
1.4 Análise de Fourier.....	75
1.4.1 Frequência e Período no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2).....	75
1.4.2 Amplitude de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2).....	78
1.4.3 Contribuição da percentagem de potência do primeiro e do segundo harmónico (H1 e H2) na potência total da onda.....	83
CAPÍTULO V: CONCLUSÕES.....	90
CAPÍTULO VI: RECOMENDAÇÕES FUTURAS.....	94
CAPÍTULO VII: REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	96
CAPÍTULO VIII: ANEXOS.....	111

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1: A evidência da existência de uma onda de orientação céfalo-caudal: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.....	40
Quadro 2: Caracterização da Amostra (N=8), Média, Desvio Padrão, e valores de cada Sujeito para as Variáveis Idade (anos), Altura (M), Peso (kg)	48
Quadro 3- Definição das variáveis biomecânicas semi-quantitativas: velocidade de deslocamento do centro de Gravidade (VCG), distância de ciclo (DC), frequência gestual (FG), índice de nado (IN), variação intracíclica da velocidade de deslocamento (VIV) num ciclo gestual de nado)	55
Quadro 4: Definição das variáveis espaço-temporais: duração absoluta do ciclo gestual (Dciclo), duração absoluta das fases (Dfase), velocidade de deslocamento do centro de gravidade nas fases (VCG fases) e variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade (VIV fase) nas fases do ciclo gestual de nado.....	56
Quadro 5: Delimitação das fases da técnica de bruços: acção lateral externa membros inferiores (ALE MI), acção descendente dos membros inferiores (AD MI), acção lateral interna membros inferiores (ALI MI), acção lateral externa dos membros superiores (ALE MS), acção lateral interna dos membros superiores (ALI MS) e recuperação (REC) no ciclo gestual de nado.....	57
Quadro 6 – Variáveis biomecânicas semi-quantitativas (cinemáticas gerais): velocidade de deslocamento do centro de gravidade (VCM), distância de ciclo (DC), frequência gestual (FG), índice de nado (IN) no ciclo gestual de nado...	66
Quadro 7 – Delimitação das fases da técnica de bruços: acção lateral externa membros inferiores (ALE MI), acção descendente membros inferiores (AD MI), acção lateral interna membros inferiores (ALI MI) acção lateral externa dos membros superiores (ALE MS), acção lateral interna dos membros superiores (ALI MS), recuperação dos membros superiores (REC MS) e recuperação dos membros inferiores (REC MI) no ciclo gestual de nado.....	67
Quadro 8 – Duração relativa das fases da técnica de bruços: acção lateral externa membros inferiores (ALE MI), acção descendente membros inferiores (AD MI), acção lateral interna membros inferiores (ALI MI) acção lateral externa dos membros superiores (ALE MS), acção lateral interna dos membros superiores (ALI MS) e recuperação dos membros superiores (REC MS) e recuperação dos membros inferiores (REC MI) no ciclo gestual de nado.....	69
Quadro 9- Frequência Gestual (Hz), amplitude dos MI (m) e número de Strouhal para as duas situações de nado, Bruços sem snorkel e Bruços com	

snorkel.....	72
Quadro 10 - Correlação de Pearson (r) entre o St e a VCM, a amplitude do batimento dos MI e a FG, na condição de bruços sem snorkel (BR)	73
Quadro 11- Correlação de Pearson (r) entre o St e a VCM, a amplitude do batimento dos MI e a FG, na situação de bruços com snorkel (SNK)	73
Quadro 12- Frequências da onda no 1º Harmónico (H1) e 2º Harmónico (H2) para todos os nadadores pertencentes á amostra na condição bruços sem snorkel (BR) e bruços com snorkel (SNK).....	75
Quadro 13 – Período de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2) para todos os nadadores na condição Bruços sem Snorkel (BR).....	76
Quadro 14 – Período de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2) para todos os nadadores na condição Bruços com Snorkel (SNK).....	77
Quadro 15– Média e Desvio Padrão ($X \pm DP$) para o período de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2) para todos os nadadores e todos os segmentos corporais na condição BR e SNK.....	78
Quadro 16- Amplitude (m) dos movimentos dos nadadores em estudo na condição de bruços sem snorkel(BR) e bruços com snorkel(SNK).....	78
Quadro 17- Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H2 Bruços sem Snorkel (BR).....	82
Quadro 18- Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H1 Bruços com Snorkel(SNK).....	82
Quadro 19- Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H2 Bruços com Snorkel (SNK)	83
Quadro 20- Média e Desvio Padrão para a contribuição da percentagem de potência do 1º Harmónico (H1) na potência total da onda para todos os sujeitos da amostra.....	84
Quadro 21- Média e Desvio Padrão para a contribuição da percentagem de potência do 2º Harmónico (H2) na potência total da onda.....	85
Quadro 22 – Correlação de Pearson (r) entre a amplitude de H1 na situação de Bruços com snorkel e sem snorkel.....	86
Quadro 23 – Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a contribuição de potência de cada segmento corporal, nas frequências fundamentais de Fourier (H2) na situação de bruços sem snorkel(BR).....	86

Quadro 24 – Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a contribuição de potência de cada segmento corporal, nas frequências fundamentais de Fourier H1 e H2) na situação de bruços com snorkel (SNK).....87

Quadro 25 – Correlação de Pearson (r) entre o harmónio médio de H1 e H2 com a velocidade de deslocamento do CM na condição de bruços sem snorkel (BR).....87

Quadro 26 – Correlação de Pares entre a média da amplitude de H1 e H2 e a média da potência, na condição de BR e SNK.....88

Quadro 27 – Comparação entre a amplitude e potência no 1º harmónico (H1) e no 2º harmónico(H2) nas duas condições de nado-bruços sem snorkel(BR) e bruços com snorkel(SNK).....89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Aumento da velocidade de um ponto fixo no tronco devido a um efeito de inércia sem qualquer deslocamento do CMC.....	13
Figura 2: Mudança técnica da nadadora I.L., de um estilo horizontal para um estilo mais ondulatório (medalha Olímpica em 1984, utilizando a variante b)...	14
Figura 3: Reconstrução das imagens de duplo meio.....	15
Figura 4: Sistema de diagnóstico do movimento e características antropométricas, utilizado no centro de pesquisa e avaliação para natação de Leuven (Adaptado de Persyn, <i>et al.</i> (2000)	16
Figura 5: Objectivos que os nadadores deverão procurar para minimizar o impulso resistivo e maximizar o impulso propulsivo (Adaptado de Sanders, 2002).....	17
Figura 6: 1. Braçada e pernada mais amplas relativamente à cintura escapular e pélvica (Dominância da sustentação hidrodinâmica). 2. Braçada e pernada menos amplas (dominância do arrasto propulsivo) (Persyn, 1974)	21
Figura 7: Quando o joelho possui uma hiper-mobilidade lateral e quando as massas de água achatam a perna durante o seu deslocamento propulsivo, pode-se assistir à geração de propulsão com dominância da sustentação hidrodinâmica, durante a acção de junção dos MI (ALI)	22
Figura 8: Quando o joelho tem uma capacidade de hiper-extensão patológica, durante a extensão a planta do pé é deslocada mais verticalmente (em vez de para a frente como sucede com um joelho normal), o que origina a existência de um apoio mais estável do meio aquático.....	22
Figura 9: Durante a braçada, o antebraço pode gerar propulsão durante a transição da acção descendente para a acção lateral interior dos MS, recorrendo ao efeito de <i>Magnus</i>	23

Figura 10: Para direccionar a propulsão no eixo longitudinal do tronco, a acção helicoidal deverá iniciar-se debaixo do eixo longitudinal do tronco e finalizar acima do eixo longitudinal do tronco ou vice-versa.....	24
Figura 11: As secções corporais aceleradas acima do nível da água provocam um efeito de inércia que pode gerar propulsão.....	25
Figura 12: Quando os MS são lançados para a frente durante a partida, a tensão nos MI aumenta devido a um efeito de inércia.....	25
Figura 13: Efeito de inércia gerado pela massa de água, semelhante ao que ocorre quando um ciclista trava usando uma mochila na zona dorsal e lombar.....	26
Figura 14: Menos resistência ao deslocamento pode ser gerada quando uma determinada secção corporal hidroplana.....	26
Figura 15: Redução da área de secção vertical na qual a totalidade do corpo se envolve.....	27
Figura 16: Movimento de compensação entre MS e MI (Persyn, 1974).....	28
Figura 17: O deslocamento para a frente do corpo, como reacção ao deslocamento para trás de determinadas massas de água, é similar ao que ocorre com um “kayak” quando uma bola se desloca, em rotação, para trás...	28
Figura 18: Curvas médias dos valores de ondulação dos quatro grupos em análise.....	34
Figura 19: Válvula específica para natação AQUATRAINER (Cosmed, Rome, Italy); B-Mala portátil (Cosmed, Rome, Italy)	43
Figura 20: Analisador de gases portátil K4 b ²	43
Figura 21: Marcação dos pontos anatómicos.....	49
Figura 22: Válvula específica para natação Aquatrainer (Cosmed, Rome, Italy).....	49

Figura 23. Forma e dimensões do volume de calibração.....51

Figura 24: Digitalização através do sistema cinemétrico da imagem da imagem
APAS (Ariel Performance Analysis System).....53

LISTA DE ABREVIATURAS

A	Amplitude da onda
AD	Acção descendente
ALE	Acção lateral exterior
ALI	Acção lateral interior
BR	Condição de nado bruços sem snorkel
c.m ⁻¹	Ciclo por minuto
CG	Centro de gravidade
cm	Centímetros
CM	Centro de massa
CMC	Centro de massa do corpo do nadador
DC	Distância de ciclo
Dciclo	Duração absoluta do ciclo gestual
Dfase	Duração absoluta das fases
DP	Desvio Padrão
Drfase	Duração relativa das fases
f	Frequência de onda
FG	Frequência Gestual
Fp	Força propulsiva
h	Distância normal entre dois vórtices
Hz	Hertz
I	Momento de inércia da água em rotação
IN	Índice de Nado
K	Momento linear da totalidade do sistema de vórtices
kg	Quilogramas
L	Distância entre dois vórtices
m	Metros
m.c ⁻¹	Metro por ciclo
m.s ⁻¹	Metros por segundo
m ³	Metros cúbicos
MI	Membros inferiores
MS	Membros superiores

n. ^o	Número
n	Número de sujeitos da amostra
p	Nível de significância
R	Raio
R	Coeficiente de correlação de Pearson
r ²	Coeficiente de determinação
REC	Recuperação
s	Segundos
S	Impulsão resultante da formação de vórtices
SNK	Condição de nado bruços com snorkel
St	Número de Strouhal
T	Período da onda
V	Velocidade
v0	Velocidade de nado
VCG	Velocidade de deslocamento do centro de gravidade
VCGfase	Velocidade de deslocamento do centro de gravidade nas fases
Vfase	Velocidade de deslocamento do centro de gravidade das fases
VIV	Variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade
VIVfase	Variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade nas fases

LISTA DE SIMBOLOS

\bar{X}	Média
Γ	Circulação de um único vórtice
τ	Momento linear gerado pela água em rotação
%	Porcentagem
λ	Comprimento da onda
\pm	Mais ou menos
*	Multiplicação
/	Divisão
=	Igual
<	Menor
>	Maior
\leq	Menor ou igual
\geq	Maior ou igual
°	Graus
ρ	Massa volúmica do fluído
ω	Velocidade angular da água em rotação
Ω	Velocidade angular da cauda

CAPITULO I: INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O presente estudo está inserido no âmbito da investigação nas Ciências do Desporto, recorrendo a métodos de observação em contexto associado à análise quantitativa do movimento, mais especificamente a Biomecânica do Desporto.

Sendo a Natação Pura Desportiva (NPD) uma das modalidades desportivas em que a multiplicidade de estudos em várias áreas de investigação é notória, cada vez mais a Biomecânica é uma das áreas que mais tem contribuído para o desenvolvimento desta modalidade, tanto numa lógica quantitativa como qualitativa contribuindo para um forte crescimento do desporto em geral e da natação.

Através da sua inclemência metodológica facilita um conjunto de tarefas dos treinadores na interpretação e resolução dos problemas físicos dos seus nadadores. Neste contexto, o recurso à observação sistemática e orientada para a análise técnica tem vindo a ser um factor de elevada importância, uma vez que permite retirar um conjunto de informação preponderante dos movimentos em estudo.

Assim, a técnica desportiva não é mais do que a “imagem ideal” de uma sequência de movimentos que permite obter, de um modo racional e principalmente económico, a resolução de um problema motor. Ao avaliar os vários movimentos desportivos é importante ter em conta os desvios entre a técnica ideal, ou padrão, e a resposta individual do nadador.

De acordo com Piasenta (2000), para se atingir um melhor resultado no desporto é imprescindível realizar análises com base na observação do desempenho. Por sua vez, para se alcançar o melhor resultado é indispensável realizar análises técnicas.

A técnica de bruços é considerada uma das menos económicas de entre as quatro técnicas da natação pura desportiva (Barbosa *et al.*, 2000; Barbosa *et al.*, 2005), este facto deve-se à repercussão mecânica mais evidente desta descontinuidade: a acentuação das variações intra-cíclicas da velocidade horizontal de deslocamento do centro de massa do corpo (CMC) nadador, que

por inércia, determinam a necessidade de se realizar um trabalho mecânico suplementar para voltar a acelerar o centro de massa do corpo (CMC), sempre que a sua velocidade se vê reduzida abaixo da velocidade média de deslocamento. Desta forma, um dos aspectos essenciais para o aumento da eficiência destas técnicas recaia sobre todos os pormenores que minimizem as flutuações de velocidade, nomeadamente as fases excessivamente resistivas, mas também, especulam alguns autores, a fases excessivamente propulsivas (Soares *et al.*, 2003).

Neste contexto, a onda céfalo-caudal na técnica de bruços, tem vindo a ser explorada progressivamente, no estudo levado a cabo por Vilas Boas & Silva (1993) em atletas que realizavam a recuperação dos membros superiores em bruços verificou-se um movimento do corpo no plano sagital, ou seja, o movimento inicia-se nas mãos, mantém-se na anca e termina no pé, através dos movimentos semelhantes aos da pernada de mariposa, comprovando a existência de uma orientação céfalo-caudal.

Por sua vez, Sanders *et al.* (1995, 1998) procurou investigar a onda de deslocamento da onda no sentido céfalo-caudal em bruços, ao qual concluiu que a percentagem de força contida na frequência fundamental do vértex da cabeça e dos ombros aumenta, à medida que os nadadores alteram a sua técnica de um estilo convencional para uma acção ondulatória, e que os nadadores com melhores performances, ondulam a sua anca espontaneamente, ao qual está relacionado com a redução do movimento vertical do CM, verificando também que nas técnicas com características ondulatórias se deve dar especial ênfase à direcção de propagação de onda ao longo do corpo durante o nado, sendo fundamental a realização de estudos para determinar a frequência, a amplitude e as características das fases da ondulação vertical do vértex da cabeça, ombros, ancas, joelhos e tornozelos de modo a conseguir verificar que a onda se desloca ao longo do corpo, numa direcção céfalo-caudal.

Uma vez que em NPD, o recurso à válvula específica para natação ou snorkel (K4 b², Rome, Italy), designado por AQUATRAINER[®] tem vindo a ser um instrumento muito utilizado por investigadores e avaliadores na comunidade científica no âmbito da natação.

Vários têm sido os autores que sentiram necessidade de verificar a validade deste novo instrumento desde os anos 90 no que diz respeito às manifestações mecânicas e cinemáticas que a utilização deste instrumento pode provocar na técnica de nado (McLaughling JE *et al.* (2001); Keskinen, K. L., F. A. Rodriguez, *et al.* (2003); Barbosa *et al.* (2010)).

Neste seguimento, parece-nos determinante analisar em que medida é que a sua utilização influencia a eficiência da onda céfalo-caudal, tal como todas as componentes do movimento ondulatório nas técnicas de nado.

1.1 Definição do problema de estudo

Assim, o nosso problema de estudo assenta fundamentalmente na análise da onda céfalo-caudal na técnica de bruços, em duas situações de nado distintas: a) bruços sem snorkel (BR); b) bruços com snorkel (SNK).

O problema que se coloca neste estudo é: “ Quais as alterações das características cinemáticas do movimento ondulatório na técnica de bruços, no que diz respeito á sua descrição e eficiência, em duas situações de nado distintas?”, ou seja, pretendemos verificar em que medida é que através da utilização do snorkel, a técnica de nado (bruços) sofre alterações, e quais as repercussões na onda céfalo-caudal.

1.2 Objectivos do estudo

Este estudo insere-se no contexto técnico da Natação sendo desenvolvido no sentido de aprimorar as particularidades do nado com e sem a utilização do snorkel, com o intuito de verificar as alterações no nado. Propomos, assim, caracterizar a técnica de bruços dos nadadores especialistas nas distâncias de 100 e 200 m bruços. A selecção deste estilo foi efectuada pelo facto de ser uma técnica simultânea, onde a utilização do snorkel, ou válvula Aquatrainer é requisitada com muita regularidade para medições de consumo de O₂.

Como consequência, propomos dar resposta a um conjunto de objectivos gerais, nomeadamente:

- a) Analisar as características das componentes do movimento ondulatório na técnica de bruços nas duas situações de nado (BR e SNK);
- b) Caracterizar a eficiência de onda, a existir, pela análise de fourier e do número de strouhal nas duas situações de nado (BR e SNK);
- c) Verificar se o movimento ondulatório tem ou não influência na eficácia técnica, avaliada pela variação horizontal e do centro de massa nas duas situações de nado (BR e SNK).
- d) Verificar as alterações que a velocidade de deslocamento do centro de massa apresenta relativamente á ondulação dos vários segmentos corporais.

Como objectivos específicos propomo-nos a saber:

- a) As características cinemáticas gerais, nomeadamente velocidade de deslocamento do centro de gravidade (CVM), distância de ciclo(DC), frequência gestual(FG) e índice de nado(IN) nas duas situações de nado (BR e SNK);
- b) Analisar as variáveis espaço –temporais, ou seja, a duração absoluta do ciclo gestual e duração absoluta das fases, nas duas situações de nado (BR e SNK);
- c) Velocidade de deslocamento do centro de massa (CM) das fases e a velocidade de deslocamento do CM, nas duas situações de nado (BR e SNK);
- d) Descrição do padrão do movimento ondulatório através do nº strouhal (St), nas duas situações de nado (BR e SNK);
- e) Relação entre o St e a velocidade do centro de massa (VCM) nas duas situações de nado (BR e SNK);
- f) Através da análise de Fourier, valores de ondulação, ou seja, frequência, período de onda, amplitude, potência e eficiência de onda para o primeiro e segundo harmónicos H1 e H2, nas duas situações de nado (BR e SNK);

1.3 Limitações do estudo

Este estudo apresenta um conjunto de limitações que não poderíamos deixar de salientar. Numa primeira análise o número reduzido da amostra e da sua composição ser apenas formada por atletas de nível nacional; seguidamente dos atletas não utilizaram com muita frequência este equipamento, e aqui referimo-nos em concreto ao snorkel ou á válvula específica para Natação (AQUATRAINER).

Uma outra limitação passa pela análise cinemática ter sido efectuada apenas a um ciclo de nado, e a digitalização feito em dois meios limitando de alguma forma o estudo desenvolvido.

Outro aspecto passa pelo peso que a componente informática tem num estudo desta natureza, no sentido da análise e tratamento de dados, muitas variáveis para correlacionar e uma forte componente estatística.

CAPITULO II: REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DE LITERATURA

Os subcapítulos constituintes da revisão da literatura que se segue reflectem as áreas fundamentais de conhecimento inerentes ao desenvolvimento do presente estudo: observação do movimento humano, biomecânica do desporto, aplicada á natação pura desportiva, mais concretamente a observação da onda céfalo-caudal.

Partimos de subcapítulos de ordem mais generalista e neles procurou-se reunir, de forma muito sucinta, aquilo que, em relação ao assunto, é do conhecimento da comunidade científica. Nos subcapítulos que focalizam da técnica de bruços e a temática da onda céfalo-caudal, a revisão da literatura fez-se de forma mais aprofundada, procurando-se dar a conhecer o estado actual da arte directamente relacionado com a explicação dos fenómenos que nos propusemos observar, seguindo uma perspectiva de evolução histórica e - clarificando quer consensos, quer opiniões divergentes.

1. A OBSERVAÇÃO ENQUANTO TÉCNICA DE ANÁLISE DO MOVIMENTO

Iniciando pelas origens da palavra técnica, esta deriva do Grego “tékhné”, significando “arte” (Chollet, 1990). Generalizando o conceito para desporto, técnica significa “o modelo ideal”, “padrão, ou standard” de um movimento relativo a uma determinada disciplina desportiva, manifestada pela execução específica de uma tarefa inerente a um programa motor predominante, em função das capacidades motoras, psíquicas e sensório-cognitivas e do contexto onde se desenrola a acção (face às características do meio e integração num regime de treino e/ou em competição), procurando encontrar da melhor forma possível alcançar um objectivo desportivo (Bompa, 1983; Grosser & Neumaier, 1986; Donskoi, 1988; Riera, 1989; Manno, 1991; Alves, 1995b; Ruiz, 1994).

A técnica desportiva não é mais que a “imagem ideal” de uma sequência de movimentos que permitem obter, de um modo racional e principalmente económico, a resolução de um problema motor. Ao avaliar os vários movimentos desportivos é importante ter em conta os desvios entre a técnica ideal, ou padrão, e a resposta individual do nadador. Uma técnica desportiva aperfeiçoa-se por um conjunto de procedimentos, ou tarefas de treino, que permitem alcançar, do modo mais racional e económico, o objectivo para o qual se orienta o desempenho, ou seja, o melhor resultado. A optimização das possibilidades depende, por sua vez, das estruturas anatómicas e funcionais do corpo humano perante os constrangimentos do envolvimento (Winter, 1990).

Em cada técnica definem-se elementos cujos movimentos devem ser precisos e eficientes e quanto mais perfeita for menor consumo de energia é necessário para obter um resultado. Um sinónimo de “boa” técnica expressa-se por elevada eficácia e eficiência motora (Arellano, 1993; Alves, 1995a).

Um modelo técnico não pode ser uma estrutura rígida mas antes uma estrutura flexível, adaptável às características do executante e podendo incorporar consistentemente a evolução dos companheiros e das práticas de preparação que se vão afirmando ao longo do tempo. Este deve estar sempre baseado em conhecimentos científicos actualizados e na experiência prática do treinador.

Para o crescimento do desporto e da natação em especial a análise biomecânica contribuiu, quer qualitativamente, quer quantitativamente. Os dados obtidos e o seu rigor metodológico facilita a tarefa dos treinadores na interpretação e resolução dos problemas físicos que se colocam ao nadador. Abrantes, (1997) afirma que um modelo eficaz deve conter uma componente quantitativa e outra qualitativa. De acordo com o mesmo autor, a primeira componente serve como meio de localização espaço-temporal dos acontecimentos e a segunda procura interpretar esses mesmos acontecimentos. Contudo, mesmo a melhor descrição de um modelo será incompleta e imperfeita. Ela não permite compreender a realidade em questão na sua totalidade e não representará de forma absolutamente fiel essa mesma realidade (Chollet, 1997).

Segundo (Grosser & Newmaier, 1986) esse modelo ideal pode ser descrito de forma verbal, gráfica, matemática, biomecânica, anatomo-funcional, entre outras formas.

Para Rosado (1995), o método de observação rege-se fundamentalmente pelo paradigma quantitativo (analisar acontecimentos procurando a relação de associação entre as variáveis implicadas) e pelo paradigma qualitativo (explicar acontecimentos no seu contexto natural num nível de observação mais realista e de elevada validade ecológica). Estes dois quadros conceptuais transmitem enorme relevância à forma como caracterizamos o comportamento observado em contexto natural.

O desenvolvimento de técnicas de observação e análise na natação em contexto, tendo em conta as características do meio aquático, envolvem mais particularidades do que em quaisquer outras modalidades, em especial o meio aquático apresenta existe uma grande dificuldade em realizar observações e análise de imagem na natação pura desportiva, desta forma a necessidade da concepção de instrumentos para análise e recolha de dados no meio aquático, tal como o tempo dispendido na análise de dados torna-se um factor limitativo na investigação em natação pura.

A observação é cada vez mais utilizada nas actividades físicas e no desporto. Segundo Almeida (1993), o objectivo da sua utilização não é só o diagnóstico das condutas motoras, mas também a identificação e avaliação da técnica e respectivos parâmetros de controlo, tendo em vista a compreensão e a modificação do comportamento alvo em situação, ou no processo de acção e desenvolvimento.

A observação está associada a todas as tarefas humanas. Em desporto assume características particulares face aos objectivos e contexto onde se desenrola a acção. Aparece tanto associada à intervenção do técnico, como do praticante, revelando-se, para ambos, uma competência particular. Em natação desportiva, são inúmeras as metodologias de ensino e treino que referem a sua importância, quer enquanto instrumento utilizado para maximizar os processos de aprendizagem, quer pela objectividade que introduz à optimização do desempenho desportivo.

Em desporto (Campaniço, 1999), a observação é considerada uma competência particular comumente associada ao processo de análise e avaliação do movimento (Knudson & Morrison, 1997; Piasenta, 2000).

