

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

COMPARAÇÃO ENTRE FORÇAS PROPULSIVAS EFETIVAS CALCULADA E  
MEDIDA DURANTE UM PALMATEIO DE SUSTENTAÇÃO

Lara Elena Gomes

Porto Alegre  
Dezembro de 2010

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**COMPARAÇÃO ENTRE FORÇAS PROPULSIVAS EFETIVAS CALCULADA  
E MEDIDA DURANTE UM PALMATEIO DE SUSTENTAÇÃO**

**LARA ELENA GOMES**

Dissertação de mestrado submetida ao  
Programa de Pós-Graduação em  
Ciências do Movimento Humano da  
Escola de Educação Física da  
Universidade Federal do Rio Grande  
do Sul.

**Orientador**

**PROF. DR. JEFFERSON FAGUNDES LOSS**

Porto Alegre  
Dezembro de 2010

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer à minha mãe, ao meu pai, à Sá, ao meu padrinho, Flávio, e a minha madrinha de Crisma, Sílvia, por sempre me apoiarem e me ajudarem em todos os momentos.

À família do meu noivo, em especial aos pais dele que sempre se preocuparam comigo.

Aos meus amigos de longa data e àqueles que conheci ao longo da minha formação acadêmica... Fê, Natália C., Fernanda Maria, Fábio, Lisi, Ester, Mi, Ju, Mônica, Debi, Gui, Marcelo, Japa e Dani.

A todos os meus professores desde o jardim até o mestrado, em especial aos professores Gládis, Ivete e Rosendo do colégio e aos professores Adroaldo Gaya, Álvaro de Oliveira, Flávio Castro e Jefferson Loss da graduação e do mestrado. À professora Edith Beatriz Camaño Schettini que me deixou assistir às suas aulas e que me ajudou a entender conceitos da Mecânica dos Fluidos essenciais para o meu trabalho.

Ao Grupo de Pesquisa em Esportes Aquáticos por todas as discussões sobre diversos temas relacionados à natação, ao pólo aquático e ao nado sincronizado, em especial ao professor Flávio e ao meu colega Ricardo.

Ao projeto de extensão do Nado Sincronizado, coordenado pela professora Helena da Azevedo. Aos meus colegas do projeto (Fê, Nati, Rodrigo e Cati) e às minhas alunas.

À Equipe Daniel Rech que me acompanha desde os 14 anos de idade.

Aos professores João Paulo Vilas-Boas e Raúl Arellano por terem me motivado (provavelmente, sem saber) ao longo do meu trabalho.

A todos os funcionários da secretaria do Laboratório de Pesquisa do Exercício e aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS por todo o carinho e compreensão.

Ao Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMECH), em especial aos subgrupos da coluna e do Pilates. Gostaria de reforçar os meus agradecimentos para esse grupo que sempre me ajudou em diversos momentos, em especial, La Torre, Mônica, Débora (Lara 2), Guilherme, Juliana, Yumie, Max, Victor, Fábio, Lucas, Samuel, Emanuel, Giovanni, Artur, Jô.

Ao meu primeiro “bolsista de iniciação científica”, Victor, por todos os ensinamentos que me oportunizou e por toda a ajuda prestada. Aos meninos da fisioterapia que também estão me ajudando, Lucas e Fábio.

Ao meu orientador desde a graduação, professor Jefferson Loss... ao Jeffe que sempre me deu liberdade para fazer o que queria e que sempre me estendeu a mão quando precisei.

A todos aqueles que me ajudaram nas coletas... muito obrigada e desculpa qualquer coisa... às vezes, eu fico um pouco estressada.

À CAPES pela minha bolsa e ao CNPq pela ajuda para a compra de equipamentos.

E, ao meu amor, Gustavo, por todo o carinho, compreensão, amor e ajuda. Até hoje eu não acredito que já encontrei a pessoa que me completa... muito obrigada, Gu.

*Se as coisas são inatingíveis... ora!  
Não é motivo para não querê-las...  
Que tristes os caminhos, se não fora  
A presença distante das estrelas!*

*Mário Quintana*

## **RESUMO**

### **Comparação entre as forças propulsivas efetivas calculada e medida durante um palmateio de sustentação**

Lara Elena Gomes,  
orientador Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

A força propulsiva gerada durante o palmateio é resultado do somatório das forças de arrasto e de sustentação, sendo que a componente que atua na direção do movimento desejado é igual à força propulsiva efetiva. Essas forças podem ser estimadas a partir de equações hidrodinâmicas, porém essas equações não consideram todos os mecanismos que contribuem para a propulsão. Dessa forma, o objetivo geral do presente estudo foi comparar a força propulsiva efetiva calculada a partir das equações hidrodinâmicas e a força propulsiva efetiva medida durante o palmateio de sustentação (na posição vertical, de cabeça para cima) em cada fase do palmateio. Para isso, uma praticante de nado sincronizado realizou palmateio na posição vertical de cabeça para cima durante 15 segundos, enquanto que dados cinemáticos e cinéticos foram obtidos por videogrametria 3D e dinamometria respectivamente. A análise gráfica de Bland e Altman foi usada para comparar as forças propulsivas efetivas medida e calculada durante o palmateio. As forças propulsivas efetivas calculada e medida foram diferentes, sendo a medida maior que a calculada. Ainda, os resultados indicaram que o palmateio executado não foi simétrico, isto é, a orientação e a força propulsiva entre a mão direita e a esquerda foram diferentes. Portanto, o achado do presente trabalho destaca a importância de mecanismos instáveis para a propulsão durante o palmateio, já que as forças estimadas por meio das equações hidrodinâmicas apresentaram resultados inferiores, sendo isso observado ao longo de todo o palmateio.

## **PALAVRAS-CHAVE**

Propulsão. Ângulo de ataque. Força de arrasto. Força de sustentação.  
Natação. Nado Sincronizado.

## **ABSTRACT**

### **Comparison between calculated and measured effective propulsive forces during a support sculling motion**

Lara Elena Gomes,  
advisor Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Propulsive force generated during sculling motion results from drag and lift propulsive forces, and the component acting in the direction of motion is the effective propulsive force. These forces may be calculated using hydrodynamic equations, but these equations do not consider all mechanisms that contribute to the propulsion. Thus, the main purpose of this study was to compare the calculated effective propulsive force using the hydrodynamic equations and the measured effective propulsive force during a support sculling motion (vertical position with the head above the water's surface) in each phase of sculling. For this, a practitioner of synchronized swimming performed sculling motion in a vertical position with the head above the water's surface during 15 seconds, while kinematic and kinetic data were obtained by 3D videogrammetry and dynamometry respectively. Graphical techniques from Bland and Altman were used to compare the measured effective propulsive force and calculated effective propulsive force during sculling motion. The calculated effective propulsive force and the measured effective propulsive force were different, the measured being greater than the calculated. Moreover, the results indicated sculling motion performed was not symmetric, that is, the orientation and propulsive forces between the right and left hands were different. Therefore, the result of this study highlights the importance of the unsteady mechanisms for the propulsion during sculling motion, because the calculated forces using the hydrodynamic equations presented low values throughout the sculling motion.

## **KEYWORDS**

Propulsion. Attack angle. Drag force. Lift force. Swimming. Synchronized swimming.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Diferença média (m) encontrada para cada eixo do sistema de referência global do presente estudo e do trabalho de Psycharakis, Sanders e Mill (2005).....	60
---	----

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 .....	30
Equação 2 .....	32
Equação 3 .....	33
Equação 4 .....	36
Equação 5 .....	48
Equação 6 .....	49
Equação 7 .....	49
Equação 8 .....	67
Equação 9 .....	68
Equação 10 .....	70
Equação 11 .....	71