A observação, enquanto técnica, associa-se à quantificação do desempenho desportivo, tanto em treino como em competição, gerando informação que podemos expressar na forma de (i) resultados; (ii) características das prestações; (iii) condições de desempenho; (iv) descrição das acções, ou comportamentos (Campaniço, 1999). Por outro lado, a concepção de um sistema de observação no contexto desportivo passa por um conjunto de aspectos fundamentais: (i) o que se observa; (ii) quem se observa; (iii) como se observa (Alves, 1995; Chollet, 1990).

2. A TÉCNICA DE BRUÇOS

Resumo publicado no livro:

Hugo Louro; Nuno Garrido; Paula Cristina Ferraz; Daniel Marinho; Ana Conceição; Jaime Tolentino; Tiago Barbosa; António José Silva (2009). As técnicas simultâneas em natação pura desportiva: Modelo biomecânico, Modelo Técnico e Modelo de Ensino. Serviços Editoriais da UTAD, ISBN: 978-972-669-796-1. **Depósito Legal: 256380/07.**

2.1 Da observação à concepção: análise histórica

Na década de 70 do século XX, combinando diferentes referências de observação dos nadadores finalistas dos Jogos Olímpicos de Munique (1972), Persyn (1974) e Persyn *et al.* (1975) estabeleceram um conjunto de hipóteses de trabalho relacionadas com a propulsão de barcos, peixes e mamíferos aquáticos, úteis para o processo de diagnóstico e aconselhamento técnico em natação pura desportiva.

Com base neste trabalho de investigação, foram seleccionadas fases específicas, relativas ao ciclo gestual, relacionadas com o movimento dos membros superiores, membros inferiores e cabeça (relativo ao tronco) e com as rotações do tronco (relativas ao nível da água)¹.

Na década de 80, Van Tilborgh *et al.* (1988) calcularam a variação da velocidade CMC do nadador ao longo do ciclo gestual de forma a derivar as fases nas quais a propulsão ocorre².

¹ Para cada uma das fases definidas, caracterizaram-se as trajectórias dos membros superiores e dos membros inferiores relativas a um referencial cinemático fixo no envolvimento.

² Com esta análise os autores pretendiam contrariar a tendência vigente na altura, e que tem permanecido até aos nossos dias, de utilizar, como critério de eficácia técnica, a variação da velocidade de um ponto fixo no corpo (normalmente a anca) em detrimento da velocidade do centro de massa, o que é particularmente pernicioso em técnicas tendencialmente ondulatórias como algumas variantes de Bruços e de Mariposa.

Com efeito, um aumento da velocidade de um ponto fixo no tronco pode ser originado sem que ocorra qualquer propulsão, mas simplesmente devido a um efeito de inércia (Figura 1).

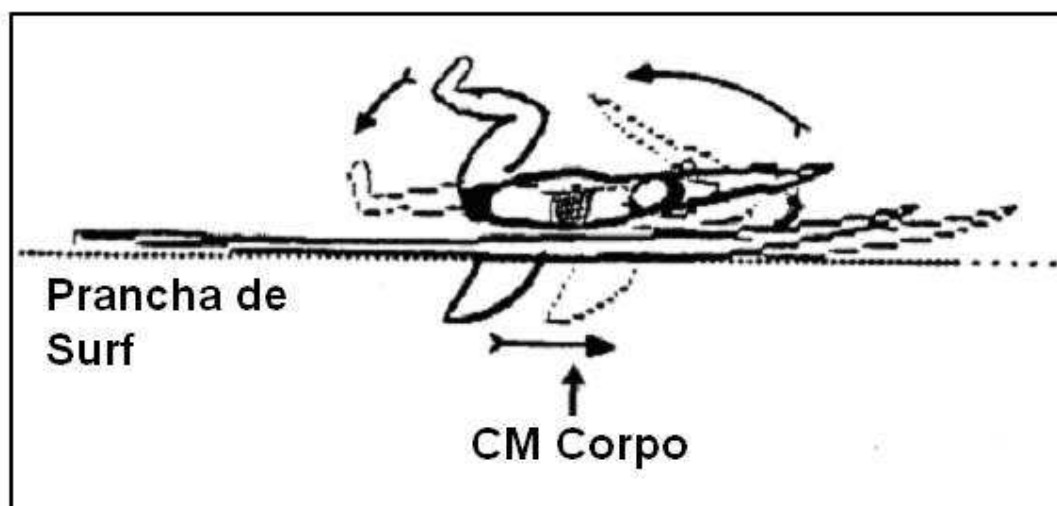


Figura 1: Aumento da velocidade de um ponto fixo no tronco devido a um efeito de inércia sem qualquer deslocamento do CMC.

Neste sentido, com base no cálculo da velocidade do CMC de 23 nadadores de nível internacional, Van Tilborgh *et al.* (1988) confirmaram estatisticamente algumas das hipóteses de trabalho anteriormente equacionadas por Persyn.

Van Tilborgh *et al.* (1988) constataram também que a variação da velocidade do CMC ao longo do ciclo gestual requer cerca de 25% do total de energia produzida pelo nadador. Percentagem esta que diminui nos nadadores com maior incidência de movimentos ondulatórios do corpo e rotação do tronco, devido a uma menor variação intra-cíclica desta velocidade.

Foi por esta altura (1987) que se assistiu à alteração regulamentar que possibilitou a imersão total da cabeça, reforçando a atribuição à variação da velocidade do CMC do nadador como um dos mais adequados critérios de eficácia para o aconselhamento técnico. Alguns estudos de simulação efectuados com alguns nadadores de nível mundial, aumentando os níveis de

ondulação corporal, redundaram na obtenção de melhores prestações (Figura 2).

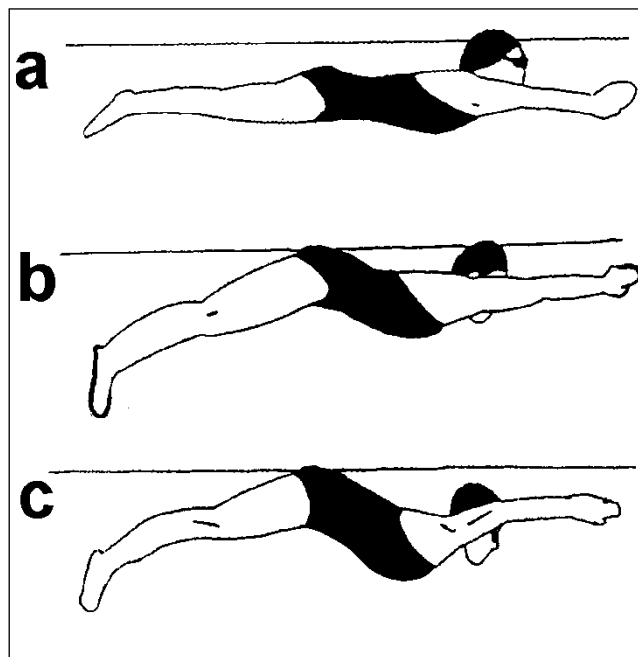


Figura 2: Mudança técnica da nadadora I.L., de um estilo horizontal para um estilo mais ondulatório (medalha Olímpica em 1984, utilizando a variante b).

No seguimento destes resultados, ainda na década de 80, Colman (1991) e Colman & Persyn, (1993) desenvolveram o sistema de filmagens que permitiu obter uma imagem global e visível do nadador, através do registo vídeo de um grande plano do nadador nos dois meios (água e ar), o que implicou a utilização de câmaras rotativas.

De forma a visualizar e quantificar as variáveis espaço-temporais relevantes, ou seja, as várias referências de observação, Colman (1991) e Colman & Persyn, (1993) desenvolveram também um programa informático de análise de imagem (software Amiga), dando especial ênfase à reconstrução dos movimentos do nadador nas secções abaixo e acima da superfície da água, incluindo a flexão, a extensão e a hiper-extensão do tronco (Figura 3).

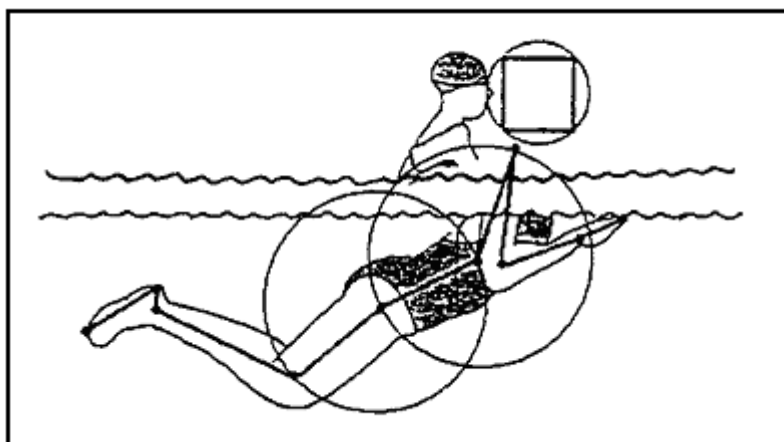


Figura 3: Reconstrução das imagens de duplo meio.

Somente a reconstrução de duplo meio permite a utilização da amplitude de ondulação, calculada com base na rotação do tronco e na ondulação do corpo, como critério para a definição das variantes técnicas.

De forma a ser possível a utilização da velocidade do CMC como critério de eficiência, em sexos e idades diferentes, Colman utilizou a velocidade percentual por fase (Colman, 1991 e Colman & Persyn, 1993).

Na década de 90, o sistema de análise de imagem de Colman foi utilizado para a confirmação das hipóteses de trabalho relacionadas com a propulsão, utilizando uma amostra de 60 nadadores de nível internacional, mediante a comparação de dois grupos extremos: (i) um grupo apresentando características muito ondulatórias e, (ii) outro, horizontais. Esta investigação partiu da delimitação de estilos tipificados de nado de bruços, através da análise de aglomerados (*cluster*)³.

Na primeira década do novo milénio, Silva (2001), utilizando o sistema de análise de imagem de Colman, confirmou as hipóteses de trabalho relacionadas com a propulsão, utilizando um número alargado de variáveis espaço-temporais, definidas mediante diferentes referências de observação.

³ A utilização de sistemas de análise de imagem comerciais não permitiu, no entanto, confirmar qualquer uma das hipóteses de trabalho, por manifesta insuficiência de detalhar aspectos fundamentais para a análise do movimento neste contexto particular (Colman & Persyn, 2000).

De forma a possibilitar a concretização do diagnóstico e consequente aconselhamento técnico foi estudada, não só a população total, mas também a influência da diferenciação sexual e da diferenciação técnica nos critérios de validação das hipóteses de trabalho, os princípios específicos.

Com base nos resultados obtidos, especialmente os que decorrem da confirmação das hipóteses de trabalho baseados nos critérios de análise escolhidos, foi possível o desenvolvimento de um modelo de diagnóstico e aconselhamento técnico fundamentalmente para as técnicas simultâneas, tendo em atenção os instantes da execução considerados críticos, como veremos de seguida através da descrição dos princípios específicos.

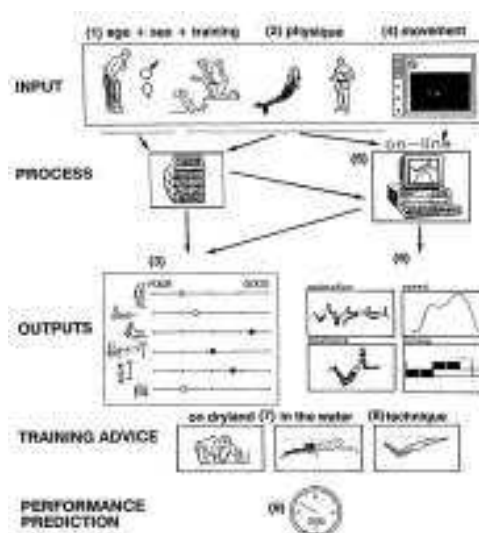


Figura 4: Sistema de diagnóstico do movimento e características antropométricas, utilizado no centro de pesquisa e avaliação para natação de Leuven (Adaptado de Persyn, *et al.* (2000)⁴).

⁴ A. Recolha de dados e processamento: 1) É preenchido um questionário contendo os seguintes dados: data, desempenho do nadador em todas as técnicas e distâncias, força explosiva de braços e pernas, técnica preferida e distância, percurso histórico na natação, frequência e intensidade de treino em água e em seco (flexibilidade, força, resistência); 2) Características físicas relevantes para o desempenho (Composição corporal e estrutural, flexibilidade e força) são medidas; 3) Os resultados do questionário e das características físicas são introduzidas no computador, produzindo um *output* individual; 4) Os movimentos são gravados com uma câmara rotativa, que filma em simultâneo à superfície e submersa, recorrendo-se ao uso de um periscópio; 5) As imagens recolhidas através desta câmara são de má qualidade, desenvolvendo-se então um sistema que permite digitalizar as imagens e reconstruir o movimento.

2.2 Conceptualização Geral

Genericamente sabe-se que a velocidade de nado puro, em termos biomecânicos, (sem influência das partidas e viragens) é determinada, por três factores fundamentais: (i) pela habilidade em maximizar o impulso propulsivo decorrente das acções segmentares; (ii) pela habilidade em reduzir o impulso resistivo que se opõe ao deslocamento; (iii) pela habilidade em restringir o custo energético a uma dada velocidade de nado, factor relacionado, directamente, com as relações temporais no interior do ciclo gestual (figura 5).

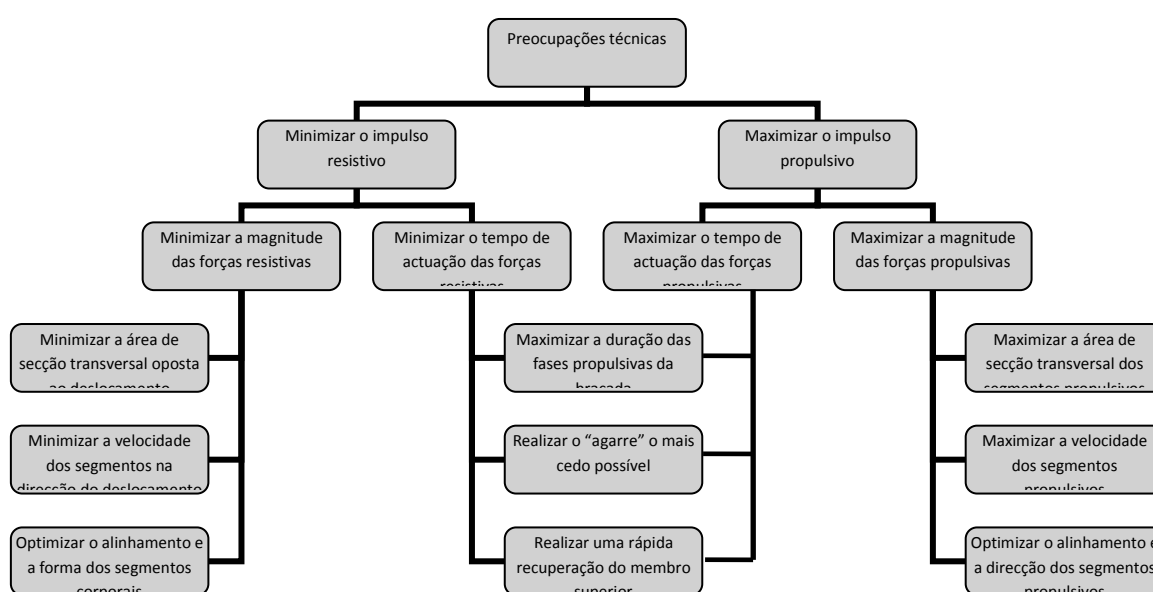


Figura 5: Objectivos que os nadadores deverão procurar para minimizar o impulso resistivo e maximizar o impulso propulsivo (Adaptado de Sanders, 2002).

Com base nesta análise, é fácil verificar que a conjugação da aplicação de diferentes intensidades de forças externas poderá originar acréscimos iguais de

B. Diagnóstico e Aconselhamento: 6) A análise do movimento permite detectar desvios; 7) Para cada resultado baixo de força e flexibilidade, são propostos exercício para trabalhar essa falha, assim como referência ao volume e intensidade de treino. A progressão no treino e melhoria dos resultados são especificados; 8) Antes de se aconselhar o nadador quanto à sua execução técnica é analisada a variante que utiliza em relação as suas características físicas, contemplando o desempenho, sexo, idade biológica e antecedentes na natação; 9) Baseado nas características físicas individuais relevantes, é determinado a técnica e a sua variante, que melhor se adequam ao nadador, com um erro de 3%.

velocidade instantânea no centro de massa do corpo (CMC) do nadador, desde que actuem de modo a manter-se constante o produto da força pelo seu tempo de actuação:

$$\vec{I} = \vec{F} * \Delta t \quad (1)$$

O produto da força constante \vec{F} pelo tempo de actuação Δt representa, pois, uma grandeza física importante. A esta grandeza chama-se impulso da força constante \vec{F} , durante o intervalo Δt .

A forma mais fácil e económica de gerar este impulso de força, seria pela utilização de pontos de apoio rígidos, nos quais, os segmentos propulsivos (i.e., a mão) se pudessem fixar, permitindo um trabalho mecânico externo, ou seja, o deslocamento do centro de massa do corpo do nadador para a frente, tal como sucede no equipamento “*Measuring Active Drag System*” (Hollander *et al.*, 1986).

Desta forma, a potência mecânica total⁵, força muscular aplicada a um determinado movimento com uma determinada velocidade, seria usada para gerar a reacção desejada.

É neste âmbito que surge a problemática dos modelos propulsivos na natação: determinar qual a forma mais eficiente de usar os finitos recursos energéticos disponíveis para a produção de trabalho mecânico externo pelo sistema biológico⁶, com o máximo de eficiência num determinado meio.

A análise da literatura específica permite-nos identificar três formas fundamentais de gerar o momento linear no meio, usando diferentes

⁵ A potência mecânica total gerada pelo nadador (P_0) é igual à potência mecânica necessária para superar a resistência ao deslocamento do corpo do nadador (P_D), mas também a potência mecânica despendida na alteração do estado de movimento das massas de água (P_K): $P_0 = P_D + P_K$

⁶ Evidência formulada por diferentes autores (Holmér, 1974^a, 1975; Rennie *et al.*, 1975; Toussaint *et al.*, 1988) sobre o facto da eficiência propulsiva na natação pura desportiva variar entre 3% e 10%, significando que só parte da energia despendida pelo nadador é utilizada para promover trabalho mecânico externo. Para além disto, há que considerar o facto de parte da potência mecânica total, isto é, a eficiência mecânica ser de aproximadamente 60%, já que a restante parte da potência é dissipada para as massas de água por questões de termo-regulação.

estratégias hidrodinâmicas: (i) o nadador pode utilizar o arrasto propulsivo (diferencial de pressões) como primeira fonte de produção de força propulsiva, mediante o deslocamento do membro superior, mas preferencialmente da mão, numa direcção horizontal e paralela à direcção do deslocamento do corpo do nadador; (ii) o nadador pode utilizar o *Lift* ou a força de sustentação hidrodinâmica, pelo deslocamento do segmento superior, incluindo a mão, com um determinado ângulo de ataque, numa direcção perpendicular à direcção do deslocamento do corpo do nadador; (iii) o nadador pode usar a formação de vórtices, ou a indução de momento linear conjugada com a reacção de aceleração, como forma principal de gerar propulsão.

Tendo em consideração o que acabámos de referir, em termos genéricos, procuraremos abordar estas questões relacionadas com a propulsão no meio aquático, em termos específicos, para as técnicas simultâneas, operacionalizando a conceptualização geral relativa aos modelos de propulsão aquática, num conjunto de princípios que respeitem os resultados da investigação e que, ao mesmo tempo, sirvam o propósito de serem substancializados em matrizes pedagógicas de intervenção prática.

Os princípios que iremos abordar decorrem, por um lado, da observação ecológica da propulsão de barcos, peixes e mamíferos aquáticos e, por outro lado, do processo analítico de confirmação experimental das hipóteses equacionadas no decurso da observação ecológica, aplicada à propulsão aquática humana.

2.3 Conceptualização Específica: Modelo Biomecânico das Técnicas Simultâneas

Cada técnica de nado possui um modelo teórico, com duas ou mais variantes reconhecidas, que pode ser descrito, difundido e analisado, mesmo se poucos o executam exactamente como descrito na literatura. É por este facto que, a cada campeão se segue uma vaga de “clones” técnicos em busca de, nas suas particularidades gestuais tantas vezes discutíveis, se descobrir a efectiva razão do seu sucesso.

As técnicas simultâneas possuem particularidades comuns, e que as distinguem das alternadas, pelo facto de serem caracterizadas pela simultaneidade e descontinuidade. Dizem-se simultâneas porque os membros superiores e inferiores de ambos os lados realizam as respectivas acções motoras ao mesmo tempo e de forma sensivelmente simétrica. Dizem-se descontínuas porque ao fazê-lo, as acções segmentares dos membros superiores e inferiores impõem a alternância de fases propulsivas com fases não propulsivas (Soares *et al.*, 2003).

Estas características particulares fazem da técnica de mariposa e bruços, as menos económicas de entre as quatro técnicas da natação pura desportiva. Este facto deve-se à repercussão mecânica mais evidente desta descontinuidade: a acentuação das variações intra-cíclicas da velocidade horizontal de deslocamento do centro de massa do corpo (CMC) nadador, que por inércia, determinam a necessidade de se realizar um trabalho mecânico suplementar para voltar a acelerar o CMC, sempre que a sua velocidade se vê reduzida abaixo da velocidade média de deslocamento. Esta constatação faz, desde já, com que se considere que um dos vectores fundamentais para o aumento da eficiência destas técnicas recaia sobre todos os detalhes que contribuam para a minimização destas flutuações de velocidade, nomeadamente as fases excessivamente resistivas, mas também, especulam alguns autores, a fases excessivamente propulsivas (Soares *et al.*, 2003).

2.3.1 Princípios que decorrem da aplicação das teorias propulsivas baseadas no arrasto e na força de sustentação hidrodinâmica

1º e 2º Princípios: relacionados com a propulsão baseada no modelo helicoidal e/ou rectilíneo.

Relativamente a um referencial cinemático fixo no envolvimento, os deslocamentos podem ser considerados laterais ou antero-posteriores. Consequentemente, os princípios de propulsão decorrentes da investigação naval podem ser aplicados às acções segmentares humanas: (i) durante os movimentos laterais, a dominância da sustentação hidrodinâmica como princípio propulsivo, tal como a hélice de *Voith-Schneider* no plano horizontal; (ii) durante os deslocamentos antero-posteriores, a dominância do arrasto propulsivo como princípio básico, tal como as pás móveis rodando num plano vertical.

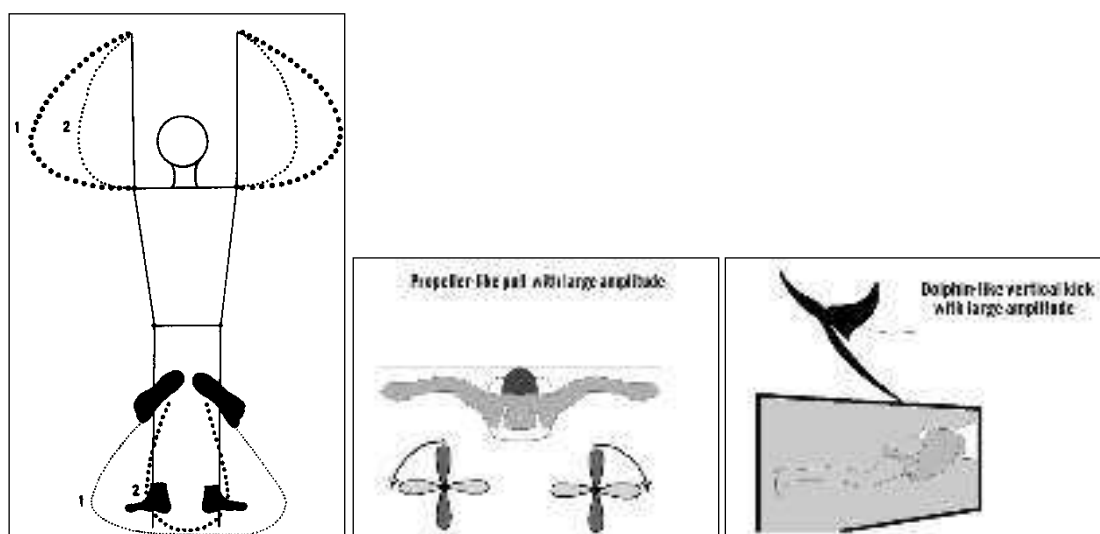


Figura 6: 1. Braçada e pernada mais amplas relativamente à cintura escapular e pélvica (Dominância da sustentação hidrodinâmica). 2. Braçada e pernada menos amplas (dominância do arrasto propulsivo) (Persyn, 1974).

3º Princípio: mais propulsão pode ser obtida quando a coxa, perna, mão e antebraço se deslocam lateral e verticalmente (mais do que numa direcção horizontal, anterior ou posterior) durante a extensão dos MI e flexão dos MS.

Não só as superfícies projectadas (mão e pé) poderão ser consideradas como superfícies propulsivas. Nalgumas situações, também as superfícies de formas cilíndricas como a perna e o antebraço o poderão ser (Persyn, 1974).



Figura 7: Quando o joelho possui uma hiper-mobilidade lateral e quando as massas de água achatam a perna durante o seu deslocamento propulsivo, pode-se assistir à geração de propulsão com dominância da sustentação hidrodinâmica, durante a acção de junção dos MI (ALI).

Outro efeito surge quando após a extensão completa do joelho, a planta do pé é deslocada menos para a frente (e desta forma mais lateralmente/verticalmente) do que num joelho sem capacidade de hiper-extensão acentuada.



Figura 8: Quando o joelho tem uma capacidade de hiper-extensão patológica, durante a extensão a planta do pé é deslocada mais verticalmente (em vez de para a frente como sucede com um joelho normal), o que origina a existência de um apoio mais estável do meio aquático.

Esta acção permite estabilizar o pé numa direcção antero-posterior, enquanto o corpo se desloca para a frente.

Quando o antebraço se desloca lateralmente ou verticalmente, relativamente a um referencial fixo no envolvimento, e se orienta de uma forma oblíqua relativamente à sua trajectória, podem surgir mecanismos geradores de sustentação hidrodinâmica. O maior aproveitamento deste movimento rotativo é gerado quando o polegar lidera o movimento da mão durante a transição entre ambas as fases.

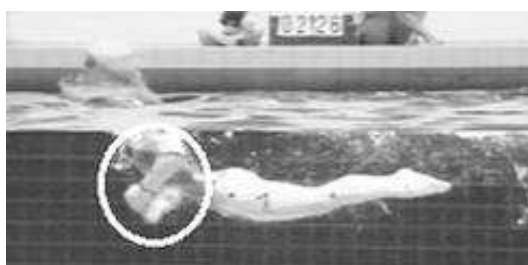


Figura 9: Durante a braçada, o antebraço pode gerar propulsão durante a transição da acção descendente para a acção lateral interior dos MS, recorrendo ao efeito de *Magnus*.

2.3.2 Princípios relacionados com o aumento da propulsão nas técnicas ondulatórias devido à rotação do tronco

4º Princípio: durações superiores dos trajectos propulsivos e inferiores das acções de recuperação implicam maior produção de força propulsiva.

Devido à rotação do tronco para cima e para trás, a anca e os ombros deslocam-se na vertical. Como resultado, as trajectórias descritas pelo movimento das mãos e dos pés são mais amplas e demoram mais tempo.

Além disso, a rotação da parte superior do tronco provoca um hiper-estiramento articular, causando uma tensão muscular extra, podendo também ser gerado mais impulso de força.

5º Princípio: direccionar as acções segmentares segundo o eixo longitudinal do corpo, implica uma produção de força propulsiva superior.

Do ponto de vista do equilíbrio dinâmico do corpo, o vector resultante das acções segmentares dos MS e MI deverá estar direccionado no eixo longitudinal do tronco, mais precisamente no CMC.



Figura 10: Para direccionar a propulsão no eixo longitudinal do tronco, a acção helicoidal deverá iniciar-se debaixo do eixo longitudinal do tronco e finalizar acima do eixo longitudinal do tronco ou vice-versa.

6º Princípio: a aceleração dos segmentos corporais num sentido postero-anterior, acima do nível da água, implica uma produção de força propulsiva superior.

Após a rotação da parte superior do tronco para cima e para trás, os ombros, os MS e a cabeça podem ser acelerados para a frente. Devido ao efeito de inércia que se gera com esta aceleração segmentar, a secção corporal abaixo do nível da água é deslocada ligeiramente para trás. Mas, devido ao meio resistivo no qual se desenvolve esta acção (meio aquático), o efeito do deslocamento relativo das secções corporais que se situam abaixo do nível da água, não é equivalente ao efeito do deslocamento para a frente das secções corporais acima do nível da água. Consequentemente, assiste-se a um deslocamento para a frente do CMC.



Figura 11: As secções corporais aceleradas acima do nível da água provocam um efeito de inércia que pode gerar propulsão.

Quando, pelo contrário, uma secção corporal é acelerada para trás, acima do nível da água, devido a um efeito de inércia decorrente, as secções do corpo abaixo do nível da água são relativamente deslocadas para a frente. Este facto causa uma resistência adicional, aduzida ao deslocamento de uma massa de água para a frente empurrando a zona dorsal do corpo do nadador.

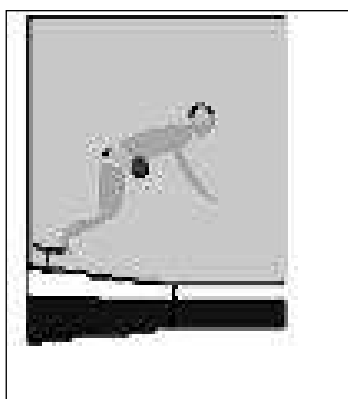


Figura 12: Quando os MS são lançados para a frente durante a partida, a tensão nos MI aumenta devido a um efeito de inércia.

7º Princípio: o efeito de inércia da massa deslocada atrás do nadador é propulsivo.

A massa de água em deslocamento para a frente na zona dorsal e lombar do nadador, também em aceleração, pode ser propulsiva quando empurra o corpo do nadador para a frente, em fases de redução da velocidade do CMC, evitando, desta forma, acelerações negativas pronunciadas do CMC.

O efeito de inércia desta massa de água em deslocação é similar ao efeito de inércia gerado por um ciclista que leva uma mochila nas costas e trava de forma brusca, fazendo com que a mochila se desloque de encontro ao ciclista, empurrando-o.

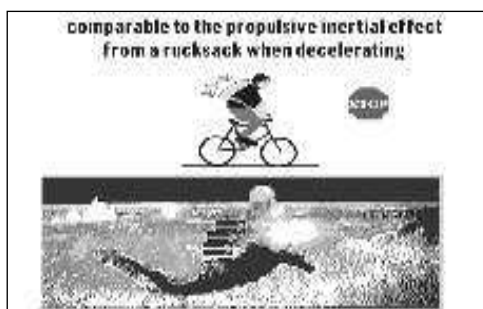


Figura 13: Efeito de inércia gerado pela massa de água, semelhante ao que ocorre quando um ciclista trava usando uma mochila na zona dorsal e lombar.

8º Princípio: o deslocamento de uma secção corporal importante acima do nível da água reduz a resistência hidrodinâmica.

Quando, após um movimento de rotação, uma secção corporal se desloca para a frente, acima do nível da água (mantendo como consequência a zona dorsal e lombar e dos glúteos fora de água), o CMC sofre pequenas oscilações verticais durante a acção subsequente de elevação natural do tronco. Por outro lado, pode-se inibir o aparecimento da força de sucção decorrente do afundamento do tronco.



Figura 14: Menos resistência ao deslocamento pode ser gerada quando uma determinada secção corporal hidrodinâmica.

2.3.3 Princípios relacionados com o aumento da propulsão nas técnicas ondulatórias devido à ondulação do corpo

9º Princípio: a redução da área de secção vertical através da qual a totalidade do corpo se desloca diminui a resistência hidrodinâmica total.

A observação do fluxo das partículas de água sobre a superfície do nadador, similar à que ocorre com os peixes e mamíferos aquáticos, mostra que as oscilações da totalidade do corpo provocam um efeito acelerador do deslocamento à sua volta na direcção da parte posterior, precavendo a turbulência na camada limite. Como a camada limite turbulenta tem uma maior quantidade de movimento que a laminar, pode resistir melhor a um gradiente de pressões adverso.



Figura15: Redução da área de secção vertical na qual a totalidade do corpo se envolve.

Por outro lado, este movimento ondulatório provoca, também, uma redução da área de superfície de contacto, uma vez que a resistência varia com a natureza do fluxo à volta da superfície do corpo, na dependência directa do tamanho e da velocidade do corpo em deslocamento.

10º Princípio: a compensação dos movimentos da porção anterior do corpo pelos movimentos da porção posterior aumenta a força propulsiva e/ou reduz a resistência ao avanço.

Após o movimento de rotação do tronco para a frente, e da acção descendente subsequente dos MI, deve existir um movimento de compensação caracterizado por um deslocamento para baixo do peito e dos MS.

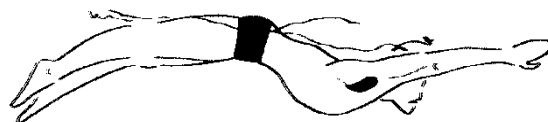


Figura 16: Movimento de compensação entre MS e MI (Persyn, 1974).

11º Princípio: a movimentação do corpo que produz um efeito de onda de orientação céfalo-caudal aumenta a propulsão criada e/ou diminui a resistência hidrodinâmica total.

Devido ao movimento ondulatório do corpo, uma determinada quantidade de água contida nas curvaturas do corpo pode ser deslocada para trás. Esta acção é idêntica à que ocorre com o movimento ondulatório do corpo dos peixes oscilando lateralmente, gerando um determinado momento linear proporcional à velocidade da oscilação e à massa de água afectada. De acordo com a 2ª e 3ª lei de Newton, a taxa de alteração do momento linear gerado na água, na direcção contrária à direcção do deslocamento do peixe, vai provocar uma reacção propulsiva.



Figura 17: O deslocamento para a frente do corpo, como reacção ao deslocamento para trás de determinadas massas de água, é similar ao que ocorre com um “kayak” quando uma bola se desloca, em rotação, para trás.

12º Princípio: o deslocamento vertical dos pés, durante a extensão do corpo, provoca a deflexão de massas de água para trás, aumentando a propulsão.

Também pode ser gerada propulsão, quando a amplitude da oscilação se restringe na zona anterior do corpo, desde que a ondulação aumente para valores superiores na zona posterior do corpo, próximo da extremidade de fuga

(pernas e pés). De facto, se a ondulação se tornar significativa na 2ª metade do corpo ou mesmo no terço posterior do corpo, o momento linear gerado e a energia projectada na esteira de vórtices poderá ter os mesmos valores do que os verificados para a ondulação com a totalidade do corpo.

13º Princípio: O apoio dos pés em massas de água deslocadas num movimento rotacional aumenta a propulsão.

Os movimentos verticais e flexíveis na acção da pernada, combinados com o deslocamento para a frente do corpo, vão gerar um vórtice isolado, podendo, este facto, ser confirmado experimentalmente por modelos dimensionais de hidrofólios. Sucessivas acções vão criar uma esteira, formada por vórtices alternados. Os vórtices são gerados durante as transições do movimento ascendente e descendente dos pés.

2.4 Estudos experimentais que confirmam os princípios propulsivos e os deslocamentos subaquáticos

Técnica de bruços

Confirmação dos princípios propulsivos relacionados com a propulsão durante a rotação do tronco⁷

Na variante ondulatória, o pico máximo de velocidade (que se verifica na variante formal, durante a 2.^a parte da junção dos MS) pode ser evitado graças à diminuição da aceleração dos segmentos do corpo sobre a superfície da água (parte superior do tronco, linha dos ombros, braços e cabeça), associada ao aumento do arrasto nas secções do corpo imersas. O pico mínimo de velocidade (que se verifica na variante formal, durante a extensão dos MI) pode ser evitado graças à aceleração dos segmentos do corpo sobre a superfície da água, associado ao deslocamento estável durante a extensão dos MI.

A combinação da propulsão (criada pelos MS) e do arrasto (causado por uma posição ascendente do tronco) permitem manter a velocidade do CMC tal como na fase anterior, contra o aumento de 16.6% para o pico mais elevado da velocidade na variante mais plana.

Durante esta fase, alguma energia pode ser utilizada pela inclinação dos segmentos do corpo acima da superfície da água num movimento ondulatório (31% da massa do corpo *versus* 23% na variante mais plana), através do deslocamento da massa de água na zona dorsal e lombar do nadador. No entanto, esta energia poderá ser recuperada nas duas fases críticas seguintes, de modo a manter ainda mais estável a velocidade do CMC, durante a primeira parte da recuperação e durante a extensão dos MI.

1. Durante a primeira parte da recuperação dos MI, a velocidade do CMC diminui apenas 17% (*versus* 27% na variante plana). Isto poderá ser explicado por diversos fenómenos:

⁷ A confirmação dos princípios propulsivos decorre da investigação efectuada no âmbito do centro de investigação em actividades aquáticas da Katholieke Universiteit Leuven, Bélgica, especificamente em estudos de referência consultados (Persyn, 1974; Persyn *et al.*, 1975; Van Tilborgh *et al.* 1988; Colman, 1991; Colman & Persyn, 1993; Zhu, 1996; Persyn, *et al.*, 2000; Silva, 2001).

- O antebraço está, nesta fase, mais avançado do que no final da anterior fase de junção (graças à posição elevada do tronco). Assim, a duração da primeira parte da recuperação é reduzida para apenas 9% do ciclo de nado (*versus* 21% na variante plana);
 - A velocidade de deslocamento para a frente dos segmentos do corpo sobre a superfície da água é superior (mais 1.0 m/s) do que na fase anterior. A rotação do tronco, por meio de hiper-extensão, para cima e trás, sobre a superfície da água, provoca arrasto, enquanto os segmentos do corpo imersos estão estabilizados. Durante esta pequena fase de recuperação, a diminuição da velocidade é menor devido à aceleração para a frente dos segmentos do corpo sobre a superfície da água, associado ao efeito de inércia para a frente provocada pelo deslocamento das massas de água na zona dorsal e lombar.
2. Durante a segunda metade da recuperação dos MI, na variante mais ondulatória, verifica-se a principal diminuição da velocidade do CMC (diminui até próximo de 0.00 m/s);
3. Durante o afastamento oblíquo dos MI para baixo, a velocidade do CMC diminui 9.5% (*versus* 32% na variante plana) devido a um maior arrasto que propulsão). Isto poderá ser explicado por vários fenómenos:
- A ausência de velocidade horizontal da anca, quando se inicia a acção de afastamento dos MI;
 - A propulsão proveniente da planta do pé, quando o afastamento dos MI está completa e está dirigida para o eixo de extensão da inclinação do tronco;
 - A velocidade para a frente do centro de massa dos segmentos do corpo sobre a superfície da água é superior, aproximadamente, 0.65 m/s à verificada na fase anterior, enquanto a massa do corpo sobre a superfície da água continua a ser considerável;
 - A hiper-extensão do tronco, permitindo a elevação das zona dorsal e lombar acima da superfície da água, o que reduz o tipo de arrasto e a secção vertical;
 - Esta hiper-extensão do tronco provoca uma elevada tensão muscular no abdómen e na área circundante da pélvis, o que consolida as bases para o afastamento oblíquo dos MI.

Verifica-se, então, que por efeito da associação entre a inércia dos segmentos do corpo sobre a superfície da água, o reduzido arrasto e a força dispendida na acção dos MI, existe um aumento da velocidade do CMC durante a fase de extensão dos MI (acção lateral exterior).

2.4.1 Princípios propulsivos relacionados com a propulsão durante a ondulação do corpo

As diferenças maiores acontecem na variante ondulatória e ocorrem durante a fase propulsiva (fase de tracção e impulso) e durante a segunda metade da recuperação dos MS.

Na variante mais ondulatória da técnica, a ondulação corporal permite manter uma velocidade constante e relativamente elevada:

- Durante a primeira parte da junção dos MI (acção lateral interior), obtém-se uma posição do corpo em forma abobadada e a velocidade do CMC diminui apenas 34% (versus 45.5% na variante plana) onde a propulsão é mais horizontal e relativamente ao eixo longitudinal do tronco);
- Durante a segunda parte da junção dos MI (acção lateral interior), verifica-se uma acção de extensão descendente da parte da frente do tronco, queixo e braços. Esta acção mantém o deslocamento do CMC suficientemente horizontal. Além disso, esta acção provoca a extensão dos ombros desenvolvendo uma tensão muscular extra;
- Durante a primeira parte do afastamento dos MS, obtém-se uma posição do corpo em forma de “S”.

A posição do corpo numa adequada forma de “S” pode no entanto, ser obtida apenas quando o ombro, tronco e joelho estiverem em hiper-extensão.

Com a elevação da anca e o abaixamento da parte da frente do corpo, durante a acção dos MI, pode-se provocar nas restantes fases o deslocamento da água para trás por baixo do corpo. A massa da água contida nesta curva pode ser deslocada para trás, o que propulsiona o corpo para a frente (Colman, 1991). Um argumento mais convincente, devido à sua visibilidade pode ser o facto de

que a água em contacto com o corpo inicia a ondulação para trás, diminuindo o arrasto.

Para além deste facto, graças à hiper-extensão dos joelhos durante a segunda parte da acção ascendente dos MI, a planta do pé pode ser movimentada de um modo mais vertical (menos para a frente) do que com o joelho em posição normal. Isto proporciona uma propulsão adicional através do desvio da água para trás.

Este movimento propulsivo dos MI para cima pode ser sincronizado com a segunda parte da fase de afastamento dos MS. Pode-se esperar que os nadadores com uma hiper-extensão dos joelhos, possam manter mais facilmente a sua velocidade durante esta fase.

Outra vantagem do corpo em forma abobadada e de “S” é a de, inicialmente, as costas e, posteriormente, as nádegas deslizarem sobre a superfície da água, resultando na diminuição do arrasto.

Surpreendentemente, durante o ciclo de nado na variante mais ondulatória, o CMC não se desloca mais verticalmente do que na variante mais plana (cerca de 45% da extensão do corpo), mas mais massa é mantida sobre a superfície da água (12% versus 7% na variante mais plana). A importância da maior flutuação nas mulheres não pode ser, de maneira nenhuma, subestimada (Colman & Persyn 1993).

Silva (2001), confirmou as hipóteses de trabalho relacionadas com a propulsão, utilizando para o efeito um número alargado de variáveis espaço-temporais definidas mediante diferentes referências de observação.

Esta aproximação estatística, assim como o número alargado de nadadores, permitiu investigar as determinantes espaço-temporais mais relevantes, de acordo com diferentes referências de observação e com os diferentes critérios de análise, para : (i) o desempenho de nado; (ii) a variação da velocidade (máx-min.) do CMC no interior do ciclo gestual; (iii) a variação da velocidade do CMC de fase para fase (coeficiente de variação da velocidade); e (iv) a amplitude vertical de deslocamento do CMC.

Consequentemente, foram utilizados para este propósito, quatro grupos de estudo definidos de acordo com as duas posições críticas representativas, a da rotação do tronco (posição de máximo arqueamento do tronco) e a da ondulação do corpo (posição de máxima hiper-extensão lombar).

Na figura 26, são apresentados os valores médios e perfis individuais de cada um dos nadadores integrados nos quatro grupos da amostra utilizados no estudo⁸.

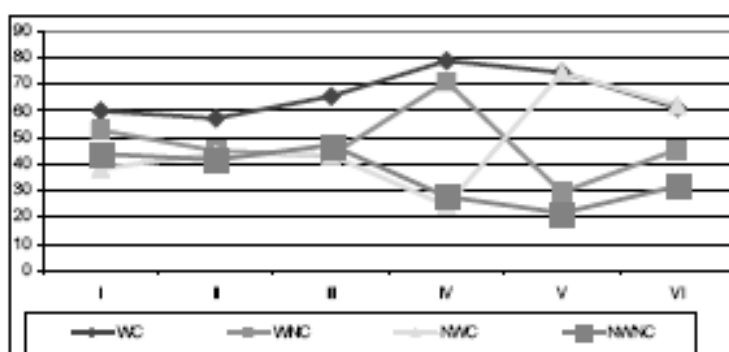


Figura 18: Curvas médias dos valores de ondulação dos quatro grupos em análise.

No decorrer desta investigação, e salientando o facto de algumas confirmações dos 13 princípios propulsivos relacionadas com a propulsão terem sido obtidos num estudo piloto⁹, verificou-se que na variante mais ondulatória a aplicação dos princípios propulsivos, relacionados com a rotação do tronco e ondulação do corpo, foram evidentes.

Na variante formal, as hipóteses relacionadas com a acção dos MS e MI são, quase inteiramente, responsáveis pela propulsão.

Somente durante a segunda parte da recuperação dos membros superiores, na variante formal, a projecção e rotação do tronco à frente foi considerada como sendo a responsável pela limitada diminuição da aceleração do CMC.

⁸ WC- *Waving and Cambering*; WNC, *Waving and not cambering*; NWC- *not waving and cambering*; NNNC, *not waving and not cambering*.

⁹ Comparando dois grupos extremos (grupo mais ondulatório e grupo formal actual, com 5 elementos em cada um dos grupos), onde em cada um dos grupos extremos as variáveis espaço-temporais responsáveis pela variação da velocidade do CMC foram identificadas.

Quando considerámos a amostra global de nadadores, as diferentes referências de observação foram complementares quando se trata de confirmar a importância, para todos os elementos da amostra de estudo, da rotação do tronco para trás, tendo como exemplo duas variáveis: a profundidade da anca e a distância do pé relativamente ao eixo longitudinal do tronco na posição de máximo arqueamento do tronco.

Esta posição de máximo arqueamento do tronco deve ser precedida de uma acção ascendente dos MI que pode ser propulsiva. Quando o joelho tem uma capacidade de hiper-extensão patológica, durante a extensão completa da perna, a planta do pé é deslocada mais verticalmente (em vez de para a frente como sucede com um joelho normal), o que origina a existência de um apoio mais estável do meio aquático.

Quando analisados os quatro grupos de diferenciação técnica, verificou-se que os resultados descritos para o grupo constituído por nadadores com ondulação do corpo e arqueamento do tronco pronunciados confirmaram as conclusões obtidas, quer para os grupos extremos no estudo piloto, quer para o grupo de nadadores do sexo feminino. O mesmo é válido para a correspondência entre os nadadores com ondulação do corpo e arqueamento do tronco pouco pronunciado e os nadadores do sexo masculino.

Por outro lado, durante o início da acção dos MS, é mais favorável uma posição mais profunda do tronco.

No grupo dos nadadores com ondulação do corpo e arqueamento do tronco pouco pronunciado, no início da acção dos MI, o braço deve ter uma orientação horizontal. São também variáveis importantes a duração da acção de extensão dos MI, a profundidade do pé (relativamente ao tronco) e a flexão da coxa sobre o tronco. No final da acção dos MI, a cabeça deve estar suficientemente inclinada para a frente, durante a metade do percurso de junção dos membros superiores e na recuperação, o antebraço e braço deverão estar orientados para a frente de forma a evitar resistências ao deslocamento excessivas.

Os resultados descritos para o grupo mais ondulado e com pouco arqueamento do tronco são, tal como esperado, idênticos aos resultados para o grupo com ondulação durante a acção dos MI e a 1ª parte da acção dos membros

superiores. Mas, este grupo inclui, ainda, os nadadores com pouco arqueamento do tronco. Desde a acção de junção dos MS, até à primeira metade da recuperação dos MS, uma posição mais elevada do tronco, com uma posição do cotovelo mais próximo do tronco (variáveis típicas para os nadadores com arqueamento pronunciado), parecem ser favoráveis.

Os resultados descritos para o grupo sem ondulação nem arqueamento do tronco indiciam a importância de uma posição baixa da cabeça no início da acção dos MI, assim como, de uma posição vertical do pé (com um tornozelo flexível), na 2ª metade do percurso de junção dos MI.

Com base na evolução biomecânica da técnica, sustentada pelos resultados dos estudos aqui enunciados, tendo em consideração as características antropométricas dos nadadores, bem como, no conhecimento profundo dos aspectos técnicos a serem ensinados, definiu-se um modelo (Silva, 2001) de diagnóstico e aconselhamento para a técnica de bruços, apresentado sob a forma de 4 variantes, descritas em função da posição de maior ou menor hiper-extensão lombar e posição mais ou menos arqueada do tronco: 1) variante ondulatória, com rotação; 2) variante ondulatória, sem rotação; 3) variante sem ondulação e com rotação; e 4) variante sem ondulação e sem rotação.

3. A EXISTÊNCIA DE UMA ONDA DE ORIENTAÇÃO CÉFALO CAUDAL

O meio aquático é por vezes um habitat natural para muitas espécies, os golfinhos são um deles, as suas características específicas os seus benefícios para com os humanos, já apresentam uma elevada escala, levando a que o mundo muitas vezes coloque um olhar mais atento sobre eles.

Perante este facto, têm sido escassas as investigações que se inclinam para o nado dos humanos com o nado dos golfinhos ou outras espécies, procurando retirar algumas evidências lógicas. Visto que ambos se deslocam transferindo o momento das partes activas do seu corpo para a água circundante, e que a taxa de momento transferida determina a quantidade do impulso criado, não devemos optar por uma separação das componentes propulsivas e do arrasto da força, uma vez que estas forças acabam por ser produzidas em simultâneo (Ungerechts *et al.*, 1998).

Os golfinhos apresentam um movimento ondulatório distinto dos nadadores, uma vez que os nadadores requisitam a maior parte dos segmentos do corpo durante a aplicação de uma técnica de nado.

Num nadador, a forma do corpo altera-se consecutivamente durante um ciclo de nado, sendo a velocidade das diferentes partes do corpo do nadador instável, o que dificulta o fluxo do fluido e modifica o momento transferido entre o nadador e a água (Gonçalves, 2009).

Ungerechts (1983) foi um dos pioneiro na análise dos parâmetros da onda dos golfinhos e mamíferos aquáticos com os humanos, o autor analisou a oscilação do corpo em que o objectivo é propulsionar o golfinho para a frente que pode ser representada pelos parâmetros de uma onda, nomeadamente o período(T), comprimento da onda(λ) e a velocidade da onda $w=1/T$. A onda dos nadadores nunca aparece ao longo de todo o corpo, assim como acontece nas enguias. Tal como nos golfinhos, a onda do corpo nos nadadores, neste caso de mariposa, desloca-se para trás em relação a um ponto fixo. Para comparações, um ciclo de mariposa corresponde a um batimento ascendente e um batimento descendente (referência).