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Corda ( $c$ ) e ângulo de ataque ( $\alpha$ ) adaptado de Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001); ângulo formado entre o plano da mão (seta pontilhada) e o vetor velocidade da mão ( $\mathbf{VV}$ )..... 26
- Figura 2. Ângulo de orientação ( $\psi$ ) por Schleihauf (1979) ..... 27
- Figura 3. Diferentes combinações de vetores para definir o plano da mão. (a) Combinação proposta por Schleihauf (1979); (b) Combinação proposta por Berger, Groot e Hollander (1995); (c) Combinação Lauder 1 proposta por Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001); (d) Combinação proposta por Gomes *et al.* (2010)..... 28
- Figura 4. Figura adaptada de Toussaint, Berg e Beek (2002), a qual ilustra as direções das forças.  $D$  é a força de arrasto;  $L1$  é a força de sustentação 2D;  $L2$  é a força axial. O tamanho dos vetores não deve ser associado com as suas magnitudes ..... 33
- Figura 5. Figura adaptada de Arellano (1999). Mão com um ângulo de ataque de  $90^\circ$  e ângulo de orientação de  $0^\circ$ , formando dois vórtices iguais, anulando-se.... 34
- Figura 6. Figura adaptada de Arellano (1999). (a) Formação de dois vórtices, sendo um mais intenso (vórtice inicial) que o outro; (b) Formação do vórtice limite ao redor da mão, gerando força de sustentação ( $L$ ) ..... 34
- Figura 7. Vórtice inicial com circulação  $-\Gamma$  e vórtice limite ao redor de um hidrofólio com circulação  $\Gamma$ . Figura adaptada de Matsuuchi *et al.* (2009)..... 35
- Figura 8. Curva de calibração da célula de carga. Pesos conhecidos (N) e os seus respectivos valores medidos (N) pela célula de carga e o coeficiente de determinação ( $R^2$ ) ..... 60
- Figura 9. Calibrador (0,80 m x 0,80 m x 2,40 m), o qual é formado por três cubos (cubo 1, cubo 2 e cubo 3) de arestas de 0,80 m ..... 61
- Figura 10. Posição dos marcadores reflexivos posicionados sobre a mão: (1) falange proximal do segundo dedo; (2) falange distal do terceiro dedo; (3) falange proximal do quinto dedo; e (4) centro da articulação do punho ..... 63
- Figura 11. Linha temporal explicativa do procedimento de aquisição dos dados ..... 65
- Figura 12. Sistema de referência local da mão direita ..... 68
- Figura 13. Média da variação da posição do marcador 2 nos eixos vertical e médio-lateral em relação ao sistema de referência global de um indivíduo do

- trabalho de Gomes (2008). As linhas tracejadas delimitam as fases do ciclo ..... 73
- Figura 14. Ângulo de ataque médio em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 76
- Figura 15. Ângulo de orientação médio em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 77
- Figura 16. Diferença do ângulo de ataque entre as mãos direita e esquerda em relação à média do ângulo de ataque das mãos direita e esquerda. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior ..... 78
- Figura 17. Diferença do ângulo de orientação entre as mãos direita e esquerda em relação à média do ângulo de orientação das mãos direita e esquerda. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior ..... 78
- Figura 18. Coeficiente de velocidade médio da força de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep* ..... 79
- Figura 19. Coeficiente de velocidade médio da força de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o

*out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 80

Figura 20. Coeficiente de velocidade médio da força axial em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 81

Figura 21. Coeficiente de aceleração médio da força de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 82

Figura 22. Coeficiente de aceleração médio da força de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 83

Figura 23. Coeficiente de aceleração médio da força axial em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 84

Figura 24. Força média de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 85

Figura 25. Força média de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas

verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 86

Figura 26. Força axial média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 87

Figura 27. Força de sustentação total média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 88

Figura 28. Força propulsiva média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 89

Figura 29. Média do componente vertical da força propulsiva em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 90

Figura 30. Diferença da força propulsiva entre as mãos direita e esquerda em relação à média da força propulsiva das mãos direita e esquerda. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior ..... 91

Figura 31. Comportamento médio do componente vertical da força propulsiva calculada (a) e da força propulsiva medida (b) em relação ao tempo normalizado. O

desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero..... 92

Figura 32. Comportamento médio da força propulsiva medida em relação ao tempo normalizado. O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep* ..... 93

Figura 33. Diferença entre as forças propulsivas efetivas medida e calculada em relação à média das forças propulsivas efetivas medida e calculada. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior..... 94

Figura 34. Velocidade resultante média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep* ..... 119

Figura 35. Aceleração média da mão na direção do movimento da mesma em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 120

Figura 36. Área média da mão normal à direção da força de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep* ..... 121

Figura 37. Área média da mão normal à direção da força de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas

delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep* ..... 122

Figura 38. Área média da mão normal à direção da força axial em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero ..... 123

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

$a_x$	Aceleração da mão na direção do movimento da mão.
$a_{dir}$	Aceleração da água na direção da força considerada.
<i>CFD</i>	Dinâmica Computacional de Fluidos.
$C_D$	Coefficiente de arrasto.
$C_L$	Coefficiente de sustentação.
$C_{dir}$	Coefficiente de uma força em uma determinada direção.
$D$	Força de arrasto.
$D_{dir}$	Coefficiente de massa adicionada; comprimento de água que é acelerado em uma determinada direção.
<i>DLT</i>	<i>Direct Linear Transformation.</i>
$dp$	Desvio-padrão.
$F_{dir}$	Força nas direções $x$ , $y$ e $z$ .
$FP$	Força propulsiva calculada para cada mão.
$F_y$	Componente vertical de uma determina força.
°	Grau, unidade de medida de ângulo.
Hz	Hertz; unidade de frequência.
kg	Quilograma; unidade de massa.
$\text{kg/m}^3$	Quilograma por metro cúbico; unidade de massa específica.
$L$	Força de sustentação.
$L_C$	Comprimento característico do corpo.
$L1$	Força de sustentação 2D.
$L2$	Força axial.
$L_T$	Força de sustentação total ou força de sustentação 3D.
m	Metro; unidade de comprimento.
$\text{m}^2$	Metro quadrado; unidade de área.
$\text{m}^3$	Metro cúbico; unidade de volume.
$m_{dir}$	Massa de água dada uma média de aceleração nas direções $x$ , $y$ e $z$ .
m/s	Metro por segundo; unidade de velocidade.
$\text{m}^2/\text{s}$	Metro quadrado por segundo; unidade de circulação.
$\text{m}/\text{s}^2$	Metro por segundo ao quadrado; unidade de aceleração.
N	Newton; unidade de força.
Pa.s	Pascal vezes segundo; unidade de viscosidade do fluido.

<i>PIV</i>	<i>Particle Image Velocimetry.</i>
<i>Re</i>	Número de Reynolds.
<i>S</i>	Área de superfície que gera propulsão normal à direção da força considerada.
<i>s</i>	Distância entre dois vértices; ou unidade de tempo (segundo).
2D	Bidimensional.
3D	Tridimensional.
<i>v</i>	Velocidade relativa ao fluido.
<b>VP</b>	Vetor perpendicular à mão.
<b>VV</b>	Vetor velocidade da mão.
<i>α</i>	Alfa; ângulo de ataque.
<i>β</i>	Beta; ângulo entre a direção da força com a vertical.
Γ	Gama; circulação.
<i>μ</i>	Mi; viscosidade do fluido.
<i>π</i>	Pi; 3,141595426...
<i>ψ</i>	Psi; ângulo de orientação.
<i>ρ</i>	Rô; Massa específica do fluido.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>20</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>24</b>
<b>2.1</b>	<b>Movimento do palmateio .....</b>	<b>24</b>
<b>2.2</b>	<b>Objetivo do palmateio .....</b>	<b>25</b>
<b>2.3</b>	<b>Forças hidrodinâmicas propulsivas .....</b>	<b>25</b>
2.3.1	ÂNGULOS DE ATAQUE E DE ORIENTAÇÃO.....	25
2.3.2	FORÇA DE ARRASTO PROPULSIVO .....	29
2.3.3	FORÇA DE SUSTENTAÇÃO.....	31
2.3.4	COMPORTAMENTO DO ESCOAMENTO.....	37
2.3.5	ANÁLISE DAS FORÇAS DE ARRASTO E DE SUSTENTAÇÃO E DOS SEUS RESPECTIVOS COEFICIENTES .....	43
<b>2.4</b>	<b>Análise do movimento .....</b>	<b>50</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>55</b>
<b>3.1</b>	<b>Hipótese .....</b>	<b>55</b>
<b>3.2</b>	<b>Definição operacional das variáveis.....</b>	<b>56</b>
<b>3.3</b>	<b>Método de abordagem.....</b>	<b>58</b>
<b>3.4</b>	<b>Participante do estudo.....</b>	<b>58</b>
<b>3.5</b>	<b>Aspecto ético.....</b>	<b>58</b>
<b>3.6</b>	<b>Instrumento de coleta de dados.....</b>	<b>59</b>
<b>3.7</b>	<b>Aquisição dos dados .....</b>	<b>60</b>
3.7.1	DADOS ANTROPOMÉTRICOS .....	62
3.7.2	DADOS CINÉTICOS .....	62
3.7.3	DADOS CINEMÁTICOS .....	62
3.7.4	ALINHAMENTO DOS SISTEMAS DE DINAMOMETRIA E CINEMETRIA .....	64
3.7.5	PROCEDIMENTO DE AQUISIÇÃO .....	64