A forma de transferência depende da interacção do tamanho e forma do golfinho com a viscosidade da água. Esta interacção determina o impulso, a velocidade de nado e o consumo de energia. O consumo energético é importante para todos os organismos e proporciona uma forte base para julgar os resultados experimentais em fluidos biológicos (Gray, 1936).

A análise e observação da propulsão dos peixes e mamíferos aquáticos permitem distinguir dois tipos de propulsão fundamentais: (i) “propulsão anguiliforme, com uma participação activa da totalidade do corpo; (ii) propulsão fusiforme, caracterizada pela participação limitada do pedúnculo caudal (Aleyev, 1977).

Desta forma, pode-se concluir 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 nado.

De acordo com vários autores (Fung, 1990; Arellano, 1999; Ungerechts *et al.*, 2000), as teorias explicativas do comportamento dos vórtices derivam do teorema de Kutta- Jukovski.

Assim, existem duas formas principais para criar este fluxo caudal de água por parte dos peixes:

- (i) os peixes e mamíferos aquáticos, que utilizam preferencialmente os movimentos e propriedades estruturais das suas **barbatanas caudais** para gerarem propulsão;
- (ii) os peixes, como as enguias, que utilizam uma propulsão onde o fluxo caudal de água é gerado pelo movimento oscilatório/**ondulatório conjunto do corpo e barbatana**, numa direcção antero-posterior e oblíqua, libertado no pedúnculo terminal caudal.

Ungerechts (1982, 1983, 1985) refere que os golfinhos conseguem nadar com velocidades bastante elevadas, tal facto só é possível por duas razões: (i) a estrutura corporal dos golfinhos, com uma configuração próxima da forma hidrodinâmica óptima para facilitar os escoamentos; (ii) movimento oscilatório da barbatana terminal (produtor de propulsão com uma elevada eficiência propulsiva).

Antes da mudança da regra (que permitiu a imersão da cabeça e a recuperação área dos (membros superiores), no congresso de Bielefeld (1986), foi apresentada uma nadadora de bruços que mudou a sua técnica de nado de um estilo plano, para um mais ondulatório, em combinação com um treino específico em seco (Persyn *et al.*, 1988). Anteriormente, os nadadores arriscavam-se a ser desclassificados, durante a competição, devido à imersão da cabeça. No entanto, apesar desta limitação, algumas das aplicações de conceitos relacionados com a locomoção das enguias e dos golfinhos podiam já ser utilizadas (Persyn & Colman, 1999).

Ungerechts(1982) afirmou que a ondulação do corpo se desloca no sentido caudal, desde as ancas, com uma velocidade semelhante à verificada na acção de nado dos golfinhos, a partir desta altura vários foram os estudos que procuram aprofundar esta temática.

No quadro 1 apresentamos uma síntese dos principais estudos desenvolvidos na evidência da existência de uma onda de orientação céfalo-caudal e as suas principais conclusões.

Quadro 1: A evidência da existência de uma onda de orientação céfalo-caudal: síntese das principais conclusões de alguns estudos neste âmbito.

Autores	Síntese das Principais Conclusões
Videler (1981)	A ondulação corporal foi reconhecida nos movimentos de nado dos golfinhos e dos peixes.
Ungerechts (1982)	A velocidade do deslocamento da onda, ao longo do corpo é semelhante para os nadadores de elite e para os golfinhos, no entanto, neste estudo, só foi analisado e quantificado o deslocamento da onda entre os joelhos e os tornozelos, no nadador, e um ponto no corpo e na cauda do golfinho.
Ungerechts, (1982); Thornton, (1984)	O momento dessas ondulações ocorre de tal forma, que a ondulação do corpo se desloca, ao longo do corpo, no sentido caudal.
Van Tilborgh <i>et al.</i> (1988)	Uma maior ondulação durante a fase de aceleração de braços e a acção lateral interior dos MI, corresponde a um menor impulso resultante (assim, com menor aceleração devido, respectivamente, a uma maior posição do corpo em forma de cúpula e abobadada) Nas outras fases de desaceleração, uma maior ondulação corresponde a um elevado impulso resultante.
Persyn <i>et al.</i> (1992)	Nadadores que utilizavam uma técnica de bruços mais ondulatória apresentavam uma menor variação intracíclica da velocidade de deslocamento, devendo-se a um deslocamento mais vertical das mãos e dos pés na geração da propulsão e a utilização do movimento ondulatório do corpo
Vilas Boas & Silva (1993)	O movimento da anca no plano sagital apresenta um movimento ondulatório pronunciado e regular, onde sobressaiem a intervalos regulares, pontos que coincidem com o momento do ciclo de nado de menor velocidade de deslocamento, o qual corresponde à acção de recuperação dos membros inferiores. A inclinação em relação à horizontal é menos pronunciada na fase ascendente do movimento ondulatório do que na fase descendente. Tendo em consideração, que em ambas as fases a velocidade vertical é idêntica, significa que à menor inclinação do trajecto deverá corresponder uma mais elevada velocidade horizontal, neste caso, coincidente com a pernada. Na técnica de bruços com recuperação aérea dos membros superiores, verifica-se a existência de um movimento ondulatório do corpo no plano sagital. Este movimento inicia-se nas mãos, mantém-se na anca e termina no pé, através de movimentos semelhantes aos da pernada de mariposa, ou seja, apresenta uma orientação céfalo-caudal.
Sanders <i>et al.</i> (1995)	Comprovaram que na técnica de mariposa, os nadadores apresentam dois batimentos com padrão ondulatório, a partir das ancas, o que se sobrepõem a um batimento ondulatório, com início na cabeça. A aceleração da onda, tal como a deslocação da mesma, ocorre desde o tronco até ao pé, assim, pensa-se que a energia transmitida pela onda, contribui para uma acção propulsiva de chicote, da pernada.
Persyn & Colman, (1999)	Maior ondulação resulta numa diminuição em 77% da variação de velocidade do CMC, e consequentemente, numa perda de menos de 25% do trabalho total.
Sanders <i>et al.</i> (1998)	Contrariamente ao que seria de esperar, a amplitude do impulso vertical do CM está inversamente relacionada com a oscilação do movimento vertical da anca. Os nadadores com melhores prestações foram distinguidos por uma elevada amplitude do movimento vertical da anca e por uma pequena oscilação vertical do CM. A amplitude da ondulação do vértex da cabeça e dos ombros é maior que a usada pelos nadadores de mariposa, sendo que a ondulação da anca é variável, uma vez que dois nadadores apresentam uma contribuição da anca maior que a apresentada em mariposa, enquanto os restantes apresentam contributos bastante inferiores; ii) a contribuição dos joelhos para a ondulação é maior do que o verificado para os mariposistas; iii) a amplitude para o movimento dos tornozelos reflecte diferenças entre os sujeitos, no que diz respeito à frequência do movimento vertical do tornozelo. Isto indica, que o movimento ascendente e descendente dos tornozelos, na técnica de

	bruços, são menos vigorosos do que aqueles verificados na técnica de mariposa.
Persyn <i>et al.</i> (2000)	Refere que tanto em bruços como em mariposa os nadadores mais flexíveis devem ondular mais para obterem uma velocidade mais uniforme do CMC, enquanto os nadadores que apresentam valores inferiores de flexibilidade devem utilizar a força muscular dos membros superiores nas variantes mais planas, apesar de ocorrerem variações superiores da velocidade do CMC

4. UTILIZAÇÃO DO SNORKEL AQUATRAINER®- VÁLVULA ESPECÍFICA PARA NATAÇÃO

4.1 Estudos de Natureza Fisiológica

O consumo de oxigénio e os parâmetros cardiorespiratórios têm sido utilizados tradicionalmente para estudar o dispêndio energético em natação (Holmer, 1972; Di Prampero *et al.* (1974); Lavoie & Montpetit, (1986), Toussaint *et al.* (1987) Basset *et al.* (1991); Montpetit, RR (1992); Klentrou, PP (1992); Rodríguez FA (1999); Chatard & Wilson, (2003); Delextrat *et al.* (2003a; 2003); Barbosa *et al.* (2006, 2006^a, 2008); Fernandes, RJ *et al.* (2008).

Keskinen, K. L., F. A. Rodriguez, *et al.* (2003) ao comparar a máscara standard e o snorkel específico em natação pela análise de gases, breath-by-breath(BxB) em condições de laboratório antes de ser utilizado no meio aquático. Os testes foram realizados a 9 indivíduos saudáveis, numa bicicleta estacionária, e análise de gases foram efectuadas utilizando o mesmo sistema B x B portátil, alternando a duas válvulas. Os resultados indicaram que existem diferenças entre as duas condições de teste, ou seja, que a maioria dos parâmetros ventilatórios e de troca gasosa são inferiores na válvula específica de natação (3-7%), sendo o erro na utilização da válvula específica da natação constante ao longo do teste. Assim, verificou-se que a válvula específica de natação pode ser tido em conta como um dispositivo válido para recolha dos gases expirados por BxB comparado com a máscara standard, sendo adequado para investigações em natação.

Posteriormente, Rodriguez, F. A., K. L. Keskinen, *et al.* (2008) desenvolveram outro estudo com o intuito de comparar dois modelos de snorkel em natação conectados a um mesmo sistema portátil de aquisição (Cosmed, K4 b², Rome, Italy) através de um simulador de análise de gases. Este estudo foi composto por 4 testes standardizados, de forma a simular diferentes condições de nado, onde ambos os snorkels podiam ser comparados. Através deste estudo conclui-se que ambos os snorkels são válidos para medições de BxB em conexão com o sistema K4 b² em uma ampla gama fisiológica.

A existência de conhecimento entre a natação e os parâmetros respiratórios e fisiológicos teve a sua base nas Douglas bags ou câmara de mistura de gases (Holmer, (1972); Di Prampero *et al.*, (1974); Lavoie & Montpetit, (1986); Toussaint *et al.*, (1987); Dal Monte *et al* (1994); Demarie *et al.* (2001).

Toussaint *et al.* (1987) apresentou um instrumento para recolha dos valores de gases respiratórios acoplado a uma válvula específica para a análise do consumo de oxigénio em natação pura. Esta válvula permite investigar parâmetros ventilatórios, trocas gasosas e energéticos utilizando a tecnologia *breath-by-breath* durante o nado.

A válvula específica para natação ou snorkel (K4 b², Rome, Italy), designado por AQUATRAINER[®] (figura 19) tem vindo a ser um instrumento muito utilizado por investigadores e avaliadores na comunidade científica no âmbito da natação. Este instrumento foi desenvolvido pela COSMED[®] e está directamente ligado ao analisador de gases portátil K4 b² (figura 20).



Figura 19: Válvula específica para natação AQUATRAINER (Cosmed, Rome, Italy).



Figura 20: Analisador de gases portátil K4 b².

As suas características muito específicas ao nível da geometria, volume, densidade e dimensões são muito semelhantes ao “snorkel Toussaint” relatados por Keskinen *et al.* (2003) e Barbosa *et al.* (2005,2008).

Este instrumento tem um comprimento de haste na ordem dos 210-cm, forma operacional á distância acima dos 400-cm e um volume de respiração da válvula de 45-ml. (Barbosa *et al.*, 2010).

4.2 Estudos de Natureza Cinemática

Vários tem sido os autores que sentiram necessidade de verificar a validade deste novo instrumento desde os anos 90 no que diz respeito às manifestações mecânicas e cinemáticas que a utilização deste instrumento pode provocar na técnica de nado (Dal Monte, A. *et al.* (1994); Hausswirth C *et al.* (1997);Doyon, KH *et al.*, (2001); McLaughling JE *et al.* (2001); Pinnington HC *et al.* (2001); Keskinen, K. L., F. A. Rodriguez, *et al.* (2003); Duffield R. *et al.* 2004), Maiolo C *et al.* (2003); Rodriguez, F. A., K. L. Keskinen, *et al.* (2008); Barbosa *et al.* (2010).

Recentemente, Barbosa *et al.* (2010) a 13 nadadores, sendo que 7 realizaram o estudo em bruços e 6 em crol, onde se procurou verificar quais as alterações cinemáticas á máxima velocidade em Crol e Bruços com o snorkel AQUATRAINER®. Os nadadores foram submetidos a dois testes máximos de 100m, o 1º sem a utilização do snorkel e o 2º com a utilização do snorkel (AQUATRAINER®), os resultados demonstraram que na técnica de bruços na condição sem snorkel realizaram 109.09 +- 2.23% do seu recorde pessoal e 115.94+- 3.31% com snorkel, em crol os nadadores realizar 105.05±2.45% e 109.99+-3.47% do seu recorde pessoal, sem e com snorkel respectivamente. No que concerne aos parâmetros mecânicos eles apontaram para um alteração na velocidade no nado livre (sem snorkel) o que seria a reacção normal e esperada. Existiu um alteração mínima na frequência gestual (FG) na técnica de crol o que é um comportamento pouco normal, enquanto em bruços a frequência gestual obteve um decréscimo com o aumento da velocidade, ou seja, em suma com o snorkel os nadadores terão de aumentar o trabalho em

termos de FG para obter menor velocidade em comparação com o nado livre. A distância de ciclo (DC) aumentou em ambas as técnicas com o aumento da velocidade de nado. Assim, a diminuição da velocidade de nado com snorkel poderá ser justificada pelo elevado arrasto activo, contudo o arrasto foi superior em bruços comparando com o crol com snorkel.

Os resultados encontrados no presente estudo confirmaram que o padrão biomecânico é alterado com a utilização do snorkel, alterando o controlo motor dos nadadores.

A principal conclusão deste estudo foi que as alterações da velocidade de nado colocadas pela utilização do AQUATRAINER® não parecem alterar na generalidade a cinemática e a eficiência de nado.

CAPITULO III: METODOLOGIA

METODOLOGIA

1. Selecção da Amostra

A amostra deste estudo foi composta por oito (8) nadadores voluntários portugueses do sexo masculino, com um elevado nível competitivo de natação pura, pertencentes ao escalão de Juvenil (2), Junior (2) e Absoluto(4).

Todos os nadadores treinavam diariamente de forma regular e sistemática um mínimo de seis e um máximo de doze sessões semanais, tendo sido autorizados pelos encarregados de educação, treinadores e clubes a colaborar na investigação, mediante aprovação médica para o cumprimento das provas de esforço.

1.1 Caracterização da Amostra

Tendo como principal objectivo melhorar a caracterização do grupo em estudo, todos os nadadores pertencentes á amostra foram esclarecidos à priori relativamente a todos os procedimentos do estudo.

No quadro 2, são apresentados os valores individuais e os valores médios correspondentes às características gerais dos nadadores que constituíram a amostra.

Quadro 2: Caracterização da Amostra (N=8), Média, Desvio Padrão, e valores de cada Sujeito para as Variáveis Idade (anos), Altura (M), Peso (kg).

Sujeito	Idade (anos)	Altura (metros)	Peso (kg)	%MG	Envergadura (metros)	Pontuação da Fina(100m Bruços)
1	28	1.74	66.9	14.9	1.84	560 pontos
2	24	1.79	83.1	19.4	1.83	500 pontos
3	16	1.76	68.3	12.9	1.81	580 pontos
4	16	1.80	61.5	10.2	1.88	447 pontos
5	34	1.74	93.7	27.7	1.88	600 pontos
6	18	1.74	61.2	15.4	1.82	307 pontos
7	17	1.76	57.9	6.6	1.80	309 pontos
8	17	1.81	76.5	12.0	1.86	562 pontos
Média ±	21.25±6.73	1.77±0.0	71.14±12.3	14.89±6.4	1.84±0.03	
Desvio Padrão		3	9	1		

Cada sujeito realizou um conjunto de medições iniciais no que concerne à altura, (distância, em cm, entre o solo e o ponto anatômico mais elevado - *vértex*) medida com os nadadores descalços, utilizando um antropômetro. A composição corporal (% de massa gorda e de massa magra) e o peso dos nadadores através do método de bioimpedância. Esta avaliação foi realizada durante o período da manhã, com os nadadores repousados e em jejum.

Posteriormente de forma a facilitar todo o processamento informático das imagens, e a respectiva digitalização, os nadadores foram sujeitos à marcação dos principais pontos anatômicos de referência a serem digitalizados (região cárpica; região em torno do olecrâneo do cúbito; projecção cutânea do centro articular da articulação escapulo-umeral; o ponto intermédio do tronco; o trocanter femoral; côndilo femoral e a região tíbio-társica), com tinta de cor preta ou fita adesiva preta.



Figura 21: Marcação dos pontos anatômicos

2. Procedimentos

A recolha dos dados foi realizada na piscina 50 m coberta e climatizada de Rio Maior, com a água a uma temperatura de 26 graus.

A prova consistiu em nadar 2 x 25m, sendo composto por um percurso na técnica de bruços com um snorkel específico para natação (figura 21) Aquatrainer (Cosmed, Rome, Italy) e um outro sem a utilização do snorkel.



Figura 22: Válvula específica para natação Aquatrainer (Cosmed, Rome, Italy)

2.1 Procedimentos para Captação de Imagens

Durante a prova realizada foram recolhidas imagens de duplo meio (ar/água). Os registos de vídeo dos nadadores foram realizados através da colocação de dois sistemas não coplanares de captação de imagens de duplo-meio (Vilas-Boas, 1997; Reis, 2002). Para o registo de imagem recorremos a uma Câmara *SONY Mini-DV* (50 Hz), com gravação em tempo real, estando conectada, via *Firewire*, ao disco rígido de um computador portátil (Airis Centrino, 1700 Mhz), duas caixas estanque Ikelite. Para realizar a captação da imagem para formato digital utilizamos o Software *MovieMaker* e visualização em formato AVI.

Ambas as câmaras, de superfície e subaquáticas, dos dois sistemas de captação de imagem, foram apoiadas em suportes de aço inoxidável com duas prateleiras. Um dos sistemas, depois de colocado e fixado na parede testa (perspectiva frontal-oblíqua em relação ao deslocamento dos nadadores) e parede lateral (perspectiva lateral em relação ao deslocamento dos nadadores), permitiu o registo de imagens de superfície 30 cm acima da superfície da água e de imagens subaquáticas igualmente a 30 cm abaixo da superfície da mesma.

O sistema de captação de imagem de duplo-meio colocado na parede testa, encontrava-se a 6 metros da linha de deslocamento dos nadadores, enquanto o suporte colocado na parede lateral distava 25 metros da parede testa e 7 metros da linha de deslocamento dos nadadores e permitiu integrar no campo de captação a totalidade do corpo do nadador durante a realização de um ciclo completo de nado, dentro de um volume de calibração de 27 m^3 , para posterior digitalização.

Os respectivos eixos ópticos das câmaras acima mencionadas foram orientados em sentido convergente para uma escala de calibração de duplo-meio colocada no plano de deslocamento do nadador, no sentido de permitir a reconstituição das dimensões (horizontais e verticais) da imagem real dos nadadores em duplo-meio (ar/água).

2.2 Procedimentos de Análise Biomecânica

As características cinemáticas dos registos de imagem foram efectuadas num ciclo gestual completo, dentro do volume de calibração (figura 3) de 27 m³. Todas as características foram determinadas a partir da digitalização e posterior processamento, através do sistema de processamento cinemático de imagens *APAS* (*Ariel Performance Analysis System*).

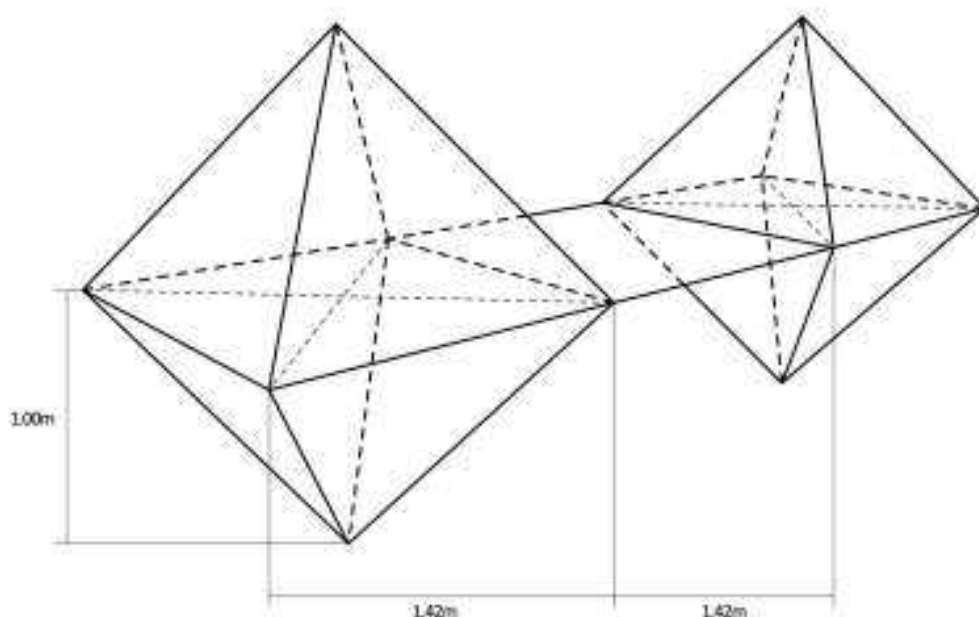


Figura 23. Forma e dimensões do volume de calibração

2.3 Captura das Imagens

No processo de captura e gravação das sequências das imagens são definidos o número de fotogramas a capturar para cada sequência de imagens. Assim, foram seleccionados tantos fotogramas quantos os necessários para completar a sequência total de imagens correspondentes a um ciclo gestual completo.

2.4 Digitalização das Imagens

A digitalização das imagens integrou a definição de um modelo espacial antropométrico, representativo do corpo do nadador e de outros possíveis pontos de referência, além dos definidos pelo próprio modelo (figura 4). Este modelo antropométrico, utilizando dados de massa e localizações relativas dos centros de massa dos diferentes segmentos, permitiu calcular a localização do centro de massa do nadador. O modelo antropométrico que utilizámos no presente estudo foi o modelo de Zatsiorsky-Seluyanov, adaptado por deLeva (1996), representativo do corpo do nadador em 8 segmentos: Sendo o estudo realizado bidimensional, apenas digitalizámos um lado do corpo do nadador. A opção de digitalizar o lado direito do nadador esteve relacionada com as marcações que foram feitas no lado direito do corpo do nadador, que era aquele que estava direccionado para as câmaras. Os pontos digitalizados foram os seguintes: região cárpica; região em torno do olecrâneo do cúbito; projecção cutânea do centro articular da articulação escapulo-umeral; o ponto intermédio do tronco; o trocanter femoral; o côndilo femoral; região tíbio-társica; extremidade distal do 5º metatarso do pé; sétima vértebra cervical e o vértex da cabeça, para além destes pontos de referência, foram, ainda, digitalizados mais dois pontos, correspondentes à superfície da água e localizados em cada um dos lados do nadador. A união destes dois pontos formava um segmento designado por linha de água. A determinação desta superfície da água (linha de água) foi feita com base na linha definida pela reflexão da luz sobre a superfície da água (Colman *et al.*, 1998).

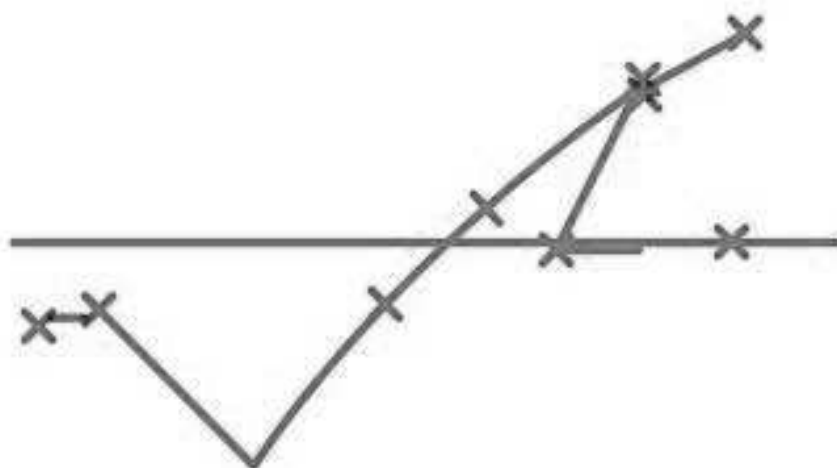


Figura 24: Digitalização através do sistema cinemétrico da imagem da imagem APAS(Ariel Performance Analysis System)

2.5 Transformação e cálculo numérico

2.5.1 Transformação

Após a realização da digitalização das imagens, procedeu-se à transformação e conversão de todos os dados para uma escala real a duas dimensões, mediante o algoritmo “DLT” (Abdel-Aziz & Karara, 1971).

2.5.2 Suavização

O processo de suavização pressupõe a realização de uma filtragem ao nível das coordenadas da imagem, no sentido de eliminar os pequenos erros aleatórios da digitalização. Para o efeito, utilizámos o filtro digital, com frequências de corte de 5 Hz, para os eixos dos xx e dos yy (Alves, 1996).

3. Apresentação dos resultados

Este módulo não envolve qualquer transformação dos dados, permitindo a visualização dos resultados sob diferentes formas.

3.1.1 Observação dos resultados

Esta fase do trabalho permitiu visualizar, simultaneamente, a sequência de imagens digitalizadas sob a forma de *stick-figure* e observar os valores das diferentes variáveis seleccionadas para observação e análise. Posteriormente, os dados foram transferidos para o Microsoft Office Excel 2003, para posterior tratamento estatístico.