<b>3.8</b>	<b>Análise dos dados.....</b>	<b>65</b>
3.8.1	ANÁLISE CINEMÁTICA.....	65
3.8.1.2	<i>Orientação da mão.....</i>	66
3.8.1.3	<i>Coefficientes de velocidade e de aceleração.....</i>	68
3.8.1.4	<i>Velocidade resultante de cada mão.....</i>	69
3.8.1.5	<i>Aceleração da mão na direção da mesma.....</i>	69
3.8.1.6	<i>Área de superfície da mão normal à direção da força considerada....</i>	69
3.8.2	ANÁLISE CINÉTICA.....	70
3.8.2.1	<i>Força calculada.....</i>	70
3.8.2.2	<i>Força medida.....</i>	71
3.8.3	ALINHAMENTO DOS DADOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS.....	72
3.8.4	DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANALISADAS EM CADA FASE DO PALMATEIO.....	72
<b>3.9</b>	<b>Procedimentos estatísticos.....</b>	<b>74</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>75</b>
4.1	<b>Orientação da mão.....</b>	<b>75</b>
4.2	<b>Simetria da orientação entre as mãos direita e esquerda.....</b>	<b>75</b>
4.3	<b>Coefficientes de velocidade e de aceleração.....</b>	<b>79</b>
4.4	<b>Forças propulsivas de arrasto e sustentação.....</b>	<b>84</b>
4.5	<b>Simetria das forças propulsivas calculadas entre as mãos direita e esquerda.....</b>	<b>90</b>
4.6	<b>Força propulsiva efetiva calculada.....</b>	<b>91</b>
4.7	<b>Força propulsiva efetiva medida.....</b>	<b>91</b>
4.8	<b>Comparação das forças propulsivas efetivas calculada e medida.....</b>	<b>93</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>95</b>
5.1	<b>Orientação da mão.....</b>	<b>95</b>
5.2	<b>Coefficientes de velocidade e de aceleração.....</b>	<b>98</b>
5.3	<b>Forças propulsivas calculadas.....</b>	<b>99</b>

<b>5.4 Força propulsiva efetiva medida .....</b>	<b>101</b>
<b>5.5 Comparação das forças propulsivas efetivas calculada e medida.....</b>	<b>102</b>
<b>5.6 Simetria entre as mãos direita e esquerda .....</b>	<b>105</b>
<b>6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>107</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>109</b>
<b>APÊNDICE 1 .....</b>	<b>115</b>
<b>APÊNDICE 2 .....</b>	<b>117</b>
<b>APÊNDICE 3 .....</b>	<b>118</b>
<b>APÊNDICE 4 .....</b>	<b>119</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Em atividades aquáticas como nado sincronizado, pólo aquático e natação, é realizado um movimento denominado palmateio, o qual, geralmente, desenha a figura de um oito ou uma forma oval e é executado com as mãos e com os braços (HOMMA; HOMMA, 2006; ITO, 2006). De acordo com Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006), esse gesto é composto por quatro porções cinemáticas: duas fases de translação (*in-sweep* e *out-sweep*) e duas fases de rotação (fases de transição quando as mãos fazem uma rotação e mudam de direção). Ainda, caracteriza-se como uma ação propulsiva que tem como objetivo primordial gerar sustentação, podendo gerar deslocamento também.

No nado sincronizado, o palmateio é executado com o intuito de sustentar e deslocar o corpo na água durante a realização de posições e figuras. No pólo aquático, esse gesto é executado a fim de ajudar a sustentar e a deslocar o corpo sobre a água. Já na natação, palmateio pode ser realizado nas braçadas dos nados competitivos (BROWN; COUNSILMAN, 1971; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999) e também como exercício técnico durante o treinamento. Não obstante, independentemente do objetivo desse gesto, a sustentação e o deslocamento do corpo – proporcionados pela força humana aplicada à água durante o palmateio – são resultados das forças hidrodinâmicas de arrasto e de sustentação, e a soma dessas forças é igual a uma força propulsiva, em que a componente que atua na direção do movimento desejado caracteriza-se como força propulsiva efetiva (GOURGOULIS *et al.*, 2008a). Por exemplo, em um palmateio executado na posição vertical (de cabeça para cima), a força propulsiva efetiva é vertical para cima, porque essa força é aplicada para contrapor a tendência do corpo em afundar (BARTHELIS, 1979).

De acordo com Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006), o estudo da propulsão na natação é uma das áreas mais complexas de interesse na biomecânica. Ainda, a melhora do desempenho nesse esporte poderá ser atingida se houver um entendimento adequado dos princípios mecânicos subjacentes (DABNICHKI, 2008).

Dessa forma, vários trabalhos foram realizados com o intuito de esclarecer a propulsão na natação. Estes apresentam resultados a partir de pesquisas feitas com moldes de mão (SCHLEIHAUF, 1979; SIDELNIK; YOUNG, 2006; ITO, 2006) ou mão com antebraço (BIXLER; RIEWALD, 2002) ou o membro completo (mão, antebraço e braço) (LAUDER; DABNICHKI, 2005), criados a partir de um modelo humano. A maioria desses estudos foi realizada com fluxo estável em uma condição quase-estática

(KAMATA *et al.*, 2006; SIDELNIK; YOUNG, 2006; DABNICHKI, 2008), isto é, sem uma velocidade ou sem uma aceleração significativa.

Esses trabalhos encontraram, como resultados, valores das forças hidrodinâmicas de arrasto e de sustentação em relação à orientação do modelo, ou seja, em relação aos ângulos de ataque e de orientação. A partir dessas forças, são estimados os coeficientes de sustentação e de arrasto (coeficientes de velocidade) por meio das equações hidrodinâmicas, sendo que o cálculo desses coeficientes constitui a primeira etapa da análise quase-estática (PAYTON; BARTLETT, 1995).

A segunda etapa dessa análise compreende uma coleta de dados cinemáticos do nado real, isto é, são obtidos os ângulos de ataque e de orientação, a velocidade e a área de superfície da mão de um nadador durante o nado (PAYTON; BARTLETT, 1995). A terceira etapa é a combinação das duas etapas anteriores (PAYTON; BARTLETT, 1995), ou seja, com as informações coletadas na segunda etapa, como ângulos de ataque e de orientação, chega-se nos coeficientes de velocidade estimados na primeira etapa. A partir disso, conhecendo os coeficientes de velocidade (calculados na etapa 1) e a velocidade e a orientação da mão (encontrados na etapa 2), são estimadas as forças de arrasto e de sustentação geradas na situação real de nado. Isso significa que a análise quase-estática depende da idéia de que o fluxo sob condições estáveis pode ser comparado com o fluxo no nado real (TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004), assumindo limitações como ignorar os efeitos instáveis e os efeitos de rotação do membro (TOUSSAINT; BERG; BEEK, 2002).

Dessa forma, o cálculo das forças pela forma citada pode apresentar um erro considerável, já que o efeito da aceleração não está incluído no modelo (PAI; HAY, 1988; SANDERS, 1999). Por causa disso, o cálculo das forças hidrodinâmicas de arrasto e de sustentação deve considerar o efeito da aceleração, incluindo, portanto, os coeficientes de aceleração nas equações hidrodinâmicas (SANDERS, 1999). Sendo assim, como o palmateio apresenta aceleração, principalmente, quando a mão muda de direção (ITO, 2006), o cálculo das forças hidrodinâmicas propulsivas desse movimento deve também incluir os coeficientes de aceleração além dos de velocidade.

Além disso, segundo Barthels (1979) e Ito (2006), o palmateio é caracterizado por uma importante aplicação da força hidrodinâmica de sustentação, ou seja, a faixa de ângulo de ataque recomendada é, aproximadamente, entre 35 e 45°, porque nela se encontra a maior força de sustentação gerada de acordo com a aproximação quase-estática (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995;

GARDANO; DABNICHKI, 2006). Por outro lado, quando o comportamento do ângulo de ataque foi analisado em atletas e praticantes de nado sincronizado e atletas de natação, foi observado que esse ângulo atingiu picos próximos de  $80^\circ$  (HOMMA; HOMMA, 2006; GOMES, 2008). Evidentemente, os valores desses picos não se encaixam dentro da faixa recomendada pela aproximação quase-estática. No entanto, força propulsiva pode ser gerada por grandes vórtices espalhados em altos ângulos de ataque (DICKINSON *et al.*, 2000; ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006; KAMATA *et al.*, 2006).

Esse último apontamento conduz a uma dúvida relativa à total consideração dos efeitos de espalhamento de vórtices nas equações das forças hidrodinâmicas que consideram tanto os coeficientes de aceleração quanto os de velocidade em todas as fases do palmateio. Assim, é estabelecida a seguinte questão: há diferenças entre a força propulsiva efetiva calculada pelas equações hidrodinâmicas, considerando tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração, e a força propulsiva efetiva medida durante o palmateio de sustentação (na posição vertical, de cabeça para cima) em cada fase do palmateio? A resposta dessa questão também pode ajudar na compreensão da simetria dos membros superiores durante esse palmateio, visto que a força medida é um resultado das duas mãos; já a força calculada deve ser obtida para cada mão e, após, os valores das duas mãos são somados.

A análise da simetria no palmateio torna-se importante, porque foi encontrado um único estudo que avaliou isso por meio do ângulo entre o braço e o antebraço (ROSTKOWSKA; HABIERA; ANTOSIAK-CYRAK, 2005), porém seus resultados apresentam limitações importantes. De acordo com essa pesquisa, existe simetria no ângulo entre o braço e o antebraço durante o palmateio de suporte (posição vertical de cabeça para baixo) quando os membros inferiores estão também em uma posição simétrica. No entanto, esse estudo somente fez uma análise qualitativa em relação à simetria e avaliou o palmateio – movimento tridimensional (HOMMA; HOMMA, 2006) – a partir de dados cinemáticos bidimensionais.

Além disso, sabendo que a propulsão é um dos fatores determinantes do desempenho na natação competitiva (GARDANO; DABNICHKI, 2006), e que a mesma não é um fenômeno completamente entendido e que a determinação das forças propulsivas exercidas pela mão e pelo braço de um nadador tem sido estritamente experimental (BIXLER; RIEWALD, 2002), o objetivo geral deste trabalho foi comparar a força propulsiva efetiva calculada a partir das equações hidrodinâmicas, que

consideram tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração, e a força propulsiva efetiva medida durante um palmateio de sustentação (na posição vertical, de cabeça para cima) em cada fase desse gesto.

Os objetivos específicos dessa investigação compreenderam:

- Determinar a orientação de cada mão por meio dos ângulos de ataque e de orientação;
- Calcular os coeficientes de velocidade e de aceleração para cada combinação de ângulos de ataque e de orientação encontrados em cada mão por meio das equações propostas por Sanders (1999);
- Estimar as forças propulsivas hidrodinâmicas de arrasto e de sustentação geradas por cada mão por meio das equações hidrodinâmicas, considerando tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração;
- Determinar a força propulsiva efetiva por meio das forças calculadas, considerando tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração;
- Medir a força propulsiva efetiva, utilizando uma célula de carga durante o palmateio a ser analisado;
- Verificar se há simetria entre as orientações de cada mão medidas durante o palmateio a ser analisado;
- Verificar se há simetria entre as forças propulsivas calculadas para cada mão.

Para a concretização dos objetivos desse estudo, realizou-se uma pesquisa quantitativa. Além disso, o presente trabalho consiste nesta breve introdução; na revisão de literatura, nos materiais e métodos, nos resultados, na discussão e na conclusão.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

O palmateio é um movimento de grande importância para as modalidades aquáticas tais como a natação, o pólo aquático e o nado sincronizado. Para compreender isso e, também, as características e as particularidades desse movimento, foi escrita essa revisão de literatura, a qual abrangeu os seguintes tópicos: (1) movimento do palmateio, (2) objetivo do palmateio, (3) forças hidrodinâmicas propulsivas e (4) análise do movimento.

### 2.1 Movimento do palmateio

O palmateio é um movimento realizado com as mãos (RACKHAM, 1980; SCHLEIHAUF, 2004; ITO, 2006) e, também, com os braços (HERCOWITZ, 2004). Além disso, o gesto que as mãos descrevem, segundo Schleihauf (2004), é de lado a lado e para cima e para baixo. Contudo, essa descrição parece dar uma idéia de que é um gesto bidimensional, o que não é verdade, já que ele é tridimensional (HOMMA; HOMMA, 2006).

Diferente de Schleihauf (2004), Ito (2006) explica esse gesto – de forma mais clara – como sendo um movimento em que as mãos descrevem, geralmente, a figura de um oito ou uma forma oval e que o palmateio é a combinação de movimentos de *in-sweep* (varredura para dentro) e *out-sweep* (varredura para fora), sendo que, no *out-sweep*, a rádio-ulnar realiza pronação e, no *in-sweep*, a rádio-ulnar realiza supinação. Para Homma e Homma (2006), o palmateio é um movimento repetitivo, sendo que as fases do movimento para dentro e para fora são chamadas de *in-scull* e *out-scull* respectivamente e, o ponto em que o movimento muda é conhecido como fase de transição.

Para complementar a explicação desse gesto, Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006) explicam que o palmateio é composto por quatro porções cinemáticas: duas fases de translação (*in-sweep* e *out-sweep*) e duas fases de rotação (pronação e supinação). Esses autores caracterizaram a fase de translação como sendo o momento em que as mãos movem-se pela água com um ângulo de ataque eficiente (próximo de 40°). Já a fase de rotação é caracterizada quando as mãos fazem um movimento de rotação rapidamente e mudam a direção.

Para Rostkowska, Habiera e Antosiak-Cyrak (2005), o palmateio é um

movimento cíclico e pode ser dividido em duas fases básicas: propulsiva (1) e preparatória (2), sendo a primeira fase dividida em outras fases: *catch*, *sweep* e *pull*. Ainda, pela experiência dos treinadores, as fases *catch* e *sweep* são as mais importantes, porque elas garantem a manutenção da altura apropriada da posição (ROSTKOWSKA; HABIERA; ANTOSIAK-CYRAK, 2005).

## 2.2 Objetivo do palmateio

Independente se descreve a figura de um oito ou não, qualquer palmateio tem como objetivo principal gerar uma força que sustente o corpo (HERCOWITZ, 2004; ITO, 2006) nas posições de decúbito ventral, de decúbito lateral, de decúbito dorsal ou nas posições verticais (tanto de cabeça para cima, quanto de cabeça para baixo). E dependendo da orientação da mão, pode ocorrer deslocamento em direção à cabeça ou em direção aos pés e/ou para cima ou para baixo. Na verdade, a força gerada pode ter quaisquer direção e sentido.

Essa sustentação e deslocamento que o palmateio pode proporcionar aos indivíduos são explicados por meio das teorias das forças hidrodinâmicas propulsivas de arrasto e de sustentação, sendo que a soma vetorial dessas forças é chamada de força resultante ou força propulsiva (ITO, 2006). Essa força propulsiva é o resultado da força muscular aplicada pela mão, antebraço e braço à água (ARELLANO, 1999), e o seu componente que atua na direção do movimento desejado é a força propulsiva efetiva de acordo com Payton e Bartlett (1995) e Gourgoulis *et al.* (2008a).

## 2.3 Forças hidrodinâmicas propulsivas

As forças hidrodinâmicas propulsivas compreendem o arrasto propulsivo e a força de sustentação. Essas forças serão abordadas dentro desse item. Contudo, antes disso, é necessário entender como a orientação de um corpo é definida nos estudos sobre propulsão na natação, já que afeta as forças propulsivas.

### 2.3.1 ÂNGULOS DE ATAQUE E DE ORIENTAÇÃO

Tanto o ângulo de ataque quanto o ângulo de orientação são parâmetros que definem a orientação da mão ou do modelo (ARELLANO, 1992; TOUSSAINT; BEEK

1992; TOUSSAINT; BERG; BEEK, 2002). Ângulo de ataque ( $\alpha$ ) é o ângulo em que o corpo (a mão) se encontra em relação à direção do fluxo (HAY, 1981; SANDERS, 1999; MARINHO *et al.*, 2009). Em outras palavras, representa o ângulo gerado pela linha do fluxo em relação à posição do modelo ou, de forma diferente, em relação ao plano transverso (SILVA *et al.*, 2005; ROUBOA *et al.*, 2006); é o ângulo formado pela inclinação da superfície propulsora com a sua direção de movimento (TOUSSAINT; BEEK, 1992), ou seja, é definido como o ângulo entre o vetor velocidade da mão e o plano da mão (PAYTON; BARTLETT, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001) como pode ser exemplificado por meio da Figura 1.

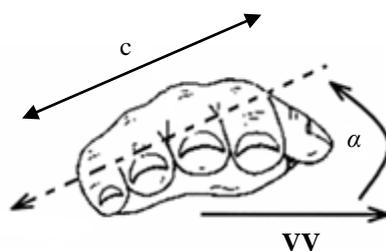


Figura 1. Corda (c) e ângulo de ataque ( $\alpha$ ) adaptado de Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001); ângulo formado entre o plano da mão (seta pontilhada) e o vetor velocidade da mão (VV).