4. Definição das variáveis de estudo e escalas de medida

Tendo conta que o propósito do estudo foi caracterizar, comparar e relacionar os parâmetros semi-quantitativos cinemáticos gerais com a velocidade de deslocamento do CM, foi definida como **variável dependente** a velocidade de deslocamento do CM, enquanto as **variáveis independentes** foram determinadas pelos parâmetros biomecânicos semi-quantitativos e parâmetros espaço-temporais no ciclo gestual completo e nas fases do ciclo gestual de nado, bem como, pelo número de strouhal e pelos componentes da onda (frequência, período, amplitude e potência) nas duas situações de nado, bruços com e sem snorkel.

4.1 Variáveis Cinemáticas

Até à data, diversas equipas de investigação procuraram estudar a eficiência do gesto técnico através dos parâmetros biomecânicos semi-quantitativos com o objectivo de determinar uma relação óptima entre a frequência gestual e a distância de ciclo para a produção de velocidade de nado (East, 1970; Pendergast *et al.*, 1977; Craig e Pendergast, 1979; Pai *et al.*, 1984; Craig *et al.*,

1985; Changalur e Brown, 1992; Keskinen e Komi, 1993; Arellano *et al.*, 1994; Chollet *et al.*, 1996; Pelayo *et al.*, 1996; Thompson *et al.*, 2000; Thompson *et al.*, 2002; Thompson *et al.*, 2003). O índice de nado veio reforçar a eficiência do gesto técnico ao revelar para uma dada velocidade de nado a maior distância percorrida num ciclo completo de braços (Costill *et al.*, 1992).

Também a análise das amplitudes da variação intracíclica de velocidade no ciclo gestual completo caracteriza o nível de execução técnica dos nadadores (Persyn *et al.*, 1988; Tourny *et al.*, 1992; Manley e Atha, 1992; Colman *et al.*, 1998).

No quadro 3 estão definidas as variáveis biomecânicas semi-quantitativas gerias analisadas no ciclo gestual de nado completo.

Quadro 3- Definição das variáveis biomecânicas semi-quantitativas: velocidade de deslocamento do centro de Gravidade(VCG), distância de ciclo(DC), frequência gestual(FG), índice de nado(IN), variação intracíclica da velocidade de deslocamento(VIV) num ciclo gestual de nado)

Parâmetro	Abreviatura/Unidades	Definição
Velocidade de deslocamento do centro de gravidade	VCG/(m.s ⁻¹)	Distância percorrida pelo centro de gravidade por unidade de tempo.
Distância de Ciclo	DC/(m.c ⁻¹)	Distância horizontal que o corpo do nadador percorre na água durante um ciclo completo dos membros superiores.
Frequência Gestual	FG/(c.m ⁻¹)	Número de ciclos realizados pelos membros superiores, numa unidade de tempo.
Índice de Nado	IN	Capacidade do Nadador se mover a uma determinada velocidade com um menor número de braçadas.
Variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade	VIV(%)	Flutuações da velocidade de deslocamento do centro de gravidade.

Uma avaliação pertinente da habilidade técnica dos nadadores em relação à

coordenação das acções dos membros superiores com os membros inferiores, durante as fases do ciclo de gestual de nado, recorrendo às variáveis espaço-temporais, tem fornecido informação que descreve o aumento de velocidade de nado à custa do aumento da frequência gestual e da diminuição da distância de ciclo provocada por um encurtamento da duração da acção de deslizamento na técnica de bruços (Sanders, 1996; Chollet *et al.*, 1999; Soares *et al.*, 1999) e por uma alteração da coordenação entre as acções de membros superiores e membros inferiores (Silva, 2001; Chollet *et al.*, 1999).

No quadro 4 estão definidas as variáveis espaço-temporais analisadas no ciclo gestual completo e nas fases do ciclo gestual de nado.


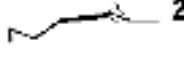
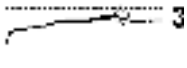
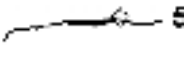
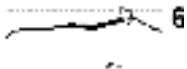


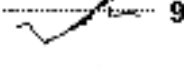

Quadro 4: Definição das variáveis espaço-temporais: duração absoluta do ciclo gestual (Dciclo), duração absoluta das fases (Dfase), velocidade de deslocamento do centro de gravidade nas fases (VCG fases) e variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade (VIV fase) nas fases do ciclo gestual de nado.

Parâmetro	Abreviatura/Unidades	Definição
Duração Absoluta do Ciclo Gestual	Dciclo(s)	Período de duração de um ciclo gestual completo, medido pelo centro de gravidade.
Duração Absoluta das Fases	Dfase(s)	Periodo de duração de cada uma das fases, medido pelo centro de gravidade.
Duração Relativa das Fases	Drfase(%)	Percentagem da duração total do ciclo.
Velocidade de deslocamento do centro de gravidade das fases	Vfase(m.s ⁻¹)	Distância percorrida pelo centro de gravidade por unidade de tempo nas fases do ciclo gestual de nado.
Variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade das fases	VIVfase(%)	Flutuações de velocidade de deslocamento do centro de gravidade nas fases do ciclo gestual de nado.

O ciclo gestual completo analisado, foi dividido em seis fases com base nos estudos relevantes sobre a técnica de bruços (Kent & Atha, 1975; Schleihau 1979; Mason *et al.*, 1986; Wilkie & Juba, 1986; Costill *et al.*, 1987; Maglischo *et al.*, 1987; Craig *et al.*, 1988; D'Acquisto *et al.*, 1988; Mason *et al.*, 1989; Leblanc H *et al.*, 2009).

No quadro 5 é apresentada a delimitação das fases da técnica de bruços e respectivas acções propulsivas e não propulsivas.

Quadro 5: Delimitação das fases da técnica de bruços: acção lateral externa membros inferiores (ALE MI), acção descendente dos membros inferiores (AD MI), acção lateral interna membros inferiores (ALI MI), acção lateral externa dos membros superiores (ALE MS), acção lateral interna dos membros superiores (ALI MS) e recuperação (REC) no ciclo gestual de nado.

	Esquema Representativo	Acções Motoras	Fases
Duração das Fases		1. Início da extensão dos MI (ALE MI)	1. DA MÁXIMA FLEXÃO DE PERNAS ATÉ Á MÁXIMA EXTENSÃO LATERAL
		2. Extensão máxima dos MI (AD MI)	
		3. Metade do percurso da junção dos MI (ALI MI)	2. DA MÁXIMA EXTENSÃO LATERAL ATÉ JUNÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES
		5. Metade do percurso do afastamento dos MS (ALE MS)	
		6. Máximo afastamento dos MS (ALE MS)	3. DO INICIO DA FLEXÃO DO COTOVELO ATÉ AO PONTO VERTICAL COM OS OMBROS.
		7. Metade do percurso da junção dos MS (ALI MS)	
		8. Finalização da acção da junção dos MS (ALI MS)	4. DO PUNHO VERTICAL COM OS OMBROS ATÉ BRAÇO A 90° (ANTEBRAÇO E BRAÇO)
		9. Metade do percurso de recuperação dos MI (joelho 90°) (REC)	5. DOS BRAÇOS A 90° ATÉ Á EXTENSÃO MÁXIMA
			

A duração das fases propulsivas resulta da soma da duração das acções ALE MI, AD MI, ALI MI, para os membros inferiores, e das acções ALE MS e ALI MS, para os membros superiores, enquanto a fase não propulsiva corresponde à REC. A duração média do ciclo gestual resulta da soma das fases propulsiva e não propulsiva.

Para a análise dos dados o ciclo de nado, o movimento foi dividido em cinco fases. A Fase 1 compreende as acções motoras 1-2, isto é, da máxima flexão dos membros inferiores até à máxima extensão lateral (ALE MI + AD MI); A Fase 2 compreende as acções motoras 3-5, isto é, da máxima extensão lateral até à junção dos membros inferiores e 1ª parte do afastamento lateral dos membros superiores (ALI MI + 1ª parte ALE MS); A Fase 3 corresponde às

acções motoras 6-7, isto é, à 2ª parte do afastamento dos membros superiores e início da junção dos membros superiores (2.ª parte ALE MS + ALI MS); A Fase 4 diz respeito às acções motoras 8, isto é, do início da flexão do cotovelo até membros superiores a 90º (ALI MS + REC MI) e por fim, a Fase 5 corresponde às acções motoras 9-1, isto é, dos membros superiores a 90º até à extensão máxima e início da extensão dos membros inferiores (REC MS + início ALE MI).

5. Tratamento e análise estatística dos dados

A análise estatística dos dados foi realizada através do package específico SPSS (Science, Chicago, USA), Windows e os gráficos elaborados com o software SigmaPlot 8.0 (SPSS Science, Chicago, USA) e no Microsoft Excel.

Os procedimentos estatísticos, do presente estudo, consistiram em:

- a) **Análise Descritiva**, de todos os dados obtidos, utilizando como medida de tendência central a média, e de dispersão o desvio padrão, a fim de caracterizarmos a amostra relativamente às variáveis de estudo.
- b) **Relativização dos dados referentes ao deslocamento do corpo do nadador**, ou seja, após o registo de imagens vídeo na condição execução, utilizando para o efeito o sistema de análise de movimentos Ariel Performance Analysis System (APAS). A análise da imagem é realizada em um ciclo completo, desde o momento do início em que a cabeça rompe a água no início do ciclo até esta realizar um ciclo. As imagens serão inicialmente gravadas para o disco rígido do computador. A digitalização será realizada manualmente, através do controlo do software APAS específico incorporado no sistema.

O sistema APAS engloba três fases gerais com cinco módulos derivados, fundamentais para a obtenção dos dados para análise estatística.

- Captura, corte e armazenamento da sequência de imagens para digitalização;

- Digitalização localização e marcação das coordenadas espaciais de cada segmento e de cada ponto articular definido;
- Transformação conversão de todos os dados digitalizados em dados tridimensionais.

Os dados apresentados neste estudo são extraídos do programa de aplicação APAS para uma folha de cálculo Excel, na qual são analisados e utilizados para a determinação das variáveis em investigação, através de estatística descritiva e não paramétrica, média, desvio padrão, máximo e mínimo.

- c) **Análise de Fourier** (Sanders *et al.*, 1995), que permite, após a subtração do valor médio do sinal (componente contínua), encontrar a noção vertical de qualquer ponto do corpo dos nadadores de modo a verificarmos os valores de ondulação. Os resultados compreendem ao coeficiente do seno e do co-seno das frequências fundamentais e dos seus respectivos harmónicos.

Para estimar o espectro em frequência, $H(f)$, de um determinado sinal contínuo no domínio do tempo, $h(t)$, usa-se a Transformada de Fourier definida por Brigham(1974).

$$H(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) \cdot e^{-j2\pi ft} \cdot dt$$

Em muitas aplicações práticas, como no caso do presente trabalho, os sinais medidos não são contínuos no tempo pois resultam de um processo de amostragem, isto é, são medidos e registados periodicamente no tempo, sendo o intervalo de tempo entre registos designado por período de amostragem (T). Neste caso, o sinal $h(t)$ é representado pelo sinal discreto $h(KT)$ com N amostras, resultante da amostragem do sinal contínuo $h(t)$ com uma frequência

de amostragem f_s , sendo o período de amostragem $T=1/f_s$. Neste trabalho o período de amostragem usado é $T=0.02s$.

Para a estimação do espectro em frequência dos sinais discretos no domínio do tempo, $h(kT)$, aplica-se a transformada discreta de Fourier (DFT – Discrete Fourier Transform) (Brigham, 1974) definida por:

$$H(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(kT) e^{-j2\pi nk/N}$$

onde: a transformada discreta de Fourier $H(n)$, com n a variar de 0 até $N-1$, é uma função discreta aproximada de $H(f)$, onde N é o número de amostras do sinal e T o período de amostragem. Note-se que $H(0)$ corresponde à T.F. em $f=0$ Hz, $H(1)$ à T.F. em $f=f_s/N$, e assim sucessivamente.

É de referir que o resultado da DFT, $H(n)$, é um vector de números complexos com amplitude dada pelo valor absoluto de cada elemento do vector, $\text{abs}(H)$, e com fase $\text{angle}(H)$.

Neste trabalho, utilizou-se o cálculo da DFT dos sinais em estudo para determinar as componentes principais em frequência, ou seja os harmónicos mais relevantes, de vários sinais recolhidos de um conjunto de nadadores. As DFTs foram calculadas usando a função *fft* da linguagem de programação *MatLab* da empresa MathWorks. Esta função implementa o algoritmo *FFT – Fast Fourier Transform*, que consiste numa forma mais rápida de determinar a transformada discreta de Fourier dada na expressão anterior (Brigham, 1974; Nussbaumer, 1981; Elliot e Rao, 1982).

Os resultados mostrados na dissertação relativos às DFT dos vários sinais foram calculados para um número de pontos N igual ao número de amostras do sinal considerado. Na dissertação são mostrados os gráficos das

densidades de potências espectrais dos vários sinais e para vários nadadores. Estes gráficos fornecem uma medida da energia do sinal às várias frequências. Para calcular a densidade de potência espectral P_{hd} do sinal $h(KT)$ utiliza-se a expressão:

$$P_{hd}=H(n).\text{*conj}(H(n)), \text{ ou seja, } P_{hd}=\text{fft}(h).\text{*conj}(\text{fft}(h)),$$

onde $H(n)$, que é um vector de números complexos, representa a DFT do sinal temporal $h(KT)$ e conj representa o conjugado de um número complexo. Caso se pretenda obter as amplitudes de cada harmónico deve calcular-se $P_{ha}=\text{abs}(\text{fft}(h))^2/N$.

Para ilustrar este procedimento mostra-se a seguir o resultado com o processo descrito aplicado a um sinal discreto de 100 amostras, resultante da amostragem do sinal $y=\sin(2\pi f_1 t)+0,5\sin(2\pi f_2 t)$ com um período de amostragem de 0.01 s. Na figura seguinte mostra-se o sinal discreto y composto por duas sinusóides de amplitudes 1 e 0,5 com frequências $f_1=2\text{Hz}$ e $f_2=6\text{Hz}$, respectivamente.

O código implementado em MatLab para determinar a densidade de potência espectral e a amplitude dos harmónicos, bem como os resultados gráficos obtidos para a gama de frequências de 0 a 25 Hz é mostrado a seguir.

Código Matlab

```
%vector com os instantes de tempo sendo o tempo de amostragem 0,01s
t=(0:0.01:99);

%vector do sinal amostrado
sinal=sin(2*pi*2*t)+0.5*sin(2*pi*6*t);

% transformada discreta de fourier do sinal
Y=fft(sinal);

%componentes em frequência
Py1=Y.*conj(Y)/100; %densidade espectral
```



```
Py2=abs(Y)*2/100; %amplitudes  
f=100*(0:50)/100; %vector de frequências  
%gráficos dos harmónicos  
subplot(2,1,1), stem(f,Py1(1:51))  
xlabel('frequência (Hz)'),title('densidade de potência espectral')  
subplot(2,1,2), stem(f,Py2(1:51))  
xlabel('frequência (Hz)'),title('amplitude')
```

Como se pode observar os harmónicos às frequências de 2 Hz e de 6 Hz foram convenientemente determinados com este método.

Na dissertação além de se terem determinado, com a metodologia descrita, os harmónicos dos vários sinais monitorizados nos nadadores, determinaram-se ainda as potências dos sinais originais e de alguns dos harmónicos relevantes. A potência do sinal, *Pot*, fornece uma medida da sua energia e foi determinada com a expressão:

$$Pot = \frac{1}{N} \sum_0^N y^2$$

As percentagens com que cada segmento corporal contribui para explicar a potência correspondente aos 2 harmónicos mais importantes presentes em cada um dos sinais originais são mostradas no quadro 17.

(iv) Estudo de **associação entre as variáveis**, de modo a analisarmos as esperadas e ou inesperadas associações entre variáveis, e de forma a eliminar e/ou confirmar eventuais associações ilegítimas entre a totalidade das variáveis em estudo. Para o efeito iremos recorrer **ao Coeficiente de Correlação de Pearson (r)**.

(v) Comparação entre as duas situações de nado, bruços com snorkel e bruços sem snorkel recorreremos ao T-Pares (Paired Samples T-Test), desta forma conseguimos comparar as médias em cada condição de nado, verificando se existem diferenças significativas.

Para todos os testes o nível mínimo de significância adoptado foi de $p \leq 0.01$ e de $p \leq 0.05$.

CAPITULO IV: APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

1. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

No presente capítulo irá ser efectuada a apresentação e discussão dos resultados, para todas as variáveis, sempre de acordo com a ordem dos procedimentos utilizados.

Inicialmente para cada categoria de parâmetros serão apresentados os resultados relativos à estatística descritiva no que concerne às variáveis:

1. Biomecânicas semi-quantitativas (velocidade de deslocamento do centro de massa, distância de ciclo, frequência gestual, índice de nado e variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de massa);
2. Espaço-temporais no ciclo gestual completo e nas fases do ciclo gestual de nado (duração absoluta e relativa das fases do ciclo gestual, duração absoluta do ciclo gestual, velocidade de deslocamento do CM ao longo das fases do ciclo gestual, velocidade de deslocamento do CM e variação intracíclica da velocidade de deslocamento do centro de gravidade ao longo de cada fase);
3. Número de strouhal;
4. Análise de Fourier para as frequências fundamentais (frequência e período da onda, amplitude, potência e eficiência da onda para o primeiro e segundo harmónios – H1 e H2-), e por fim:
5. Resultados para as associações entre variáveis.

1.1 Variáveis Biomecânicas Semi-Quantitativas

As variáveis biomecânicas semi-quantitativas são as variáveis de avaliação da performance mais objectivas utilizadas pelos treinadores e atletas, e correspondem à VCG; à DC; à FG e ao IN.

Os resultados, correspondentes às variáveis cinemáticas gerais, obtidos pelos nadadores do nosso estudo são apresentados no quadro 6.

Quadro 6 – Variáveis biomecânicas semi-quantitativas (cinemáticas gerais): velocidade de deslocamento do centro de gravidade (VCM), distância de ciclo (DC), frequência gestual (FG), índice de nado (IN) no ciclo gestual de nado.

Sujeitos	VCM(m.s ⁻¹)		DC(m.c ⁻¹)		FG(c.m ⁻¹)		IN	
	BR	SNK	BR	SNK	BR	SNK	BR	SNK
1	1.21	1.21	1.52	1.61	47.76	45.09	1.83	1.94
2	1.16	1.12	1.68	1.64	41.43	40.97	1.94	1.84
3	1.41	1.41	1.67	1.67	50.65	50.65	2.35	2.35
4	0.95	0.68	1.07	1.32	53.27	31.18	1.02	0.90
5	0.86	0.82	1.17	1.04	44.11	47.31	1.00	0.85
6	0.67	0.61	1.56	0.81	25.76	45.18	1.05	0.50
7	0.61	0.60	0.85	0.68	43.05	52.95	0.52	0.41
8	1.23	0.79	2.27	0.96	32.51	49.37	2.79	0.76
X± DP	1.01±0.29	0.91±0.30	1.47±0.44	1.22±0.40	43.32±9.21	45.34±6.82	1.56±0.78	1.19±0.74

Através da análise do quadro 6, verificamos que a velocidade do deslocamento do CM apresenta na condição bruços sem snorkel (BR) um valor médio de 1.01 m.s⁻¹ (DP= 0.29), com oscilações entre valores de 0.61 m.s⁻¹ para o sujeito 7, e 1.41 m.s⁻¹ para o sujeito 3, enquanto na condição de bruços com snorkel (SNK) um valor médio de 0.91 m.s⁻¹ (DP= 0.30) com oscilações entre valores de 0.60 m.s⁻¹ para o sujeito 7, e 1.41 m.s⁻¹ para o sujeito 3. No que diz respeito à distância que o nadador percorre, durante um ciclo completo de membros superiores, é em média de 1.47 m.c⁻¹ (DP=0.44) na condição BR e 1.22 m.c⁻¹ (DP=0.44) na condição SNK, sendo que o sujeito 7 percorreu a menor distância (0.85 m.c⁻¹), e o sujeito 8 a maior distância por ciclo (2.27 m.c⁻¹) em BR enquanto para condição SNK o sujeito 7 percorreu a menor distância (0,68 m.c⁻¹), e o sujeito 3 a maior distância por ciclo (1.67 m.c⁻¹). A frequência gestual foi em média de 43.32 ciclos por unidade de tempo (DP=9.21) em BR e 45.34 ciclos por unidade de tempo (DP= 9.21) em SNK. O sujeito 6 foi o que

apresentou uma menor frequência gestual ($FG=25.76 \text{ c.m}^{-1}$), enquanto o sujeito 4, com 53.27 c.m^{-1} , foi o que teve a maior frequência gestual em BR, em SNK o sujeito 4 foi o que apresentou uma menor frequência gestual ($FG=31.18 \text{ c.m}^{-1}$), enquanto o sujeito 7, com 52.95 c.m^{-1} foi o que teve a maior frequência gestual. O índice de nado foi em média de 1.56 ($DP=0.78$) em BR, oscilando entre valores de 0.52 para o sujeito 7, e valores de 2.35 para o sujeito 3, enquanto em SNK o índice de nado foi em média de 1.19 ($DP= 0.74$), oscilando entre valores de 0.41 para o sujeito 7 e 2.35 para o sujeito 3.

1.2 Variáveis Espaço – Temporais

1.2.1 Duração absoluta do ciclo gestual e duração absoluta das fases

Para cada nadador foi analisada a duração total do ciclo gestual, bem como, a delimitação desse mesmo ciclo gestual em cinco fases (quadro 7), com base nos estudos relevantes sobre técnica de bruços já enunciados anteriormente.

Quadro 7 – Delimitação das fases da técnica de bruços: acção lateral externa membros inferiores (ALE MI), acção descendente membros inferiores (AD MI), acção lateral interna membros inferiores (ALI MI) acção lateral externa dos membros superiores (ALE MS), acção lateral interna dos membros superiores (ALI MS), recuperação dos membros superiores (REC MS) e recuperação dos membros inferiores (REC MI) no ciclo gestual de nado.

Sujeito	Variante	1	2	3	4	5	6	7	8	Média ± DP
ALE MI + AD MI	BR	0.28	0.26	0.24	0.22	0.22	0.28	0.3	0.24	0.26±0.03
	SNK	0.28	0.26	0.26	0.28	0.22	0.24	0.3	0.26	0.26±0.02
ALI MI+ ALE MS	BR	0.4	0.34	0.26	0.24	0.34	0.26	0.2	0.4	0.31±0.08
	SNK	0.4	0.48	0.26	0.16	0.34	0.38	0.18	0.32	0.32±0.11
ALE MS+ ALI MS	BR	0.2	0.34	0.42	0.4	0.44	0.34	0.38	0.28	0.35±0.08
	SNK	0.3	0.38	0.42	0.28	0.4	0.34	0.36	0.3	0.35±0.05
ALI MS+ REC MI	BR	0.12	0.32	0.24	0.16	0.14	0.18	0.2	0.16	0.19±0.06
	SNK	0.1	0.22	0.18	0.16	0.18	0.14	0.2	0.18	0.17±0.04

REC MS+ ALE MI	BR	0.28	0.22	0.22	0.22	0.26	0.24	0.2	0.28	0.24±0.03
	SNK	0.28	0.18	0.26	0.24	0.16	0.22	0.14	0.24	0.22±0.05
Duração Absoluta do Ciclo Gestual	BR	1.28	1.48	1.38	1.24	1.4	1.3	1.28	1.36	1.34±0.08
	SNK	1.36	1.52	1.38	1.12	1.3	1.32	1.18	1.3	1.31±0.12

Através do quadro 7, verificou-se que a duração absoluta do ciclo gestual corresponde a um valor médio de 1.34 segundos (DP=0.08) para BR e de 1.31 segundos (DP= 0.12) para SNK, ou seja, em média os nadadores demoram 1.34 segundos a concluírem um ciclo de nado na condição de BR e 1.31 segundos na condição SNK. Este valor é inferior ao apresentado por Gonçalves (2009) de 1,55 s (DP=0.09 e) superior ao valor médio de 1.02s apresentado por D'Acquisto *et al.* (1998) com brucistas e ao valor médio de 1.2s apresentado por Sanders *et al.* (1995), com mariposistas. No que diz respeito à delimitação das fases verificou-se que a segunda fase do ciclo de nado (ALE MS + ALI MI) foi a que apresentou uma duração maior, com um valor médio de 0.35 s (DP=0.08) em BR e 0.35 s (DP= 0.05) em SNK, enquanto a menor duração corresponde à fase ALI MS + REC MI, com a duração de 0.19 s (DP=0.06) em BR e 0.17 s (DP= 0.04) em SNK, o que difere dos resultados apresentados por Gonçalves(2009), em que a 2ª fase do ciclo de nado (ALI MI+ ALE MS) foi a que apresentou a duração maior de 0.52 s e a menor duração correspondeu á fase de ALI MS + REC MI, com uma duração de 0.18 s.

1.2.2 Velocidade de deslocamento do CM das fases e Velocidade de Deslocamento do CM

No quadro seguinte são apresentados os valores de velocidade de deslocamento do CM por fase, para cada um dos nadadores estudados, bem como a velocidade de deslocamento do CM no ciclo de nado. Ambos os valores estão apresentados em m.s⁻¹.

Quadro 8 – Duração relativa das fases da técnica de bruços: acção lateral externa membros inferiores (ALE MI), acção descendente membros inferiores (AD MI), acção lateral interna membros inferiores (ALI MI) acção lateral externa dos membros superiores (ALE MS), acção lateral interna dos membros superiores (ALI MS) e recuperação dos membros superiores (REC MS) e recuperação dos membros inferiores (REC MI) no ciclo gestual de nado.

Sujeito	Variante	1	2	3	4	5	6	7	8	X \pm DP
ALE MI + AD MI	BR	0.65	0.71	1.03	0.48	0.48	1.03	0.99	1.17	0.82 \pm 0.27
	SNK	1.25	1.92	1.04	0.51	0.48	0.94	0.26	0.51	0.86 \pm 0.54
ALI MI+ ALE MS	BR	1.04	1.02	1.31	0.62	0.67	1.16	1.13	1.37	1.04 \pm 0.27
	SNK	1.64	2.25	1.34	0.65	0.76	1.11	0.73	0.69	1.15 \pm 0.57
ALE MS+ ALI MS	BR	1.45	1.44	1.71	0.91	1.04	1.51	1.44	1.68	1.40 \pm 0.28
	SNK	2.08	2.73	1.73	0.88	0.23	1.46	0.80	0.97	1.36 \pm 0.80
ALI MS+ REC MI	BR	1.70	1.91	2.13	1.19	1.22	1.72	1.68	1.86	1.68 \pm 0.33
	SNK	2.38	3.15	2.12	1.09	0.54	1.62	0.67	1.18	1.59 \pm 0.90
REC MS+ ALE MI	BR	1.98	2.26	2.49	1.29	1.37	1.83	1.78	1.82	1.85 \pm 0.40
	SNK	2.63	3.41	2.42	0.95	1.43	1.71	0.35	1.34	1.78 \pm 0.99
Velocidade de Deslocamento do CM (m.s⁻¹)	BR									1.36 \pm 0.43
	SNK									1.35 \pm 0.36

A velocidade média de deslocamento do CM foi de 1.36 m.s⁻¹ em BR e de 1.35 m.s⁻¹ em SNK, havendo oscilações entre 0.82 m.s⁻¹ para a menor velocidade de deslocamento do CM em BR e 0.86 m.s⁻¹ para SNK, e 1.85 m.s⁻¹ para a maior velocidade de deslocamento do CM em BR e 1.78 para SNK.

De acordo com os valores resultados apresentados na tabela 3, verifica-se que em média a velocidade de deslocamento apresenta valores mais elevados na 5.ª fase (REC MS+ ALE MI) tanto para BR como para SNK, ou seja, durante a recuperação dos MS e acção lateral exterior dos MI; os valores médios mais baixos de velocidade encontram-se na 1.ª fase do ciclo de nado (ALE MI + AD MI), isto é, durante a extensão dos MI, igual para BR e SNK.

No estudo de Arellano *et al*, (2002), para a técnica de mariposa, verifica-se um aumento de velocidade durante a AD MI, sendo o pico máximo de velocidade

atingido quando o pé se encontra próximo de terminar esta fase, verificando-se outro pico de velocidade, na fase ascendente da pernada. No estudo efectuado por Persyn *et al.* (2000), os resultados são semelhantes aos nossos, e verifica-se também um aumento da velocidade de deslocamento do CM durante a rotação e elevação do tronco fora de água (no momento em que ocorre grande parte da propulsão de braços), e uma desaceleração acentuada durante a recuperação e extensão dos MI. No período correspondente à fase final da propulsão de braços e ao início da recuperação de braços, tanto no nosso estudo como no de Persyn *et al.* (2000), a velocidade mantém valores mais constantes, o que pode ser explicado pelo empurrar de uma massa de água para trás do corpo, que ajuda a evitar a desaceleração acentuada do CM. Na técnica de mariposa, a elevação dos MS acima da superfície da água, em combinação com a fase ascendente da pernada, provoca uma transferência de impulso mais propulsivo do que a acção dos braços, na técnica de bruços, consequentemente na mariposa a velocidade mantém-se mais constante durante todo o ciclo de nado (Persyn *et al.*, 2000).

Nos resultados observados por Silva (2001), verifica-se a existência de um pico de velocidade máxima durante a segunda parte de junção dos MS, que corresponde também, como no nosso estudo, à elevação do tronco fora de água; após esta fase verifica-se um decréscimo progressivo de velocidade durante a fase de recuperação, continuando a decrescer de um modo mais acentuado, até surgirem os valores mais baixos de velocidade durante a extensão dos MI. Para Chollet *et al.* (2004), num estudo efectuado com nadadores com bruços formal, o pico máximo de velocidade ocorre durante a ALI dos MI, havendo depois um decréscimo de velocidade até ao início da propulsão de braços, aumento de seguida até ao segundo pico de velocidade (menos notório que o anterior), atingido durante a ALI dos MS, decrescendo de uma forma acentuada até atingir o pico inferior de velocidade durante o final de recuperação de braços. De salientar que nas técnicas mais ondulatórias o decréscimo de velocidade não é tão acentuado como o verificado neste caso, com nadadores de bruços formal (Persyn & Colman, 1999). Na técnica de bruços com variante formal, a braçada e a pernada são

quase inteiramente responsáveis pela propulsão, enquanto nas variantes mais ondulatórias, a rotação do tronco e a ondulação do corpo são evidentes (Silva, 2001).

Também o mesmo autor verificou a existência de dois picos de velocidade do CM do corpo, um durante a acção da pernada (final da acção de junção dos MI, correspondente à ALI dos MI) e outro durante a acção da braçada (final da junção dos MS, o que corresponde à ALI dos MS).

Estes resultados são ainda evidenciados por outros autores: (i) o pico mais elevado da velocidade do CM do corpo obtido no decorrer da braçada, (Manley & Atha, 1992); (ii) a existência de dois picos mínimos da velocidade do CM do corpo: um durante a transição da pernada para a braçada (menos evidente nos nadadores que adoptam técnica de sincronização sobreposta), e outro durante a fase de recuperação dos MS (Vilas Boas, 1993); (iii) na variante plana o pico máximo de velocidade ocorre durante a segunda parte de junção dos MS, e a menor velocidade verifica-se durante a extensão de pernas, enquanto na variante ondulatória, a desaceleração ocorre durante a fase de recuperação, e como consequência a variação intracíclica da velocidade de deslocamento do CM aumenta cerca de 59.2% (Persyn & Colman, 1999).

1.3 Número de Strouhal

O número de Strouhal (St) é um número adimensional capaz de descrever um padrão de movimento oscilatório, com base na frequência gestual (Hz) multiplicada pela amplitude dos MI (dada pelo tornozelo) e dividida pela velocidade de nado. No quadro 9 apresentam-se os resultados efectuados pela amostra pertencente ao estudo.

Quadro 9- Frequência Gestual (Hz), amplitude dos MI (m) e número de Strouhal para as duas situações de nado, Bruços sem snorkel e Bruços com snorkel.

Sujeito	FG(Hz)		Amplitude MI(m)		Nº Strouhal	
	BR	SNK	BR	SNK	BR	SNK
1	0.80	0.75	0.12	0.11	0.27	0.23
2	0.69	0.68	0.10	0.08	0.27	0.30
3	0.84	0.84	0.10	0.15	0.28	0.28
4	0.89	0.52	0.13	0.12	0.53	0.41
5	0.74	0.79	0.12	0.10	0.49	0.57
6	0.43	0.75	0.11	0.11	0.38	0.79
7	0.72	0.88	0.18	0.14	0.78	0.90
8	0.54	0.82	0.10	0.12	0.30	0.76
X±DP	0.71±0.15	0.75±0.11	0.12±0.03	0.12±0.02	0.41±0.18	0.53±0.26

Para a amostra em estudo foi encontrado o valor médio para o número de Strouhal igual a 0.41 em BR e 0.53 para SNK, com oscilações entre 0.23 para o sujeito1 (valor mais baixo) e 0.90 para o sujeito 7 (valor mais elevado), com uma amplitude média de 0.12 m na condição BR e 0.12 na condição SNK para amplitudes compreendidas entre 0.08 m para o sujeito 2 e 0.18 m para o sujeito 7.

O St funciona como uma frequência adimensional, tal como o coeficiente de arrasto funciona como um arrasto adimensional. A relação entre o St e o número de Reynolds, em corpos não-oscilante, é diferente e muito específica em função da forma corporal. A velocidade de nado em peixes, medida em m.s^{-1} , aumenta de uma forma rectilínea em função da frequência de batimento caudal (Hz). A máxima frequência de batimento está relacionada com o comprimento, mostrando que os valores mais elevados normalmente correspondem a comprimentos menores. A frequência de batimento oscila entre 1.5 Hz e 10 Hz e a velocidade de nado entre 0.8 e 6.5 m.s^{-1} (Videler, 1993).

Videler e Kamermans (1985) observaram as diferenças existentes entre o batimento ascendente e descendente dos golfinhos e verificaram que o batimento descendente provoca mais impulso que o batimento ascendente, o que pode ser explicado devido ao aumento do arrasto durante a acção ascendente. Ungerechts *et al.* (1998) consideram que enquanto a velocidade de nado dos golfinhos aumenta em função da frequência de batimento, a amplitude e a frequência do batimento de pernas são independentes.

Quadro 10 - Correlação de Pearson (r) entre o St e a VCM, a amplitude do batimento dos MI e a FG, na condição de **bruços sem snorkel(BR)**.

		VCM(m.s ⁻¹) BR	Amplitude MI BR
St BR	r	-.783*	.921**
	p	.021	.001

*Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.05$.

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

Correlacionando o St para a condição BR com a amplitude e frequência de batimento, e a velocidade de deslocamento do CM, verificamos uma correlação negativa entre a velocidade de deslocamento do CM e o St ($r = -0.783$, $p = 0.021$), indicando que quanto mais eficiente o nadador, menor o nº de strouhal e consequentemente maior a velocidade do centro de massa na condição de bruços sem snorkel(BR). Na correlação entre a amplitude de batimento e o St apresentam-se valores estatisticamente significativos ($r = 0.921$, $p = 0.001$), o que significa que quanto maior a amplitude de batimento dos MI, maior será o St, e consequentemente menor será a eficiência de nado.

Quadro 11- Correlação de Pearson (r) entre o St e a VCM, a amplitude do batimento dos MI e a FG, na **situação de bruços com snorkel (SNK)**.

		VCM(m.s ⁻¹) SNK
St SNK	r	-.830*
	p	.011

*Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.05$.

Correlacionando o St para a condição SNK com a amplitude e frequência de batimento, e a velocidade de deslocamento do CM, verificamos uma correlação negativa entre a velocidade de deslocamento do CM e o St ($r=-0.830$, $p= 0.011$), indicando que quanto mais eficiente o nadador, maior a velocidade do centro de massa na condição de bruços com snorkel (SNK).

No estudo de Arellano *et al.* (2003) verificou-se, tal como o nosso estudo, que o St é muito condicionado pela velocidade de deslocamento do CM e pela frequência de batimento, uma vez que existem diferenças estatisticamente significativas entre a velocidade e a FG dos nadadores, o que não acontece com a amplitude de batimento, indicando que um número de Strouhal menor, corresponde a velocidades maiores e a melhores desempenhos de nado. O número de Strouhal varia para peixes e golfinhos entre 0.25 e 0.35, de acordo com a teoria de Triantafyllou e Triantafyllou (1995), para situações de máxima eficiência. De acordo com alguns estudos efectuados em animais, a maior eficiência do movimento é atingida com um número de Strouhal situado entre 0.2 e 0.4 (Arellano *et al.*, 2002). Mais recentemente Fish e Rohr (1999), definem como valores de referência para golfinhos, um número de Strouhal entre 0.20 e 0.37.

Urgerechts *et al.* (1998) fizeram referência ao número de Strouhal num estudo em que comparam nadadores de mariposa e golfinhos, e onde constataram que os valores de St para humanos encontram-se próximos de 1.35, valores quatro vezes superiores aos obtidos nos golfinhos, enquanto Arellano *et al.* (2002) obtiveram para mariposistas de nível internacional valores de St iguais a 0.79 e para nadadores de categoria inferior valores de 0.95 para amplitudes de batimentos iguais a 0.62. Estes resultados foram semelhantes aos encontrados pelo mesmo autor e colaboradores em 2003, também para a técnica de mariposa, onde para os nadadores de nível internacional o St foi igual a 0.81 e para nadadores de nível de categoria inferior valores de St de 0.95.

De salientar que os valores encontrados para a nossa amostra (valores médios de $St=0.41$ BR e $St= 0.53$ SNK) são mais aproximados daqueles valores evidenciados para os peixe e golfinhos (Triantafyllou & Triantafyllou, 1995; Fish & Ror, 1999, Arellano *et al.*, 2002), do que para os valores encontrados para

outros nadadores, o que poderá corresponder a movimentos ondulatórios do corpo mais próximos daqueles que são apresentados pelos peixes e golfinhos.

1.4 Análise de Fourier

Partindo do pressuposto que o padrão do movimento vertical dos segmentos corporais dos nadadores de elite é, em grande parte, definido por duas frequências fundamentais e seus harmônicos (Sanders *et al.*, 1995), é sugerido que os nadadores de elite apresentam um padrão de movimento semelhante a uma onda harmônica (Ungerechts, 1982; Thornton, 1984). Assim foi efectuada a análise de Fourier para determinar a frequência, amplitude, potência e as características da ondulação vertical dos segmentos do corpo, tendo como base o Harmónico 1 (H1) e o Harmónico 2 (H2) das frequências fundamentais de fourier.

1.4.1 Frequência e Período no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2)

A frequência indica o número de ocorrências completas de uma onda num determinado intervalo de tempo, enquanto o período corresponde ao tempo que se demora até que uma onda seja criada. Desse modo, a frequência é o inverso do período.

Quadro 12- Frequências da onda no 1º Harmónico (H1) e 2º Harmónico (H2) para todos os nadadores pertencentes á amostra na condição **bruços sem snorkel(BR)** e **bruços com snorkel(SNK)**.

	BR		SNK	
Segmentos Corporais	H1	H2	H1	H2
X±DP	0.76±0.06	1.52±0.11	0.78±0.07	1.56±0.15

Observando o quadro 12, constatamos que a frequência apresenta valores médios semelhantes para as duas condições de nado (BR e SNK) em H1 e H2. Na frequência fundamental de Fourier (H1), a frequência apresenta valores próximos de 0.76 Hz para todos os nadadores em BR e 0.78 Hz em SNK, ou seja, em cada segundo apenas está apresentada 0.76 ou 0.78 partes de uma

oscilação. Em H2, a frequência apresenta valores médios de 1.52 Hz em BR e 1.56 Hz em SNK.

Quadro 13 – Período de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2) para todos os nadadores na condição **Bruços sem Snorkel (BR)**.

Segmento Corporal	H1							
	Suj 1	Suj 2	Suj 3	Suj 4	Suj 5	Suj 6	Suj 7	Suj 8
Vértex	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Cervical	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Ombro	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Tronco	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Anca	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Joelho	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Tornozelo	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Dedo do Pé	1.28 s	1.47 s	1.49 s	1.18 s	1.33 s	1.28 s	1.27 s	1.32 s
Segmento Corporal	H2							
	Suj 1	Suj 2	Suj 3	Suj 4	Suj 5	Suj 6	Suj 7	Suj 8
Vértex	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Cervical	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Ombro	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Tronco	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Anca	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Joelho	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Tornozelo	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s
Dedo do Pé	0.64 s	0.73 s	0.74 s	0.59 s	0.67 s	0.64 s	0.63 s	0.66 s

No que concerne ao período na condição BR, em H1 existe uma ligeira variação entre nadadores, sendo que o sujeito 3 é aquele que precisa de mais tempo até que seja formada a onda (1.49 s); e o sujeito 4 (1.18 s) aquele cuja

onda se forma mais rapidamente. Estes resultados de H1 são semelhantes aos dos de H2, onde se verifica que o sujeito 3 (0.74 s) é o que demora mais tempo até que seja formada a onda e, o sujeito 4 (0.59 s) aquele em que mais rapidamente se forma a oscilação.

Quadro 14 – Período de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2) para todos os nadadores na condição **Bruços com Snorkel (SNK)**.

Segmento Corporal	H1							
	Suj 1	Suj 2	Suj 3	Suj 4	Suj 5	Suj 6	Suj 7	Suj 8
Vértex	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Cervical	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Ombro	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Tronco	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Anca	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Joelho	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Tornozelo	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Dedo do Pé	1.32 s	1.49 s	1.35 s	1.08 s	1.28 s	1.30 s	1.25 s	1.27 s
Segmento Corporal	H2							
	Suj 1	Suj 2	Suj 3	Suj 4	Suj 5	Suj 6	Suj 7	Suj 8
Vértex	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Cervical	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Ombro	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Tronco	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Anca	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Joelho	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Tornozelo	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s
Dedo do Pé	0.66 s	0.75 s	0.68 s	0.54 s	0.64 s	0.65 s	0.63 s	0.63 s

No que concerne ao período na condição SNK em H1 existe uma ligeira variação entre nadadores, sendo que o sujeito 2 é aquele que precisa de mais tempo até que seja formada a onda (1.49 s); e o sujeito 4 (1.08 s) aquele cuja onda se forma mais rapidamente. Estes resultados de H1 são semelhantes aos dos de H2, onde se verifica que o sujeito 2 (0.75 s) é o que demora mais tempo até que seja formada a onda e, o sujeito 4 (0.54 s) aquele em que mais rapidamente se forma a oscilação.

Quadro 15 – Média e Desvio Padrão ($X \pm DP$) para o período de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2) para todos os nadadores e todos os segmentos corporais na condição **BR e SNK**.

	BR		SNK	
Segmentos Corporais	H1	H2	H1	H2
$X \pm DP$	1.33 ± 0.11	0.66 ± 0.05	1.29 ± 0.12	0.65 ± 0.06

Através da análise do quadro 15, podemos verificar que a condição BR apresenta valores médios superiores em H1 e H2 em comparação com a condição SNK, desta forma podemos concluir que na condição BR a onda demora mais tempo a ser formada do que na condição SNK.

1.4.2 Amplitude de ondulação no primeiro e segundo harmónico (H1 e H2)

Quadro 16- Amplitude (m) dos movimentos dos nadadores em estudo na condição de **bruços sem snorkel(BR) e bruços com snorkel(SNK)**.

BR(H1+ H2)								
Segmento Corporal	Vértex	Cervical	Ombro	Tronco	Anca	Joelho	Tornozelo	Dedo do Pé
$X \pm DP$	0.72 ± 0.49	0.32 ± 0.19	0.18 ± 0.08	0.06 ± 0.03	0.03 ± 0.01	0.10 ± 0.02	0.12 ± 0.03	0.14 ± 0.04

SNK(H1+H2)								
Segmento Corporal	Vértex	Cervical	Ombro	Tronco	Anca	Joelho	Tornozelo	Dedo do Pé
$X \pm DP$	0.71 ± 0.59	0.28 ± 0.15	0.17 ± 0.07	0.04 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.10 ± 0.03	0.12 ± 0.02	0.15 ± 0.04

No quadro 16 estão apresentados, respectivamente, os valores da análise de Fourier de amplitude para o primeiro e segundo harmónicos (H1 e H2) e os valores de amplitude de movimento para o sinal original na condição BR e SNK. De salientar que a amplitude de movimento produzido pelo sinal original foi bastante superior à amplitude de ondulação proveniente da análise de Fourier (entre duas a quatro vezes superior), o que se verificou também no estudo de Sanders *et al.* (1998). De referir que este valor superior, no sinal original, ocorre uma vez que o coeficiente de Fourier é equivalente a metade do deslocamento, a partir da posição de equilíbrio até à máxima ondulação (Sanders *et al.*, 1998)

A amplitude média na condição BR é superior à condição SNK excepto no segmento corporal referente ao dedo do pé (0.14 m BR e 0.15m SNK). Em BR os valores de amplitude média mais elevado encontram-se no vértex (0.72m) e cervical(0.32m), tal como na condição SNK, vértex(0.71m) e cervical(0.28m). Os valores mais baixos encontram-se nas duas condições na anca(0,03 m BR e 0.02 m SNK) e tronco(0.06 m BR e 0.04 m SNK) respectivamente.

Estes valores, de amplitude de Fourier, são bastante superiores aos encontrados por Sanders *et al.* (1998) para nadadores de bruços, onde a amplitude maior para H1, em consonância com o verificado no nosso estudo, corresponde também à ondulação do vértex, no entanto com valores bastante inferiores (0.11 m), e a menor amplitude verifica-se também na ondulação da anca (0.019 m). Neste mesmo estudo, para H2, os segmentos com maior e menor amplitude são diferentes dos que ocorrem no nosso estudo; a maior amplitude verifica-se nos tornozelos (0.034 m) e a menor amplitude é encontrada no vértex (0.009 m) e nas ancas (0.009 m). Contrariamente ao definido por Thornton (1984), a ondulação da anca, quando comparada com a oscilação do vértex e da cervical, é bastante inferior.

O facto dos valores obtidos por Sanders *et al.* (1998) serem inferiores aos nossos, pode dever-se a um factor que pode justificar todas as diferenças nas amplitudes e características da onda, nomeadamente o facto de, ao contrário do autor, no nosso estudo termos utilizado o ponto intermédio do tronco como

factor determinante da ondulação do corpo (Ungerechts *et al.*, 2000a; Silva 2001).

Fazendo também a comparação com os resultados de Sanders *et al.* (1995), para nadadores de mariposa, tal como nos dados obtidos por nós, salienta-se que a maior amplitude em H1 ocorre também no vértex (0.082 m), e a menor amplitude na anca (0.025 m). Estes valores foram semelhantes para homens e mulheres, salientando-se, nos homens, uma maior amplitude de oscilação nos joelhos e nos tornozelos, tanto para H1 como para H2. Em circunstância da amplitude de ondulação do vértex e dos ombros ser afectada pelo facto da parte superior do corpo ser elevada acima da superfície da água, estes resultados são diferentes daquilo que seria de esperar. Quando o corpo se encontra na água, a força da gravidade e a flutuabilidade estão próximas de estar em equilíbrio, no entanto, a elevação da parte superior do tronco requer um trabalho mecânico que mude a energia potencial da parte superior do corpo. Seria de esperar que este trabalho adicional iria diminuir a eficiência energética do nadador, a não ser que o potencial acumulado pudesse ser utilizado de uma forma que contribuísse para a propulsão ou para a redução do arrasto (Sanders *et al.*, 1995).

Os mesmos autores, fazem referência ao facto de que a oscilação da anca ser menor que a oscilação dos outros segmentos corporais, pode ocorrer uma vez que um ponto perto da anca pode funcionar como um ponto pivô, fazendo com que o corpo se comporte melhor como um pêndulo do que como um elemento através do qual uma onda é transmitida, no entanto se tivermos em consideração a transmissão de uma onda no sentido céfalo-caudal, esta explicação não parece adequada.

Sanders *et al.* (1995) mostraram que o movimento ondulatório é definido por uma transmissão de energia sequencial ao longo do corpo, e os resultados mostram que uma onda de frequência equivalente a H1 se move constantemente desde o vértex até ao tornozelo durante o ciclo de nado, para nadadores de mariposa, e que uma onda de frequência semelhante a H2 se desloca desde a anca até ao tornozelo. Este aumento de amplitude de oscilação da anca até ao tornozelo sugere a acção de chicote característica

da pernada de mariposa. Ungerechts, (1982) sugere que existe uma forte evidência de que os nadadores de mariposa utilizam uma acção ondulatória semelhante à utilizada pelos peixes e golfinhos, e é provável que o aumento de energia que ocorre durante a elevação do tronco, seja transmitida ao longo do corpo como um movimento ondulatório que contribuiu para a obtenção de propulsão a partir da pernada.

Comparando os nadadores de mariposa (Sanders *et al.*, 1995) com os nadadores de bruços (Sanders *et al.*, 1998) verifica-se que, de um modo geral, tanto para H1 como para H2, a amplitude de ondulação entre os nadadores de bruços é menor do que entre os nadadores de mariposa. Isto indica que o movimento ascendente e descendente dos tornozelos, na técnica de bruços é menos vigoroso do que na técnica de mariposa. Este resultado é extremamente surpreendente devido às óbvias diferenças entre a pernada de bruços e de mariposa. Os brucistas recorrem a um movimento do pé, mais no plano horizontal do que no vertical, enquanto os mariposistas obtêm propulsão através da acção de chicote das pernas no plano vertical, o que faz com que haja uma aceleração da onda em H1 e H2, neste plano. A proibição de realizar uma vigorosa acção descendente durante a pernada de bruços, impede que o brucista obtenha vantagem da oportunidade de realizar uma acção de chicote no plano vertical.

Devido ao aumento da variação da amplitude de ondulação, as relações entre as características corporais e a performance na técnica de bruços, têm-se tornado menos evidentes. A amplitude de ondulação é considerada um bom critério para otimizar o estilo individual e para aconselhamentos técnicos (Persyn e Colman, 1999).

Quadro 17- Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H2 **Bruços sem Snorkel (BR)**.

		Amplitude (H2)
		Joelho
Velocidade de Deslocamento CMC (BR)	r	.908**
	p	.002

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

Quando correlacionamos a velocidade de deslocamento do CM (m.s^{-1}), com amplitudes de ondulação de Fourier para todos os segmentos corporais, nas duas frequências fundamentais (H1 e H2) na condição BR, apenas se verificam valores de significância em H2 (quadro 17).

Verifica-se uma correlação negativa entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude do joelho, ou seja, quanto menor a amplitude do joelho, maior será a velocidade de deslocamento do CM. Esta menor variação no joelho pode ser considerada um indicador de eficiência técnica, uma vez que condiciona a velocidade de deslocamento do CM do nadador.