Esse ângulo é formado entre a superfície da mão e a direção do movimento da mesma na água e ele é fundamental para obter os níveis de interação entre as forças de arrasto e de sustentação (ARELLANO, 1992). Segundo Arellano (1999), representa o ângulo entre a direção do movimento relativo e a linha de corda<sup>1</sup> (Figura 1), assim como, conforme Barthels (1979), é o ângulo formado entre a direção do fluxo e a corda do fólio.

É importante destacar que, segundo Schleihauf (2004), esse ângulo varia entre 0 e 90°; já segundo Sanders (1999), esse ângulo varia de -90 a 90°, sendo considerado negativo quando o fluxo atinge o dorso da mão e, positivo, quando atinge a palma da mão. Isso está de acordo com Berger, Groot e Hollander (1995), os quais também definiram que esse ângulo é positivo quando a palma da mão está voltada para a linha do movimento e é negativo quando o dorso da mão está voltado para a linha do movimento.

---

<sup>1</sup> Corda é o comprimento do fólio, sendo um fólio uma asa, a qual tem um formato ligeiramente curvo com uma borda frontal arredondada e a borda oposta aguda (COLWIN, 2000).

O ângulo de orientação ( $\psi$ ) representa a rotação do plano coronal do corpo (SILVA *et al.*, 2005; ROUBOA *et al.*, 2006) e define a direção da borda da mão relativa ao fluxo do fluido (PAYTON; BARTLETT, 1995; SCHLEIHAUF, 2004; MARINHO *et al.*, 2009). Arellano (1992) explica esse ângulo como sendo a direção que o fluido toma ao circular ao redor da mão. Ele é definido projetando o vetor velocidade da mão ao plano da mão (PAYTON; BARTLETT, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001). E, observando a Figura 2, a partir dos estudos de Schleihauf (1979; 2004), esse ângulo é de  $0^\circ$  quando o fluido direciona-se do polegar ao quinto dedo; é de  $90^\circ$  quando o fluido direciona-se dos dedos ao punho; é de  $180^\circ$  quando o fluido direciona-se do quinto dedo ao polegar; e é de  $270^\circ$  quando o fluido direciona-se do punho aos dedos. Ainda, podem ser avaliadas todas as posições intermediárias, quer dizer, esse ângulo varia de 0 a  $360^\circ$  (SCHLEIHAUF, 1979; 2004).

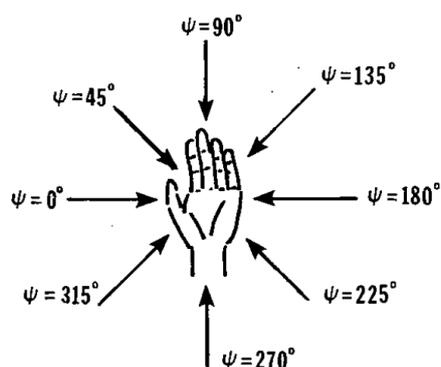


Figura 2. Ângulo de orientação ( $\psi$ ) por Schleihauf (1979).

Após compreender a definição desses ângulos, pode-se notar que é necessário definir o plano da mão e calcular o vetor velocidade da mão. A partir disso, Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001) estabeleceram a acurácia e a confiabilidade dos procedimentos propostos por Schleihauf (1979) e por Berger, Groot e Hollander (1995), assim como de novos procedimentos para a reconstrução da velocidade da mão e ângulos de ataque e de orientação a partir de análises de vídeo tridimensional. Todos os procedimentos, para definir o plano da mão, utilizavam a combinação de dois vetores.

Schleihauf (1979) usou um vetor da falange proximal do segundo dedo até a falange proximal do quinto dedo e outro vetor do centro da articulação do punho até a falange distal do terceiro dedo (Figura 3a). Berger, Groot e Hollander (1995) utilizaram

um vetor do centro da articulação do punho até a falange proximal do quinto dedo e o outro vetor do centro da articulação do punho até a falange distal do terceiro dedo (Figura 3b). Os procedimentos propostos por Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001) consistiram em cinco combinações diferentes de vetores (Lauder 1 a 5) e todos apresentaram a articulação do cotovelo como uma referência a ser considerada na reconstrução de pelo menos um dos vetores. Por exemplo, em Lauder 1 (Figura 3c), são utilizados um vetor da falange proximal do segundo dedo até a falange proximal do quinto dedo e outro vetor do cotovelo até a falange distal do terceiro dedo.

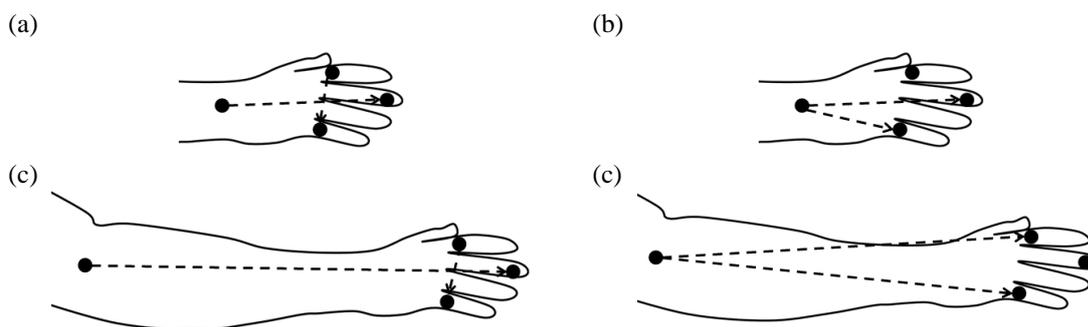


Figura 3. Diferentes combinações de vetores para definir o plano da mão. (a) Combinação proposta por Schleihauf (1979); (b) Combinação proposta por Berger, Groot e Hollander (1995); (c) Combinação Lauder 1 proposta por Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001); (d) Combinação proposta por Gomes *et al.* (2010).

Nesse mesmo estudo descrito acima, o vetor velocidade da mão foi calculado de quatro formas possíveis, considerando os dados da velocidade angular do ombro e os dados das coordenadas dos seguintes pontos: (1) falange proximal do segundo dedo, (2) falange proximal do quinto dedo, (3) falange distal do terceiro dedo e (4) ponto médio entre as falanges proximais do segundo e quinto dedos. Como resultados, não foram encontradas diferenças entre as velocidades da mão reconstruídas com diferentes pontos.

Ainda, os métodos de reconstrução Lauder 2 a Lauder 5 apresentaram uma pobre confiabilidade em relação ao método Lauder 1 e aos propostos por Schleihauf (1979) e por Berger, Groot e Hollander (1995). Não obstante, os resultados também indicaram que os métodos de Schleihauf (1979) e Lauder 1 diferiram muito do proposto por Berger, Groot e Hollander (1995) para a reconstrução do ângulo de orientação. Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001) sugeriram que para melhorar a acurácia e a confiabilidade dos cálculos da orientação da mão, deve-se incluir uma combinação de vetores que incluam aqueles com menor variabilidade e uma maior acurácia na reconstrução, ou

seja, é indicado utilizar vetores que considerem o cotovelo. Desse modo, eles concluíram que o método Lauder 1 melhora a acurácia das medidas do ângulo de orientação e, mais importante, do ângulo de ataque, já que os coeficientes de arrasto e de sustentação são mais sensíveis aos erros do ângulo de ataque do que do ângulo de orientação (PAYTON; BARTLETT, 1995).

Gomes *et al.* (2010) confirmaram os resultados de Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001) em relação ao cálculo do ângulo de ataque com diferentes combinações de vetores para definir o plano da mão na análise de um palmateio de sustentação. Isto é, ângulos de ataque calculados a partir das combinações de vetores de Schleihauf (1979) e Lauder 1 podem ser usados de forma intercambiável (GOMES *et al.*, 2010). Entretanto, esse último estudo acrescentou mais uma combinação de vetores (Figura 3d) para definir o plano da mão (um vetor do cotovelo até a segunda falange proximal, outro vetor do cotovelo até a quinta falange proximal) que concordou com as outras duas formas propostas por Schleihauf (1979) e Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001). Acrescentando a isso, Gomes *et al.* (2010) verificaram a variabilidade do comprimento dos vetores utilizados para definir o plano da mão e concluíram que a combinação proposta por eles apresenta uma menor variabilidade quando comparada com as combinações propostas pelos outros autores.