Sanders *et al.* (1995) não encontraram correlações significativas entre a amplitude de nenhum segmento do corpo e a velocidade de deslocamento do CM.

Quadro 18- Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H1 **Bruços com Snorkel (SNK)**.

		Amplitude (H1)
		Ombro
Velocidade de Deslocamento CMC (SNK)	r	-.939**
	p	.001

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

Quando correlacionamos a velocidade de deslocamento do Cm (m.s^{-1}), com a

amplitude de ondulação de Fourier para todos os segmentos corporais, nas duas frequência fundamental (H1) na condição SNK(quadro 18), verificamos que existe uma correlação entre a amplitude do ombro e a velocidade de deslocamento do CM, ou seja, quanto menor a amplitude do ombro, maior será a velocidade de deslocamento do CM.

Quadro 19- Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H2 **Bruços com Snorkel(SNK)**.

		Amplitude (H2)
		Joelho
Velocidade de Deslocamento CMC (SNK)	r	.873**
	p	.005

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

Quando correlacionamos a velocidade de deslocamento do Cm ($m.s^{-1}$), com a amplitude de ondulação de Fourier para todos os segmentos corporais, nas duas frequências fundamentais (H2) na condição SNK(quadro 19), verificamos que existe uma correlação entre a amplitude do joelho e a velocidade de deslocamento do CM, ou seja, quanto menor a amplitude do joelho, maior será a velocidade de deslocamento do CM.

1.4.3 Contribuição da percentagem de potência do primeiro e do segundo harmónico (H1 e H2) na potência total da onda

Uma simples ondulação é caracterizada por uma elevada percentagem de potência contida nas frequências fundamentais de fourier. As contribuições de cada frequência para a potência do sinal ondulatório são apresentadas no quadro seguinte.

Quadro 20- Média e Desvio Padrão para a contribuição da percentagem de potência do 1º Harmónico (H1) na potência total da onda para todos os sujeitos da amostra.

Segmento Corporal	X± DP	
	BR	SNK
Vertex	51.58 ± 0.42	54.42 ± 0.41
Cervical	84.40 ± 0.11	87.74 ± 0.05
Ombro	91.64 ± 0.31	87.30 ± 0.11
Tronco	82.70 ± 0.14	64.14 ± 0.31
Anca	81.03 ± 0.29	61.80 ± 0.30
Joelho	85.49 ± 0.29	74.95 ± 0.31
Tornozelo	69.34 ± 0.09	61.46 ± 0.26
Dedo do Pe	65.57 ± 0.11	59.87 ± 0.28

De um modo geral, uma elevada percentagem da potência total da onda, está contida na frequência fundamental de Fourier (H1) para o ombro, cervical, joelho e tronco (quadro 20) na condição BR e para a cervical, ombro e joelho na condição SNK, o que poderá significar que a amplitude da cervical até ao joelho, correspondem a fases importantes para o movimento sinusoidal (Sanders *et al.*, 1995; Sanders, 1995).

Quadro 21- Média e Desvio Padrão para a contribuição da porcentagem de potência do 2º Harmônico (H2) na potência total da onda.

Segmento Corporal	X ± DP	
	BR	SNK
Vertex	9.97 ± 0.10	10.53 ± 0.05
Cervical	8.03 ± 0.05	8.07 ± 0.04
Ombro	2.91 ± 0.03	3.20 ± 0.03
Tronco	5.65 ± 0.07	9.05 ± 0.10
Anca	9.21 ± 0.07	15.77 ± 0.10
Joelho	11.64 ± 0.06	10.59 ± 0.07
Tornozelo	19.77 ± 0.10	16.31 ± 0.13
Dedo do Pe	20.53 ± 0.12	17.47 ± 0.14

A frequência fundamental de Fourier (H2) encontra-se contida com valores mais elevados tanto para BR como para SNK no dedo do pé, seguidamente do tornozelo, joelho (BR), anca (SNK).

Na tentativa de correlacionar a potência e a amplitude para as frequências fundamentais de Fourier (H1 e H2) nas condições BR e SNK, verificamos que não existia qualquer correlação entre estas variáveis, logo os dados foram retirados da apresentação e discussão dos resultados.

Quadro 22 – Correlação de Pearson (r) entre a amplitude de H1 na situação de Bruços com snorkel e sem snorkel.

		Média da Amplitude H1 (BR)	Média da Amplitude H1 (SNK)
Média da Amplitude H1 (BR)	r		.894**
	p		.003
Média da Amplitude H1 (SNK)	r	.894**	
	p	.003	

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

Efectuando também uma correlação entre a amplitude de H1 e a condição BR e SNK, para um nível de significância de 0,01, verifica-se que existe correlação entre a média da amplitude H1 na condição SNK, com a média da amplitude H1 em BR, o que não se verificou na amplitude de H2.

Quadro 23 – Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a contribuição de potência de cada segmento corporal, nas frequências fundamentais de Fourier (H2) na situação de **bruços sem snorkel(BR)**.

		% da Potência (H2)							
		Vértex	Cervical	Ombro	Tronco	Anca	Joelho	Tornozelo	Dedo Pé
Velocidade de Deslocamento CM (BR)	r	-.403	-.113	-.277	-.485	-.178	.896**	-.627	-.373
	p	.322	.790	.507	.223	.673	.003	.096	.363

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

Após a tentativa de correlacionar a frequência de Fourier (H1) e a velocidade de deslocamento do CM na condição BR, ao qual não podemos retirar resultados significativos. Através da análise do quadro 19 onde são apresentados valores de correlação entre a percentagem de potência contida em cada um dos segmentos corporais, para a frequência de Fourier (H2) e a velocidade de deslocamento do CM, para um nível de significância de 0.01, verifica-se uma correlação entre a velocidade de deslocamento do CM e o

joelho, ou seja, parece-nos que a percentagem de potência contida no joelho é determinante para a velocidade de deslocamento do CM.

Quadro 24 – Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a contribuição de potência de cada segmento corporal, nas frequências fundamentais de Fourier H1 e H2) na condição de bruços com snorkel(SNK).

		% da Potência (H1)							
		Vértex	Cervical	Ombro	Tronco	Anca	Joelho	Tornozelo	Dedo Pé
Velocidade de Deslocamento CM (SNK)	r	-.605	-.492	-.927**	-.421	-.278	.851**	.124	.502
	p	.112	.215	.001	.299	.504	.007	.770	.205

**Valores estatisticamente significativos para $p \leq 0.01$

No quadro 24 são apresentados valores de correlação entre a percentagem de potência contida em cada um dos segmentos corporais, para a frequência de Fourier (H1) e a velocidade de deslocamento do CM na condição SNK, para um nível de significância de 0.01, verifica-se uma correlação entre a velocidade de deslocamento do CM e o ombro, ou seja, parece-nos que a percentagem de potência contida no ombro é determinante para a velocidade de deslocamento do CM, sendo que a frequência de Fourier (H2) não apresentou resultados significativos.

Quadro 25 – Correlação de Pearson (r) entre o harmónio médio de H1 e H2 com a velocidade de deslocamento do CM na condição de **bruços sem snorkel (BR)**.

		Média da Amplitude H1 (BR)	Média da Amplitude H2 (BR)
Velocidade de Deslocamento CM (BR)	r	-.829*	-.515
	p	.011	.191

No quadro 25 são apresentados valores da correlação entre o harmónio médio da amplitude de H1 e H2 com a velocidade de deslocamento do CM na condição BR, para um intervalo de confiança de 0.01, verifica-se uma

correlação negativa (-829) entre a velocidade de deslocamento do CM em BR com a média da amplitude no 1º harmónico(H1), sendo que a frequência de Fourier (H2) não apresentou resultados significativos.

Quadro 26 – Correlação de Pares entre a média da amplitude de H1 e H2 e a média da potência, na condição de BR e SNK.

		N	Correlação	Sig.
1	Média da Amplitude H1 Bruços & Média da Amplitude H1 Snorkel	8	,894	,003
2	Média da Amplitude H2 Bruços & Média da Amplitude H2 Snorkel	8	,629	,095
3	Média da Potência H1 Bruços & Média da Potência H1 Snorkel	8	,286	,493
4	Média da Potência H2 Bruços & Média da Potência H2 Snorkel	8	,069	,871

No quadro 26 são apresentados valores da correlação entre a média da amplitude H1 e H2 e a média da potência, na condição de BR e SNK. Através dos resultados verifica-se correlação apenas entre a média da amplitude H1 na condição BR e média da amplitude H1 na condição SNK.

Quadro 27 – Comparação entre a amplitude e potência no 1º harmónico (H1) e no 2º harmónico(H2) nas duas condições de nado-bruços sem snorkel(BR) e bruços com snorkel(SNK).

		Média	Desvio Padrão	Std. Error Mean	Diferenças com intervalo de confiança de 95%		t	df	Si(2-tailed)
					Inferior	Superior			
1	Média da Amplitude H1 Bruços - Média da Amplitude H1 Snorkel	-.73750	4.59976	1.62626	-4.58299	3.10799	-.453	7	.664
2	Média da Amplitude H2 Bruços - Média da Amplitude H2 Snorkel	-1.42625	10.46406	3.69960	-10.17442	7.32192	-.386	7	.711
3	Média da Potência H1 Bruços - Média da Potência H1 Snorkel	7.52000	18.83927	6.66069	-8.23002	23.27002	1.129	7	.296
4	Média da Potência H2 Bruços - Média da Potência H2 Snorkel	-.27250	5.23541	1.85100	-4.64941	4.10441	-.147	7	.887

No quadro 27 são apresentados valores da comparação entre a amplitude e a potência para a frequência de Fourier de H1 e H2, nas duas condições de nado BR e SNK. Através dos resultados verifica-se que não existem diferenças significativas para nenhuma variável.

CAPITULO V: CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

Como conclusões fundamentais em resposta às questões formuladas inicialmente verificou-se, no que concerne à caracterização biomecânica semi-quantitativa e espaço temporal, que:

A velocidade média de deslocamento do CM foi de 1.36 m.s^{-1} em BR e de 1.35 m.s^{-1} em SNK, apresentando valores mais elevados na 5.^a fase (REC MS+ ALE MI) tanto para BR como para SNK, ou seja, durante a recuperação dos MS e acção lateral exterior dos MI; os valores médios mais baixos de velocidade encontram-se na 1.^a fase do ciclo de nado (ALE MI + AD MI), isto é, durante a extensão dos MI, igual para BR e SNK. Assim conclui-se que na fase correspondente à extensão dos MI vai ser necessário um acréscimo do trabalho necessário para manter uma velocidade média dentro do ciclo gestual.

Em média, os nadadores, durante um ciclo completo de MS, percorrem uma distância de 1.47 m.c^{-1} (DP=0.44) na condição BR e 1.22 m.c^{-1} (DP=0.44) na condição SNK, com uma frequência gestual de 43.32 ciclos por unidade de tempo (DP=9.21) em BR e 45.34 ciclos por unidade de tempo em SNK e um índice de nado correspondente a 1.56 em BR e 1.19 em SNK.

Relativamente às características das componentes do movimento ondulatório, às diferenças existentes entre nadadores e à influência da onda na eficácia de nado, conclui-se que:

A frequência apresenta valores médios semelhantes para as duas condições de nado (BR e SNK) em H1 e H2.

Na frequência fundamental de Fourier (H1), a frequência apresenta valores próximos de 0.76 Hz para todos os nadadores em BR e 0.78 Hz em SNK, ou seja, em cada segundo apenas está apresentada 0.76 ou 0.78 partes de uma oscilação. Em H2, a frequência apresenta valores médios de 1.52 Hz em BR e 1.56 Hz em SNK.

Em média os nadadores da nossa amostra demoram 1.33 s a formar a onda em BR e 1,29 s em SNK, e em média, por cada segundo são representados 0.76 Hz do total da oscilação em BR e 0.78 Hz em SNK.

A amplitude de ondulação do sinal original é bastante superior à amplitude de ondulação proveniente da análise de fourier, o que ocorre devido ao coeficiente de fourier ser equivalente a metade do deslocamento, a partir da posição de equilíbrio até à máxima ondulação. A amplitude de ondulação de H1 é superior à de H2 para todos os segmentos corporais. A amplitude média na condição BR é superior á condição SNK excepto no segmento corporal referente ao dedo do pé (0.14 m BR e 0.15m SNK). Em BR os valores de amplitude média mais elevado encontram-se no vértex (0.72m) e cervical (0.32m), tal como na condição SNK, vértex (0.71m) e cervical(0.28m).Os valores mais baixos encontram-se nas duas condições na anca (0,03 m BR e 0.02 m SNK) e tronco(0.06 m BR e 0.04 m SNK) respectivamente.

A velocidade de deslocamento do CM ($m.s^{-1}$), com a amplitude de ondulação de Fourier para todos os segmentos corporais, nas duas frequências fundamentais (H1 e H2) na condição BR, apenas se verificam valores de significância em H2,verificando-se uma correlação negativa entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude do joelho, ou seja, quanto menor a amplitude do joelho, maior será a velocidade de deslocamento do CM. Esta menor variação no joelho pode ser considerada um indicador de eficiência técnica, uma vez que condiciona a velocidade de deslocamento do CM do nadador. Através da correlação da velocidade de deslocamento do Cm ($m.s^{-1}$), com a amplitude de ondulação de Fourier para todos os segmentos corporais, nas duas frequência fundamental (H1) na condição SNK existe uma correlação entre a amplitude do ombro e a velocidade de deslocamento do CM, ou seja, quanto menor a amplitude do ombro, maior será a velocidade de deslocamento do CM, por outro lado nas duas frequências fundamentais (H2) na condição SNK, verificamos que existe uma correlação entre a amplitude do joelho e a

velocidade de deslocamento do CM, ou seja, quanto menor a amplitude do joelho, maior será a velocidade de deslocamento do CM.

Uma elevada percentagem da potência total da onda, está contida na frequência fundamental de Fourier (H1) para o ombro, cervical, joelho e tronco na condição BR e para a cervical, ombro e joelho na condição SNK, o que poderá significar que a amplitude da cervical até ao joelho, correspondem a fases importantes para o movimento sinusoidal. A frequência fundamental de Fourier (H2) encontra-se contida com valores mais elevados tanto para BR como para SNK no dedo do pé, seguidamente do tornozelo, joelho (BR), anca (SNK).

A percentagem de contribuição de potência de cada segmento corporal tem influência na velocidade de deslocamento do CM para a frequência de Fourier (H2) na condição BR, logo a percentagem de potência contida no joelho é determinante para a velocidade de deslocamento do CM. No que concerne à correlação entre a percentagem de potência contida em cada um dos segmentos corporais, para a frequência de Fourier (H1) e a velocidade de deslocamento do CM na condição SNK existe uma correlação entre a velocidade de deslocamento do CM e o ombro, ou seja, parece-nos que a percentagem de potência contida no ombro é determinante para a velocidade de deslocamento do CM.

O valor médio para o número de Strouhal encontrado para a nossa amostra foi igual a 0.41 em BR e 0.53 para SNK valor semelhante ao correspondente à maior eficiência do movimento para peixes e golfinhos, o que poderá corresponder a movimentos ondulatórios do corpo mais próximos daqueles que são apresentados pelos peixes e golfinhos e mais eficientes. Este dado correlaciona-se positivamente com a amplitude de batimento, ou seja, quanto maior a amplitude de batimento dos MI, maior será o St e consequentemente menor será a eficiência de nado.

CAPITULO VI: RECOMENDAÇÕES FUTURAS

RECOMENDAÇÕES FUTURAS

Na tentativa de melhor esclarecer a dinâmica da onda e das suas componentes parece-nos oportuno seguir algumas linhas de investigação futuras, nomeadamente:

- Verificar as diferenças entre as características ondulatórias e a influência destas na eficiência técnica para uma amostra mista, de modo a verificarmos se a onda apresenta o mesmo desempenho em nadadores de géneros diferentes;
- Analisar as diferenças entre as características ondulatórias na técnica de mariposa, através dos constrangimentos provocados pela utilização do snorkel Aquatrainer, na alteração do padrão do de deslocamento ondulatório.
- Realizar a análise a nadadores com menor performance e/ou resultado desportivo, nadadores de elite do género feminino, nadadores de elite internacionais finalistas em Jogos Olímpicos ou Campeonatos do Mundo.
- Todas as propostas acima apresentadas deverão ser aplicadas utilizando uma amostra mais ampla de modo a ser mais credível e se possível com nadadores de várias nacionalidades, a fim de verificar qual o padrão de nado que corresponde a selecções com a melhor eficácia técnica.

CAPITULO VII: REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abdel-Aziz YI, Karara HM.(1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. In: ASP Symposium on Close-Range Photogrammetry. Falls Church: *American Society of Photogrammetry*. Urbana, Illinois;. p. 1-18
- Abrantes, J (1997). Biomecânica. *Edições da Faculdade de Motricidade Humana*. Lisboa.
- Almeida, L (1993). Teorias da Inteligência. Porto. *Edições Jornal de Psicologia*.
- Aleyev YC. (1977).Nekton. The Hague.
- Alves, J (1995a). Processamento da informação e inteligência. *Edições da Faculdade de Motricidade Humana*. Lisboa.
- Alves, F (1995b). Economia de nado e prestação competitiva. Determinantes mecânicas e metabólicas nas técnicas alternadas. *Dissertação de Doutoramento em Motricidade Humana na especialidade de Ciências do Desporto*. Lisboa:UTL – FMH.
- Alves F(1996). Average resultant impulse per phase in swimming: a tool for technical analysis. In: Abrantes J (ed). XIV International Symposium on Biomechanics in Sports. Lisboa: *Edições da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa*; p. 281-284.
- Arellano, R (1993). El Control Y evaluacion del entrenamiento; el control y evaluacion de la técnica. *Federaction Española Natacion. Escuela Nacional de Entrenadores* .Gandia.
- Arellano R, Brown P, Cappaert J, Nelson RC.(1994). Analysis of 50, 100 and 200m freestyle swimmers at the 1992 Olympic Games. *Journal of Applied Biomechanics*.; 10: 189-199.

Arellano R (1999). Vortices and propulsion. In: Sanders R, Linsten J (eds). *Swimming. Applied Proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports*. Perth: *Scholl of Biomedical and Sports Science*; p. 53-66.

Barbosa, T (2000). *Caracterização Biofísica da Técnica de Mariposa*. Série de Estudos, *Edição do Instituto Politécnico de Bragança*.

Barbosa, T, Silva, J, Sousa, F & Vilas-Boas, J (2003). Comparative study of the responses of kinematical variables from the hip and the centre of mass in butterflyers. In: Chatard J-C (ed). *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. pp. 93-98. *Saint-Étienne Publications de l'Université de Saint-Étienne*.

Barbosa, T (2005). Bioenergetical and Biomechanical characterisation of butterfly stroke. *Tese de Doutoramento*, Porto.

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

Barbosa, T, Keskinen, K, Fernandes, R, Colaço, P, Carmo, C, Vilas-Boas, J (2005b). Relationships between energetic, stroke determinants and velocity in butterfly. *Internacional Journal of Sports Medecine*. 26: 1-6.

Barbosa, T, Keskinen, K, Fernandes, R, Colaço, P, Carmo, C, Silva J, Vilas-Boas, J (2006). Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *International Journal of Sports Medicine*. 27: 894 – 899.

Barbosa, T, Keskinen KL, Fernandes, RJ, Vilas-Boas JP (2008). The influence of stroke mechanics into energy cost of elite swimmers. *European Journal Applied Physiology* 103: 139-149

Barbosa, T.; Silva, AJ; Reis, A.; Costa, M.; Garrido, N.; Policarpo, F.; Reis, V. (2010). Kinematical changes in swimming front crawl and breakstroke with the Aquatrainer snorkel. *European Journal of Applied Physiology*.

Bassett, DR, Merrill, PW, Nagle, FJ & Sampedro, R(1991) Rate of decline in blood lactate after cycling exercise in endurance-trained and untrained subjects. *Journal of Physiology* 70, 1816-1820.

Brigham, EO (1974). The Fast Fourier Transform (Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall).

Bompa, T (1983). Theory and Methodology of Training. Toronto. York University. Canada.

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

Campaniço, J. (1999). Observação Qualitativa dos Movimentos Desportivos. *Dissertação de Doutoramento na Especialidade Educação Física e Desporto*. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro - Vila Real.

Chatard J.C. & B. Wilson (2003) "Drafting distance in swimming". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35 (7):1176-81.

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

Chollet D, Pelayo P, Tourney C & Sidney M.(1996). Comparative analysis of 100m and 200m events in the four strokes in top level swimmers. *Journal of Human Movement Studies*; 31:25-37

Chollet, D. (1997). Approche Scientifique de la Natation Sportive. *Editions Vigot. Paris*.

Chollet D, Tourny-Chollet C & Gleizes F. (1999). Evolution of coordination in the breaststroke in relation to velocity. In: Keskinen KL, Komi Pv, Hollander AP (eds.) *Swimming Science VIII*. Jyväskylä, Finland: University of Jyväskylä.; 29-32.

Changalur SN & Brown PL (1992). An analysis of male and female Olympic swimmers in the 200-meters events, *Can J Sport Sci* ;17 (2), pp. 104–109.

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

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

Colman, V. & Persyn, U. (1993). Diagnosis of the movement and physical characterisitcs leading to advice in breakstroke. *Continental corse in swimming for coaches*. Gelsenkirshen: FINA COI- DVS.

Costill DL, Maglischo EW & Richardson AB.(1992). Swimming. Oxford: *Black-Well Scientific Publications*.

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

Craig AB, Skehan PL, Pawelczyk JA & Boomer WL (1985). Velocity, stroke rate, and distance per stroke during elite swimming competition. *Medicine Science of Sports Exercise*;17: 625-634.

Craig AB, Boomer WL & Skehan PL (1988). Patterns of velocity in competitive breaststroke swimming. In: Ungerechts BE, Wilke K, Reischle K (eds). *Swimming Science V*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers; p.73-77.

D'Acquisto LJ, Costill DL, Gehlsen GM, Young WT & Lee G.(1988). Breaststroke economy, skill and performance: study of breaststroke mechanics using a computer based "Velocity-video" system. *Journal of Swim Research*; 4: 9-13.

Dal Monte A, Sardella F., Alippi B, Faina, M., Manetta A. (1994) A new respiratory valve for measuring oxygen uptake during swimming. *European Journal of Applied Physiology*; 69: 159-162.

DeLeva, P.(1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*; 29 (9): 1223-1230.

Demarie S; Sardella F; Billat V; Magini W, Faina M.(2001). The VO₂ slow component in swimming. *European Journal Applied Physiology*; 84(1-2):95-9.

Delextrat, A.,V. Tricot, *et al.*(2003). "Drafting during Swimming improves efficiency during subsequent cycling." *Medicine and Science in Sport and Exercise*; 35 (9): 1612-9.

DiPrampero P, Pendergast D, Wilson D, Rennie D.(1974) Energetics of Swimming in man. *Journal of Applied Physiology*; 37: 1-5.

Donskoi (1998) Biomecanica de los Ejercicios Físicos. *Edição Raduga* Moscu.

Doyon KH, Perrey S, Abe D, Hughson RL (2001) Field testing of VO₂peak in cross-country skiers with portable breath-by-breath system. *Canadian Journal Applied Physiology*; 26:1–11.

Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P (2004) Accuracy and reliability of a Cosmed K4b² portable gas analysis system. *Journal Science Medicine Sport* 7:11–22.

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

Elliot DF, Rao KR. (1982). Fast Transforms: Algorithms, Analyses and Applications. *Academic Press*.

Fernandes RJ, Keskinen KL, Colação P, Querido AJ, Machado LJ, Morais PA, Marinho DA, Vilas-Boas JP (2008) Time limit at VO₂max velocity in elite crawl swimmers. *International Journal Sports Medicine* (in press).

Fung YL. (1990). Biomechanics: Motion, flow stress and growth. New York. Berlin. Heidelberg: Springer.

Gonçalves, A. (2009). Análise das Características Ondulatórias da Técnica de Bruços. *Dissertação de Mestrado em Avaliação das Actividades Físicas Desportivas* (UTAD).

Gray J.(1936). Studies in animal locomotion VI. The propulsive power of the dolphin. *Journal of Experimental Biology*; 13: 192-199.

Grosser, M. & Newmaier, A. (1986). Técnicas de entrenamiento. Teoría e práctica de los deportes. *Ediciones Martinez Roca, S. A.*; Barcelona.

Hauswirth C, Bicard AX, Le Chevalier JM. (1997).The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise. *International Journal Sports Medicine* 18: 4449-453.

Hollander, A., De Groot, G., Van Ingen Schenau, G., Toussaint, H., De Best, H., Meulemans, A. & Schreurs, A. (1986). Measurements of active drag during crawl arm stroke swimming. *European Journal of Applied Physiology*, 33:95-103.

Holmer I (1972). Oxygen uptake during swimming in man. *Journal Applied Physiology*. 33(4): 502-509.

Holmer, I. (1974). Physiology of swimming man, *Acta Physiology Scandinavian*, (supl. 407).

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

Kent RM, Atha J.(1975). Intracycle kinematics and body configuration changes in breaststroke. In: Clarys J, Lewillie L (eds). *Swimming II*. University Park Press: Baltimore; p. 125-129.

Keskinen KL, Komi PV. (1993). Stoking characteristics of front crawl swimming during exercise. *Journal of Applied Physiology*.9: 219-226

Keskinen KL, Rodriguez FA, Keskinen OP (2003) Respiratory snorkel and valve system for breath-by-breath gas analysis in swimming. *Scand Journal Medicine Science Sports*;13:322–329.

Klentrou, PP, & Montpetit, RR (1992). Energetics of backstroke swimming in males and females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24. 371-375.

Maiolo C, Melchiorri G, Lacopino L, Masala S, De Lorenzo A (2003). Physical activity energy expenditure measured using a portable telemetric device in comparison with a mass spectrometer. *Br J Sports Med* 37: 445-447

Maglischo CW, Maglisho EW, Santos TR.(1987). The relationships between the forward velocity of the center of gravity and the forward velocity of the hip in the four competitive strokes. *Journal of Swimming Research* ; 11-17.

Manley PK, Atha J (1992). Intra-stroke velocity fluctuations in paced breaststroke swimming. In: MacLaren D, Reilly T, Lee A (eds). *Swimming Science V*. London, England: E & FN SPON.p.151-160.

Manno, R.(1991). Fundamentos do Entretenimento desportivo. Barcelona. Paidotribo.

Mason BR, Sweetenham WF, Anglim J. (1986). Intra-stroke velocity variations of elite Australian swimmers. In: ABS 5th Internacional Symposium of the *Biomechanics and Medicine in Swimming*. Bielefeld.

Mason BR, Patton SG, Newton AP. (1989). Propulsion in breaststroke swimming. In: Morrison WE (eds). *Proceedings of the VIIIth International Symposium of the Society of Biomechanics in Sports*. Melbourne: 257-267.

McLaughling JE, King GA, Howley ET, Basset DR Jr, Ainsworth BE. (2001). Validation of the Cosmed K4b² portable metabolic system. *International Journal Sports Medicine*; 22:280-284.

Montpetit RR.(1992).Physiologic and physical correlates of swimming performance. *Medicine Science Sports Exercise*; 24:1141-1146.

Lavoie & Montpetit (1986). Determination of a target time for the 400m free style swim from the evaluation of the functional maximal aerobic power (ABS). 5th *International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming*, Bielefeld.

Leblanc H, Seifert L, Chollet D (2009). Arm leg-coordination in recreational and competitive breaststroke swimmers. *Journal of Science and Medicine in Sport*; 12: 352-356.

Louro, H., Cardoso, J., Silva, A., Anguera, M., Oliveira, C. & Campaniço, J. (2009a). Observação do comportamento motor na técnica de mariposa: validação do instrumento de observação. In M. Vaz, P. Piloto & J. Campos (Eds.), *3º Congresso Nacional de Biomecânica – Sociedade Portuguesa de Biomecânica* 521-527. Bragança.

Louro, H. ; Garrido, N.; Ferraz, P.C; Marinho, D. ; Conceição, A.; Tolentino, J.; Barbosa, T.; Silva, A.J (2009). As técnicas simultâneas em natação pura desportiva: Modelo biomecânico, Modelo Técnico e Modelo de Ensino. Serviços Editoriais da UTAD, ISBN: 978-972-669-796-1. Depósito Legal: 256380/07.

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

Pelayo P, Sidney M, Kherif T, Chollet D, Tourny C. (1996). Stoking characteristics in freestyle swimming and relationships with anthropometric characteristics. *Journal of Applied Biomechanics*; 12: 197-206.

Pendergast D, Di Prampero P, Craig A, Wilson D, Rennie D. (1977). Qualitative analyses of the front crawl in men and women. *Journal of Applied Physiology*; 43(3): 457-479.

Persyn, U. (1974). Technisch-Hydrodynamische Benadering van de Bewegende-Mens-in-the-water. *Hermes (Leuven)*, 8: 33-136.

Persyn U., De Maeyer J., Vervaecke H. (1975). Investigation of hydromechanics determinants of competitive swimming strokes. In Lewillie L;

Persyn, U., Van Tilborgh, L., Daly, D., Colman, V., Vijfinkel, D.J., Verhetse, I D., (1988). Computerized evaluation and advice in swimming, in Ungerechts B; Wilke K; Reischle K (eds), *Swimming science V*, Champaign (Illinois): Human Kinetics, 341-350.

Persyn, U.; Colman, V. e Van Tilborg, L.(1992). Movement analysis of the flat and the undulate Breakstroke pattern. In: D. McLaren, T. Reilley e A. Lees(eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming VI*. 75-80. E & FN Spon. London.

Persyn, U., Colman, V. (1999). What are the best breaststrokers doing now? In R. Sanders and J. Linsten (eds.) *Applied Proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports: Swimming*. Perth Western Austrálie, 33-45.

Persyn, U., Colman, V. & Ungerechts, B. (2000). Diagnosis and advice in the undulating strokes requires information on global body flexibility and upper limb strength. In: R. Sanders, Y. Hong(Eds.), *Proceedings of XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports, Applied Program: application of biomechanical study in swimming*, pp. 88-95. China: The Chinese University of Hong Kong.

Piasenta, J. (2000) Aprender a Observar. Lisboa: edição Centro de Estudos e Formação Desportiva.

Pinnington HC, Wong P, Tay J, Green D, Dawson B.(2001). The level of accuracy and agreement in measures of FEO₂, FECO₂ and VE between the Cosmed K4b2 portable respiratory gas analysis system and metabolic cart. *Journal Science Medicine Sport*, 4(3):324-335.

Rennie, D., Pendergast, D. & Di Prampero, P. (1975). Energetics of swimming in man. In: J.P. Clarys, L. Lewillie (Eds.), *Swimming II*, pp. 97-104. Baltimore: University Park Press.

Reis A.(2002). Estudo piloto da variabilidade do padrão de execução técnica no decurso da prova de 400m livres em natação. [Dissertação de Mestrado não publicada, na especialidade de Treino de Alto Rendimento]. Porto: FCDEF-UP.

Riera, J. (1989). Aprendizaje de la Técnica e la Táctica Desportivas. Ed. Inde, Zaragoza.

Rosado, A. (1995). Observação e reacção à prestação motora. *Dissertação de Doutoramento*. Lisboa: UTL-FMH .

Rodriguez F (1999) Cardiorespiratory and metabolic field testing in swimming and water polo: from physiological concepts to practical methods. In: Keskinen KL, Komi PV, Hollander AP (eds) *Biomechanics and medicine in swimming VIII*. Gummerus Printing, Jyväskylä, pp 219–226.

Rodriguez FA, Keskinen KL, Kusch M, Hoffmann U (2008) Validity of a swimming snorkel for metabolic testing. *International Journal Sports Medicine* 29:120–128.

Ruiz L. (1994). Deporte y Aprendizaje. Procesos de adquisicion y desarrollo de habilidades. Madrid Visor.

Sanders RH, Cappaert, JM, Devlin, RK.(1995). Wave characteristics of butterfly swimming. *Journal of Biomechanics*; 28(1): 9-16.

Sanders RH.(1995) Can skilled performers readily change technique? An example, conventional to wave action breaststroke. *Human Movement Science*; 14: 665-679.

Sanders RH.(1996) Breaststroke technique variations among New Zealand Pan Pacific squad swimmers. In: Troup JP, Hollander AP, Strass D, Trappe SW, Cappaert JM, Trappe TA (eds): *Swimming Science VII*. London, England: E & FN SPON: 64-69.

Sanders R, Cappaert JM, Pease DL.(1998). Wave characteristics of Olympic breaststroke Swimmers. *Journal of Applied Biomechanics*; 14(1):40-51.

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

Soares, S., Fernandes, R. & Vilas-Boas, J. (2003). Analysis of critical velocity regression line data in junior swimmers. *J.C. Chatard. Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. 397-401. University of Saint-Etienne. Saint-Etienne.

Soares PM, Sousa F, Villas-Boas JP.(1999). Differences in breaststroke sybchronisation induced by different race velocities. In : Keskinen KL, Komi PV, Hollander AP (eds). *Swimming Science VIII*. Jyvaskyla, Finland : University of Jyvaskula ; 53-57.

Schleihau RE.(1979). A hydrodynamical analysis of swimming propulsion. In: Terauds J, Bedingfield EW (eds.), *Swimming III*. Baltimore: University Park Press. 1979: 70-109

Thornton KM. (1984).Learning from the the Olympians : Butterfly stroke rhythm. *Swimming World*; 28-30.

Thompson KG, Haljand R, MacLaren DP.(2000). An analysis of selected kinematics variables in national and elite male and female breaststroke swimmers. *Journal of Sports Science*; 18: 421-431.

Thompson KG, MacLaren DP, Less A, Atkinson G.(2002). Accuracy of pacing during breaststroke swimming using a novel device, The Aquapacer®. *Journal of Sports Science*; 20: 537-546.

Thompson KG, McLaren DP, Lees A, Atkinson G. (2003). The effect of even, positive and negative pacing on metabolic, kinematic and temporal variables during breaststroke swimming. *European Journal of Applied Physiology*; 88: 438-443.

Toussaint H, Meulemans A, De Groot G, Hollander AP, Schreurs A, Vervoorn K (1987).Respiratory valve for oxygen uptake measurement during swimming. *Eur J Appl Physiol* 56:363–366.

Toussaint HM, Hollander AP, De Groot G, Van Ingen Scheneau GJ, Vervoorn K, Best H, Meulemans T, Schreurs W.(1988). Measurements of efficiency in swimming man. In B.E. Ungerechts K, Reischle, Wilkie (eds). *Swimming Science*. Champaign: Human Kinetics;V: 45-52.

Tourny C (1992). Analyse des parametres biomecaniques du nageur de brasse de haut niveau. *Phd Thesis*. University of Montpellier, Montpellier.

Ungerechts BE (1982). A comparison of the movements of the rear parts of dolphins and butterfly swimmers. In: A.P. Hollander et al., *Biomechanics and medicine in swimming*. Champaign. Human Kinetics; 215-221.

Ungerechts BE.(1983). A comparison of the movements of the rear parts of dolphins anda butterfly swimmers. In: Hollander AP, Huijing PA, Groot G (eds). *Biomechanics and Medicine in Swimming*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers; 215-221.

Ungerechts BE.(1985). A description of the reactions of the flow to acceleration by an oscillating flexible shark model. In:Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC, Path AE (eds). *Biomechanics IX-B*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers; 429-496.

Ungerechts BE, Daly D, Zhu, JP. (1998). What dolphins tell us about hydrodynamics. *Journal of Swimming Research*; 13: 1-7.

Ungerechts BE, Persyn U, Colman V.(2000) Analysis of swimmin techniques using vortex traces. In: Sander R, Hong Y (eds). *Proceedings of XVIII Internationak Symposiun on Biomechanics in Sports, Applied Program: application of biomechanical study in swimming*. China: the Chinese University of Hong Kong;104-112.

Ungerechts BE, Persyn U, Colman V. (2000a). Diagnosis & Adiver in the Undulating Strokes. In: Sander R, Hong Y (eds). *Proceedings of XVIII Internationak Symposiun on Biomechanics in Sports, Applied Program: application of biomechanical study in swimming*. China: the Chinese University of Hong Kong;104-112.

Van Tilborgh L, Willems E, Persyn U.(1988). Estimation of breaststroke propulsion and resistance resultant impulses from film analysis. In: *Swimming Science V*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers; 67-72.

Vilas Boas JP, Silva J.(1993).Análise cinemática da técnica de bruços ondulatório com recuperação aérea dos membros superiores. In: Bento J, Marques A (eds). *A Ciência do Desporto, a Cultura e o Homem*. Porto: FCDEF-UP; 395-407.

Vilas-Boas JP.(1993) Caracterização Biofísica de três variantes da técnica de bruços. [Tese de Doutoramento em Ciências do Desporto, na especialidade de Biomecânica do Desporto]. Medisa – Edições e divulgações científicas. Porto: FCDEF-UP; .

Vilas-Boas JP, Cunha P, Figueiras T, Ferreira M, Duarte J. (1997). Movement analysis in simultaneously swimming technique. In: Daniel K, Hoffman U, Klauck J (eds). *ölnher Schwimmsporttage. Symposiumsbericht Sport Fahneman Verlag. Bockenem*;95-103.

Videler JJ. (1981). Swimming movements, body structure and propulsion. In: GC (eds). *Symposia of the Zoological Society of London* ; 48: 1-27.

Winter, D. (1990). Biomechanical and motor control of human movement. Chichester: John Wiley and Sons.

Wilkie D, Juba K. (1986). The Handbook of Swimming. London, England: Pelham Books. 1986.

Zhu J.(1996).Trunk rotations, body waving and kinanthropometric characteristics in the symmetrical swimming strokes. [Tese de Doutoramento em Educação Física]. Leuven: KU Leuven.

Zhu JP, Persyn U, Colman V. (1996). Screening of Kinanthropometric characteristics relevant for swimming strokes and style variants. Bericht Kolner Schwimmsporttage: 80-89.

CAPITULO VIII: ANEXOS

Frequências da onda no 1º Harmónico (H1) para todos os nadadores pertencentes á amostra
bruços sem snorkel.

Segmento Corporal	H1								
Vértex	<i>Suj 1</i>	<i>Suj 2</i>	<i>Suj 3</i>	<i>Suj 4</i>	<i>Suj 5</i>	<i>Suj 6</i>	<i>Suj 7</i>	<i>Suj 8</i>	<i>Suj 9</i>
Cervical	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
Ombro	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
Tronco	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
Anca	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
Joelho	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
Tornozelo	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
Dedo do Pé	0,78 Hz	0,68 Hz	0,67 Hz	0,85 Hz	0,75 Hz	0,78 Hz	0,79 Hz	0,76 Hz	1,00 Hz
H2									
Vértex	<i>Suj 1</i>	<i>Suj 2</i>	<i>Suj 3</i>	<i>Suj 4</i>	<i>Suj 5</i>	<i>Suj 6</i>	<i>Suj 7</i>	<i>Suj 8</i>	<i>Suj 9</i>
Cervical	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz
Ombro	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz
Tronco	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz
Anca	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz
Joelho	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz
Tornozelo	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz
Dedo do Pé	1,56 Hz	1,37 Hz	1,35 Hz	1,70 Hz	1,5 Hz	1,56 Hz	1,58 Hz	1,52 Hz	2, 00 Hz

Frequências da onda no 2º Harmónico (H2) para todos os nadadores pertencentes á amostra
bruços com snorkel.

Segmento Corporal	H1								
Vértex	<i>Suj 1</i>	<i>Suj 2</i>	<i>Suj 3</i>	<i>Suj 4</i>	<i>Suj 5</i>	<i>Suj 6</i>	<i>Suj 7</i>	<i>Suj 8</i>	<i>Suj 9</i>
Cervical	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
Ombro	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
Tronco	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
Anca	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
Joelho	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
Tornozelo	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
Dedo do Pé	0,76 Hz	0,67 Hz	0,74 Hz	0,93 Hz	0,78 Hz	0,77 Hz	0,80 Hz	0,79 Hz	1,04 Hz
H2									
Vértex	<i>Suj 1</i>	<i>Suj 2</i>	<i>Suj 3</i>	<i>Suj 4</i>	<i>Suj 5</i>	<i>Suj 6</i>	<i>Suj 7</i>	<i>Suj 8</i>	<i>Suj 9</i>
Cervical	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz
Ombro	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz
Tronco	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz
Anca	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz
Joelho	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz
Tornozelo	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz
Dedo do Pé	1,52 Hz	1,34 Hz	1,47 Hz	1,86 Hz	1,56 Hz	1,54 Hz	1,60 Hz	1,58 Hz	2,08 Hz

Amplitude(m) dos movimentos dos nadadores em estudo **bruços sem snorkel**.

Segmento Corporal	Suj 1	Suj 2	Suj 3	Suj 4	Suj 5	Suj 6	Suj 7	Suj 8	Suj 9	X ± DP
Vértex	0,218	0,1957	0,0679	0,947	1,340	1,205	0,801	0,965	2,78	0,94±0,83
Cervical	0,163	0,1546	0,2342	0,739	0,380	0,311	0,240	0,324	0,263	0,32±0,17
Ombro	0,068	0,0723	0,1425	0,303	0,248	0,217	0,213	0,174	0,145	0,17±0,08
Tronco	0,035	0,0663	0,0629	0,032	0,070	0,115	0,038	0,055	0,056	0,06±0,03
Anca	0,026	0,0330	0,0186	0,047	0,012	0,026	0,046	0,027	0,019	0,03±0,01
Joelho	0,133	0,0890	0,1078	0,111	0,078	0,077	0,082	0,101	0,050	0,09±0,03
Tornozelo	0,123	0,0971	0,1026	0,131	0,123	0,110	0,177	0,097	0,081	0,12±0,03
Dedo do Pé	0,189	0,1299	0,1411	0,152	0,104	0,136	0,200	0,094	0,137	0,14±0,03

Amplitude (m) dos movimentos dos nadadores em estudo **bruços com snorkel**

Segmento Corporal	Suj 1	Suj 2	Suj 3	Suj 4	Suj 5	Suj 6	Suj 7	Suj 8	Suj 9	X ± DP
Vértex	0,1966	0,1717	0,1982	0,1442	2,965	1,161	0,746	92,004	0,693	
Cervical	0,1343	0,1342	0,1857	0,587	0,356	0,265	0,249	0,307	0,173	
Ombro	0,0802	0,1007	0,0857	0,246	0,213	0,216	0,218	0,214	0,132	
Tronco	0,0493	0,0423	0,0307	0,024	0,043	0,067	0,057	0,037	0,045	
Anca	0,0203	0,0268	0,0136	0,040	0,015	0,019	0,015	0,045	0,006	
Joelho	0,1191	0,1085	0,1281	0,108	0,084	0,063	0,060	0,104	0,059	
Tornozelo	0,1085	0,0773	0,1506	0,124	0,096	0,108	0,135	0,121	0,072	
Dedo do Pé	0,1708	0,1172	0,2251	0,138	0,089	0,131	0,188	0,119	0,129	

Contribuição da percentagem de potência do 1º Harmónico(H1) na potência total da onda.

Segmento Corporal	Suj1		Suj2		Suj3		Suj4		Suj5		Suj6		Suj7		Suj8		Suj9	
	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk
Vertex	95,55%	92,71%	95,63%	94,58%	95,89%	92,62%	0,05%	0,85%	13,17%	7,34%	49,77%	45,12%	61,77%	84,91%	1,61%	17,25%	61.15%	84.38%
Cervical	94,07%	89,91%	94,71%	92,35%	95,48%	79,72%	74,13%	81,89%	84,30%	88,82%	86,46%	86,99%	65,28%	96,52%	80,73%	85,69%	84.19%	89.04%
Ombro	98,20%	97,89%	98,40%	88,94%	95,30%	95,43%	88,53%	72,45%	93,42%	94,90%	84,34%	69,75%	88,36%	92,81%	86,60%	86,23%	87.48%	89.57%
Tronco	87,46%	93,98%	96,76%	83,44%	96,47%	58,25%	54,68%	49,04%	94,51%	80,05%	77,66%	1,49%	74,96%	91,49%	79,07%	55,36%	86.08%	90.06%
Anca	84,53%	85,92%	94,41%	80,49%	79,47%	35,37%	82,42%	79,67%	60,66%	63,13%	92,21%	0,06%	87,80%	69,37%	66,71%	80,42%	72.29%	20.44%
Joelho	90,09%	86,52%	75,64%	77,17%	78,03%	83,32%	91,48%	95,15%	81,66%	79,53%	90,38%	0,46%	91,36%	88,44%	85,24%	89,00%	75.06%	88.94%
Tornozelo	80,43%	72,42%	62,60%	45,76%	72,07%	92,19%	72,48%	73,71%	55,37%	54,58%	73,02%	2,09%	79,90%	81,75%	58,88%	69,16%	56.28%	52.85%
Dedo do Pe	81,62%	73,63%	51,77%	43,63%	71,63%	90,24%	78,09%	70,52%	48,34%	46,55%	70,76%	2,33%	65,27%	76,91%	57,07%	75,13%	64.73%	62.49%

Contribuição da percentagem de potência do 2º Harmónico(H2) na potência total da onda.

Segmento Corporal	Suj1		Suj2		Suj3		Suj4		Suj5		Suj6		Suj7		Suj8		Suj9	
	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk	Br	Snk
Vertex	3,51%	6,98%	3,96%	4,80%	3,55%	6,53%	6,41%	8,04%	6,67%	12,53%	26,61%	16,07%	24,60%	12,21%	4,42%	17,08%	24,28%	13,35%
Cervical	4,55%	7,99%	4,47%	6,63%	3,78%	10,19%	17,71%	13,73%	10,03%	6,70%	8,49%	2,38%	2,48%	0,41%	12,74%	7,52%	12,61%	8,10%
Ombro	0,05%	0,04%	0,29%	9,35%	3,15%	2,68%	7,18%	5,41%	1,76%	0,52%	4,25%	3,42%	1,16%	2,93%	5,41%	1,25%	6,62 %	1,43%
Tronco	3,93%	2,82%	0,05%	2,91%	0,21%	23,76%	17,92%	25,42%	0,94%	0,11%	12,75%	0,01%	2,40%	5,49%	7,01%	11,90%	10,52%	2,83%
Anca	10,33%	3,40%	0,23%	12,24%	9,96%	25,98%	10,27%	16,99%	8,25%	28,46%	1,17%	0,01%	11,12%	22,72%	22,33%	16,35%	20,78%	72,21%
Joelho	8,33%	11,07%	20,15%	20,78%	19,95%	14,90%	3,65%	2,24%	13,74%	16,80%	8,16%	0,08%	5,74%	8,93%	13,37%	9,95%	20,31%	6,41%
Tornozelo	11,90%	17,30%	25,96%	41,17%	6,74%	2,64%	8,68%	7,66%	29,46%	25,69%	23,75%	0,68%	19,16%	15,14%	32,52%	20,17%	35,87%	37,65%
Dedo do Pe	10,83%	17,76%	35,86%	42,48%	10,23%	6,40%	3,07%	7,92%	32,61%	29,83%	22,48%	0,77%	18,12%	19,34%	31,04%	15,29%	31,46%	34,65%

Correlação entre os número/ valores de strouhal nas situações bruços com snorkel e bruços sem snorkel.

		Strouhal Bruços	Strouhal Snorkel
Strouhal Bruços	Pearson Correlation	1	,622
	Sig. (2-tailed)		,074
Strouhal Snorkel	Pearson Correlation	,622	1
	Sig. (2-tailed)	,074	

Correlação de Pearson (r) entre a velocidade de deslocamento do CM e a amplitude H1 Bruços sem Snorkel.

		Amplitude Bruços sem Snorkel (H1)							
		Vértex	Cervical	Ombro	Tronco	Anca	Joelho	Tornozelo	Dedo Pé
Velocidade de Deslocamento Bruços	Pearson Correlation	-,690*	-,174	-,478	-,215	-,202	,723*	-,355	-,215
	Sig. (2-tailed)	,040	,655	,193	,579	,602	,028	,348	,578

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Correlação de Pearson (r) entre a potência e a amplitude para a frequência fundamental de Fourier (H1) na situação de Bruços sem snorkel

		Média da Potência H1 Bruços	Média da Amplitude H1 Bruços
Média da Potência H1 Bruços	Pearson Correlation	1	-,509
	Sig. (2-tailed)		,162
Média da Amplitude H1 Bruços	Pearson Correlation	-,509	1
	Sig. (2-tailed)	,162	

Correlação de Pearson (r) entre a potência e a amplitude para a frequência fundamental de Fourier (H2) na situação de Bruços sem snorkel.

		Média da Potência H2 Bruços	Média da Amplitude H2 Bruços
Média da Potência H2 Bruços	Pearson Correlation	1	,802**
	Sig. (2-tailed)		,009
Média da Amplitude H2 Bruços	Pearson Correlation	,802**	1
	Sig. (2-tailed)	,009	
**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).			

Correlação de Pearson (r) entre a potência e a amplitude para a frequência fundamental de Fourier (H1) na situação de Bruços com snorkel.

		Média da Potência H1 Snorkel	Média da Amplitude H1 Snorkel
Média da Potência H1 Snorkel	Pearson Correlation	1	-,463
	Sig. (2-tailed)		,210
Média da Amplitude H1 Snorkel	Pearson Correlation	-,463	1
	Sig. (2-tailed)	,210	

Correlação de Pearson (r) entre a potência e a amplitude para a frequência fundamental de Fourier (H2) na situação de Bruços com snorkel.

		Média da Potência H2 Snorkel	Média da Amplitude H2 Snorkel
Média da Potência H2 Snorkel	Pearson Correlation	1	,034
	Sig. (2-tailed)		,930
Média da Amplitude H2 Snorkel	Pearson Correlation	,034	1
	Sig. (2-tailed)	,930	

Correlação de Pearson (r) entre a potência de H1 e H2 na situação de Bruços com snorkel e sem snorkel.

		Média da Potência H1 Bruços	Média da Potência H1 Snorkel
Média da Potência H1 Bruços	Pearson Correlation	1	,276
	Sig. (2-tailed)		,472
Média da Potência H1 Snorkel	Pearson Correlation	,276	1
	Sig. (2-tailed)	,472	

Correlação de Pearson (r) entre a potência de H1 e H2 na situação de Bruços com snorkel e sem snorkel.

		Média da Potência H2 Bruços	Média da Potência H2 Snorkel
Média da Potência H2 Bruços	Pearson Correlation	1	,513
	Sig. (2-tailed)		,158
Média da Potência H2 Snorkel	Pearson Correlation	,513	1
	Sig. (2-tailed)	,158	