Em adição a isso, Payton e Bartlett (1995) recomendaram que os erros das estimativas dos ângulos de ataque e de orientação, assim como da velocidade da mão, devem ser calculados. A propagação desses erros também deve ser avaliada antes dessas variáveis serem usadas para calcular as forças hidrodinâmicas de arrasto e de sustentação (PAYTON; BARTLETT, 1995).

### 2.3.2 FORÇA DE ARRASTO PROPULSIVO

Como descrito por Schleihauf (1979), a força de arrasto (*drag*) é o resultado da resistência criada pelo movimento do corpo no fluido e pode ser explicada pela terceira Lei de Newton, ação e reação. Além disso, essa força atua na direção oposta ao movimento, é paralela ao fluxo e é perpendicular à força de sustentação. Segundo Sidelnik e Young (2006), o arrasto é definido como uma força paralela ao fluido do fluxo livre que passa pela mão. A direção do arrasto ou a direção oposta ao movimento da mão pode ser determinada usando a posição de vetores do ponto médio da mão obtida por meio de gravações da mão em dois quadros consecutivos (KUDO *et al.*,

2008b). Essa força pode ser estimada por meio da utilização da Equação 1 de acordo com a teoria hidrodinâmica:

$$D = \frac{1}{2} \rho v^2 C_D S \quad \text{Equação 1}$$

em que,

$D$  (N): força de arrasto;

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$v$  (m/s): velocidade relativa ao fluido;

$C_D$ : coeficiente de arrasto;

$S$  (m<sup>2</sup>): área de superfície que gera propulsão normal à direção da força considerada.

A partir dessa equação, pode ser observado que se a velocidade for constante, a força de arrasto máxima será decorrente do valor máximo da área de superfície que gera propulsão em uma orientação (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995). Para uma melhor compreensão, é importante destacar que a velocidade relativa ao fluido é uma subtração vetorial, isto é, ela é estimada pela subtração entre a velocidade do fluido e a velocidade do corpo (PAI; HAY, 1988; HALL, 2005) ou pela soma vetorial entre os vetores velocidade da mão e do corpo do nadador (MATSUUCHI *et al.*, 2009). Ainda, ela pode ser encontrada a partir de dados de coordenadas tridimensionais obtidas por meio da digitalização de vídeos subaquáticos (PAYTON; BARTLETT, 1995). Já a massa específica do fluido e a área da mão podem ser medidas diretamente ou estimadas (PAYTON; BARTLETT, 1995). Os coeficientes tanto de sustentação, quanto de arrasto dependem da orientação do modelo (PAYTON; BARTLETT, 1995; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001) e são característicos para o objeto testado (TOUSSAINT; BERG; BEEK, 2002; TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004; 2005). A orientação do modelo é definida – como foi afirmado anteriormente – por meio dos ângulos de ataque e de orientação.

Não obstante, segundo Barthels (1979) e Ito (2006), o palmateio é caracterizado por uma importante aplicação da força hidrodinâmica de sustentação. Segundo o primeiro autor citado, quando o palmateio é executado na posição vertical, a força de sustentação é usada como uma força de suporte, a qual é dirigida verticalmente para

cima com intuito de contrapor a tendência do corpo em afundar.

### 2.3.3 FORÇA DE SUSTENTAÇÃO

A força de sustentação (*lift*) pode ser baseada, primeiramente, no Teorema de Bernoulli (TOUSSAINT; BEEK, 1992; ARELLANO, 1992). Por essa perspectiva, a mão comporta-se como um fólio (COSTILL; MAGLISCHO; RICHARDSON, 1991; TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004; DABNICHKI, 2008).

Colwin (2000) relata que o Princípio de Bernoulli foi formulado pelo matemático suíço Daniel Bernoulli (1700-1782) há mais de 200 anos. Essa lei afirma que, sobre uma linha de corrente, à medida que a velocidade de um fluido aumenta, a pressão que ele exerce diminui, sendo isso válido quando a viscosidade pode ser considerada nula e quando não há perdas de energia. Para complementar essa explicação, a maior velocidade é associada com a menor pressão e vice-versa, sendo que a diferença de pressão resulta na força de sustentação. O Princípio de Bernoulli pode ser explicado da seguinte maneira: devido à forma da mão (semelhante a de um fólio) (TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004; DABNICHKI, 2008), as moléculas de água que chegam juntas no início da palma da mão e do dorso devem passar pela mão e chegar juntas no final do dorso e da palma. Como a molécula de água que passa por cima do dorso percorre uma maior distância, ela deve ter uma velocidade maior, gerando menor pressão; já a molécula que passa por baixo do dorso da mão percorre uma menor distância, por isso ela deve ter uma velocidade menor, gerando maior pressão. Esse diferencial de pressão resulta na força de sustentação.

Brown e Counsilman (1970) destacaram a importância dessa força na propulsão na natação, sugerindo que excelentes nadadores propulsionam-se por meio da força de sustentação predominantemente. Entretanto, a explicação da origem dessa força é muito questionada para explicar o papel da força de sustentação, já que o Teorema de Bernoulli foi desenvolvido para um escoamento ideal, ou seja, para um fluido cuja viscosidade é considerada nula (fluido perfeito) como descrito por Arellano (1992) e Colwin (2000). Para compreender isso, um fluido sem viscosidade flui ou desliza sobre um corpo sólido sem fricção; já com viscosidade, as partículas do fluido em contato com um objeto são freadas ou aceleradas por ele (ARELLANO, 1992), sendo que isso compreende o princípio de não-deslizamento (FOX; MCDONALD; PRITCHARD, 2006).

Essa força pode ser estimada por meio da Equação 2 de acordo com a teoria hidrodinâmica:

$$L = \frac{1}{2} \rho v^2 C_L S \quad \text{Equação 2}$$

em que,

$L$  (N): força de sustentação;

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$v$  (m/s): velocidade relativa ao fluido;

$C_L$ : coeficiente de sustentação;

$S$  (m<sup>2</sup>): área de superfície que gera propulsão normal à direção da força considerada.

Analisando a força de sustentação, esta atua perpendicular à linha do movimento da superfície do corpo de propulsão (TOUSSAINT; BEEK, 1992; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995) ou perpendicular à velocidade da mão (ITO, 2006). Já segundo Schleihau (2004), a força de sustentação atua em ângulo reto com a direção do escoamento (antes de ser perturbado). Segundo Sidelnik e Young (2006), a força de sustentação é definida como uma força perpendicular ao fluxo livre do fluido que passa na mão.

Segundo Berger, Hollander e Groot (1999), a força de sustentação só pode ser estimada corretamente quando forças nas três dimensões são mensuradas, ou seja, não é uma força bidimensional, mas sim tridimensional. A componente da força de sustentação que é paralela à direção do fluxo é a força de sustentação 2D (Figura 4); já o outro componente é conhecido como força axial (BIXLER; RIEWALD, 2002). Segundo Kudo *et al.* (2008b), a partir de gravações de movimentos da mão, a direção de um componente da força de sustentação ( $L1$  ou força de sustentação 2D) pode ser determinada pelo produto vetorial de vetores obtidos de marcadores posicionados sobre a falange distal do terceiro dedo e sobre o centro da articulação do punho em dois quadros consecutivos; já a direção do outro componente ( $L2$  ou força axial) pode ser determinada pelo produto vetorial das direções da força de arrasto e  $L1$  (Figura 4). Após a obtenção de  $L1$  e  $L2$ , calcula-se o módulo da força de sustentação total ou 3D a partir da Equação 3:

$$L_T = \sqrt{(L1)^2 + (L2)^2}$$

Equação 3

em que,

$L_T$  (N): força de sustentação total ou força de sustentação 3D;

$L1$  (N): força de sustentação 2D, a qual é paralela à direção do fluxo;

$L2$  (N): força axial, a qual é perpendicular à  $L1$  e à força de arrasto.

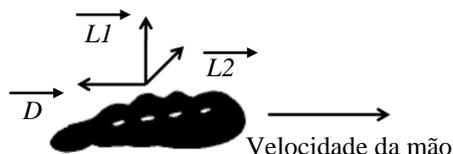


Figura 4. Figura adaptada de Toussaint, Berg e Beek (2002), a qual ilustra as direções das forças.  $D$  é a força de arrasto;  $L1$  é a força de sustentação 2D;  $L2$  é a força axial. O tamanho dos vetores não deve ser associado com as suas magnitudes.

Em relação à teoria da força de sustentação, esta também é baseada na teoria do vórtice (remoinho), sendo um vórtice uma massa de fluido animada de movimento rotacional (COLWIN, 2000; DICKINSON, 2001). Quando um animal move-se em um meio fluido, ele cria vorticidade, isto é, um fluxo de movimento circular que representa a quantidade de movimento dada pelo animal ao fluido (DICKINSON *et al.*, 2000). Complementando essa idéia, um vórtice é uma forma de energia cinética, sendo que um vórtice espalhado (*shed vortex*) representa a energia fornecida pelo nadador à água (ARELLANO, 1999).

A teoria do vórtice, segundo Arellano (1992), pode ser explicada pela seguinte forma, para um escoamento bidimensional: um nadador, ao posicionar a sua mão em um determinado ângulo de ataque, cria dois vórtices (vórtices principais) atrás da sua mão como consequência das linhas de corrente que passam por cima e por baixo da mão. Quando o ângulo de ataque é de  $90^\circ$ , esses vórtices criados são iguais (Figura 5), anulando-se mutuamente de acordo com o teorema do momento cinético<sup>2</sup>, resultando,

<sup>2</sup> Colwin (2000) relata que um vórtice não pode ser criado sem a formação de um contravórtice de força igual, circulando na direção oposta. Berg e Ellington (1997) citam que a circulação total de um sistema deve permanecer constante (Teorema da Circulação de Kelvin), dessa forma, qualquer mudança na circulação do vórtice limite de uma asa deve ser acompanhada da soltura de um vórtice inicial ou final de igual força, mas de circulação oposta.

desse modo, somente na força de arrasto. Ao diminuir o ângulo de ataque, um dos vórtices torna-se mais intenso que o outro e, para compensar essa diferença de momento cinético, outro vórtice é gerado ao redor de toda a mão, apresentando igual sentido do vórtice que perdeu intensidade para que o momento cinético total seja sempre nulo (Figura 6). Esse último vórtice acelera o fluido que passa por cima da mão e freia o fluido que passa por baixo da mão, gerando força de sustentação. O vórtice que se tornou mais intenso é chamado de vórtice inicial (ARELLANO, 1992) e o vórtice gerado ao redor de toda a mão chama-se vórtice limite ou corrente circulatória (TOUSSAINT; TRUIJENS, 2005; MATSUUCHI *et al.*, 2009).

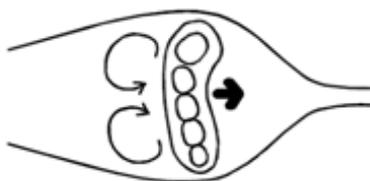


Figura 5. Figura adaptada de Arellano (1999). Mão com um ângulo de ataque de  $90^\circ$  e ângulo de orientação de  $0^\circ$ , formando dois vórtices iguais, anulando-se.

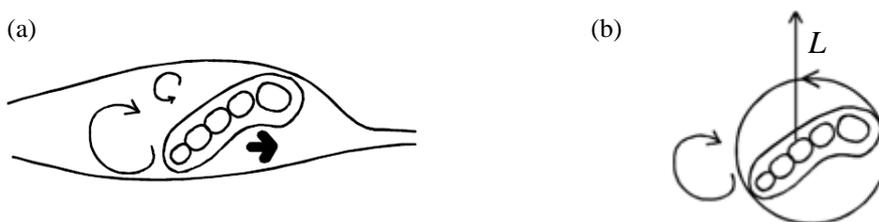


Figura 6. Figura adaptada de Arellano (1999). (a) Formação de dois vórtices, sendo um mais intenso (vórtice inicial) que o outro; (b) Formação do vórtice limite ao redor da mão, gerando força de sustentação ( $L$ ).

Por outro lado, o vórtice inicial afeta a circulação no início do movimento de translação quando ele está muito próximo ao fólio, já que os vórtices inicial e limite têm direções opostas, reduzindo a força de um e do outro (DICKINSON, 1996). Essa redução na circulação sobre os primeiros comprimentos de corda de viagem resulta na diminuição de sustentação, sendo que isso é conhecido como Efeito Wagner (DICKINSON, 1996). De acordo com Toussaint, Berg e Beek (2002) e Toussaint e Truijens (2005), o vórtice limite necessita tempo para se desenvolver (Efeito Wagner). Como descrito por esses autores, pode levar seis comprimentos de corda de viagem para a sustentação e para a circulação alcançarem 90% dos seus valores finais. A partir disso, os autores também destacam que, na natação, considerando a corda de uma mão

humana em torno de 0,10 m, é necessário 0,60 m de viagem para atingir 90% da sustentação e da circulação, o que implica que, na braçada do *crawl*, a circulação não é completamente alcançada.

Um vórtice limite pode ser apreciado na Figura 7, a qual exemplifica um hidrofólio que estava em repouso inicialmente e que se move da esquerda para a direita. Pode ser observado um vórtice inicial que gira no sentido horário – formado aonde o hidrofólio encontrava-se inicialmente – e um vórtice limite ao redor do hidrofólio que gira no sentido anti-horário.

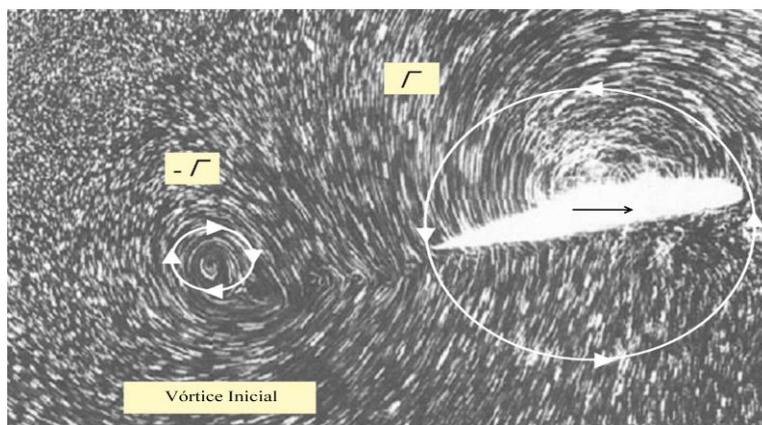


Figura 7. Vórtice inicial com circulação  $-\Gamma$  e vórtice limite ao redor de um hidrofólio com circulação  $\Gamma$ . Figura adaptada de Matsuuchi *et al.* (2009).

Matsuuchi *et al.* (2009) explicaram que os vórtices inicial e limite compreendem um par de vórtices que giram em sentidos opostos e acabam gerando quantidade de movimento, nesse caso – de acordo com a Figura 7 – a quantidade de movimento é para baixo. De acordo com esses autores, força de sustentação será, então, exercida sobre o hidrofólio como uma reação à variação da quantidade de movimento. A quantidade de movimento gerada pelo movimento de um hidrofólio é proporcional à massa específica do fluido ( $\rho$ ), à magnitude da circulação ( $\Gamma$ ) e à distância entre dois vértices ( $s$ ) (MATSUUCHI *et al.*, 2009).

Dessa forma, como Arellano (1999) destacou, as teorias aplicadas ao desenvolvimento dos modelos matemáticos do comportamento da vorticidade provêm do Teorema de Kutta-Joukowski: quando um vórtice de circulação  $\Gamma$  se move em um fluido uniforme de massa específica  $\rho$  com uma velocidade  $V_\infty$ , produz uma força  $\rho V_\infty \Gamma$ , por unidade de comprimento, perpendicular à direção de  $V_\infty$  e ao eixo de vorticidade:

$$L = \rho V_{\infty} \Gamma \quad \text{Equação 4}$$

em que,

$L$  (N): força de sustentação;

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$V_{\infty}$  (m/s): velocidade de um escoamento não perturbado pela presença de um corpo, relativa à velocidade do corpo;

$\Gamma$  (m<sup>2</sup>/s): circulação.

Segundo Maglischo (2003), a teoria do vórtice tem alguns problemas associados a sua validação, quer dizer, precisa ser mais investigada, já que não se sabe se os nadadores conseguem, realmente, estabelecer vórtices em torno de suas mãos. Entretanto, já existem pesquisas que conseguiram visualizar vórtices gerados por nadadores (KAMATA *et al.*, 2006; MATSUUCHI *et al.*, 2009). Arellano (1999), por exemplo, explica que existem três diferentes vórtices que podem ser observados durante os movimentos propulsivos das mãos: vórtice inicial, vórtice de extremidade e *hub vortex*.

Segundo Arellano (1999), o vórtice inicial é gerado em todos os movimentos propulsivos, incluindo todos os ângulos de orientação, sendo facilmente visível quando a mão muda a direção do movimento subitamente, porque o ângulo de orientação muda e um novo vórtice inicial é criado. Após a mudança da direção do movimento da mão, o vórtice inicial é “largado” e continua em rotação na água durante um tempo pequeno (ARELLANO, 1999). Ainda, segundo esse mesmo autor, a diferença de pressão entre a palma e o dorso da mão produz vórtices de extremidade, os quais são espalhados a partir das extremidades da mão quando a água de baixo (da palma) vai para cima (para o dorso), sendo esses vórtices observados pela linha de bolhas de ar, que mostra o caminho da trajetória propulsiva do nadador.

O terceiro vórtice é o *hub vortex*, o qual é observado nos movimentos propulsivos pequenos das mãos, característicos do nado sincronizado – ou seja, é observado no palmateio – sendo esse vórtice perpendicular ao caminho propulsivo das mãos – perpendicular ao desenho do oito – e é formado por um remoinho de água na superfície da água (ARELLANO, 1999). Na verdade, o estudo sobre a geração de vórtices compreende uma forma de analisar o comportamento do escoamento.

### 2.3.4 COMPORTAMENTO DO ESCOAMENTO

Segundo Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006), a água ocupa, previamente, o volume do membro: a cada movimento lento de um membro, as partículas de água ocupam estavelmente e de forma regular o volume desse membro; porém, quando o membro move-se com maiores velocidades, a água é movida instavelmente. A partir disso, pode-se caracterizar o fluxo estável quando o objeto move-se com velocidade constante no fluido, assim, ritmo estável caracteriza-se quando o fluxo não é acelerado e quando as variáveis não mudam com o tempo (ROUBOA *et al.*, 2006). Sendo que, para Toussaint, Berg e Beek (2002) e Toussaint e Truijens (2004), essas variáveis que não mudam com o tempo são a velocidade e os ângulos de ataque e de orientação. Ainda, caracteriza-se como fluxo estável quando as linhas de corrente<sup>3</sup> mantêm o mesmo formato durante todo o tempo (COLWIN, 2000).

O escoamento instável caracteriza-se quando o objeto apresenta aceleração ou muda a sua forma ou a sua orientação (ROUBOA *et al.*, 2006). Entretanto, mesmo quando a orientação e a direção dos segmentos propulsivos são constantes, formação e separação de vórtices ocorrem, ou seja, o escoamento comporta-se de maneira instável, implicando na produção de forças propulsivas (SILVA *et al.*, 2005; GARDANO; DABNICHKI, 2006). De acordo com Kamata *et al.* (2006), o escoamento real ao redor do corpo de um nadador está em uma condição instável quase sempre. Quando se analisa o palmateio, como esse movimento apresenta aceleração, principalmente, quando a mão muda de direção (ITO, 2006; MATSUUCHI *et al.*, 2009), o escoamento comporta-se de maneira instável. Por isso, a fase em que a mão muda de direção deve ser considerada quando as propriedades básicas da força são investigadas (MATSUUCHI *et al.*, 2009).

Com o intuito de analisar o comportamento do escoamento, mais precisamente, observar os vórtices formados, Arellano (1999) e Arellano e Pardillo (2001) citam três métodos de visualização do escoamento:

(1) Injetando bolhas;

---

<sup>3</sup> Linha de corrente indica a direção do fluxo em qualquer ponto e é tangencial ao fluxo (COLWIN, 2000).

- (2) Usando pequenas partículas;
- (3) Usando uma parede de bolhas em situação analítica.

Segundo Arellano (1999), com o sistema (2), foram analisados movimentos curtos de palmateio, similares aos usados no nado sincronizado. Após a mão mudar de direção repentinamente da esquerda para a direita, o vórtice inicial foi “liberado”. O caminho do vórtice de extremidade foi observado muito claramente e, algumas vezes, um remoinho de água vertical (*hub vortex*) foi criado.

Com a aplicação do método de visualização do escoamento, injetando bolhas na palma da mão, foi permitido ver como vórtices são gerados após cada mudança de movimento da mão (ARELLANO; PARDILLO, 2007). Não obstante, nesse mesmo trabalho, foi realizada uma comparação entre duas condições: (1) palmateio em deslocamento e (2) palmateio estacionário (*tethered sculling*). Os vórtices gerados, na condição (1), mantinham a rotação por vários segundos, enquanto seus tamanhos eram expandidos. Já na condição (2), os vórtices foram movidos para trás, enquanto as mãos eram mantidas no mesmo plano.

A formação de vórtices também já foi observada durante o vôo de insetos, sendo que a teoria aerodinâmica convencional (ritmo estável) não pode explicar como as asas desses animais criam magnitudes de forças suficientes para mantê-los voando (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON *et al.*, 2000). Por causa disso, Dickinson, Lehmann e Sane (1999) sugerem que a aerodinâmica do vôo dos insetos pode ser explicada por meio de três mecanismos distintos e interativos, os quais são: *delayed stall* (mecanismo translacional), circulação rotacional e captura da esteira (mecanismos rotacionais).

A maioria dos insetos voa usando altos valores de ângulo de ataque, porém um aerofólio convencional exibiria um *stall*, ou seja, uma perda catastrófica de sustentação, devido à separação do fluxo a partir do topo da superfície da asa (DICKINSON *et al.*, 2000; DICKINSON, 2001). Esses autores explicam que, em vez disso, uma asa de inseto consegue gerar um aumento de sustentação com ângulos de ataque altos, devido à formação de um grande vórtice um pouco acima e atrás da borda de ataque da asa, conhecido como vórtice *leading-edge*, o qual causa um *delayed stall*. Isto é, o escoamento é muito rápido nesse vórtice, resultando em uma pressão muito baixa que aumenta a sustentação (DICKINSON, 2001). Por outro lado, a asa de um avião, por exemplo, teria esse vórtice espalhado na sua esteira, fazendo com que a sustentação caia

bruscamente, enquanto que a batida da asa de um inseto é tão breve que a asa bate e muda de direção, produzindo um novo vórtice na direção oposta imediatamente após o vórtice anterior ser espalhado na esteira (DICKINSON, 2001).

De acordo com Dickinson, Lehmann e Sane (1999), esse mecanismo conhecido como *delayed stall* é considerado como translacional, porque ele aumenta a sustentação durante a porção translacional da batida da asa, ou seja, durante as fases de *upstroke* (batida da asa para cima) e *downstroke* (batida da asa para baixo). Não obstante, esse mecanismo translacional não prediz acuradamente as forças geradas durante a mudança de direção da batida da asa (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON, 2001).

Somado a isso, picos de força foram observados no final do *downstroke* e do *upstroke* de uma mosca robótica. Dessa forma, mecanismos rotacionais também contribuem para o aumento da sustentação durante a batida das asas (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999). Esses autores explicam que a própria rotação da asa serve como fonte de circulação para gerar uma força para cima durante o vôo de insetos, sendo que esse mecanismo de circulação rotacional é semelhante ao Efeito Magnus. O Efeito Magnus pode ser explicado da seguinte maneira conforme Dickinson, Lehmann e Sane (1999): uma bola que gira em torno do seu eixo arrasta uma determinada quantidade de ar em torno de si, colocando-o em rotação, isto é, essa bola puxa o ar para dentro da camada limite<sup>4</sup> enquanto gira, servindo como uma fonte de circulação; à medida que a bola move-se através do ar, essa circulação aumentará a velocidade total do fluxo em um lado e diminuirá no outro lado, ou seja, se essa velocidade for maior no topo (região de menor pressão), a bola será levada para cima (*backspin*), mas se essa velocidade for maior na parte de baixo da bola (região de menor pressão), ela será levada para baixo (*topspin*).

Para uma asa de um inseto conseguir gerar sustentação por meio de um mecanismo similar ao Efeito Magnus, a orientação da força resultante será dependente da direção da rotação da asa (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999). Por isso, de acordo com o trabalho desses autores, para adotar um ângulo de ataque adequado nas fases translacionais, a asa deve pronar antes do *downstroke* e supinar antes do *upstroke*.

---

<sup>4</sup> Como descrito por Fox, McDonald e Pritchard (2006), camada limite pode ser compreendida como a região do fluido adjacente a uma superfície sólida, na qual os efeitos viscosos são importantes.

Assim, considerando uma força positiva para cima e uma força negativa para baixo, quando a asa roda antes de mudar de direção, há um pico positivo de força no final das fases translacionais; se a asa roda depois de mudar a direção, isso resulta em uma força negativa no final das mesmas fases; por outro lado, uma rotação simétrica causa um pico positivo no final das fases e um pico negativo no início dessas fases (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON, 2001).

Por outro lado, picos de força significativos – não facilmente explicados pela circulação rotacional – foram observados no início do *downstroke* e *upstroke* de uma mosca robótica (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON, 2001). Dessa forma, sugere-se que a força propulsiva é ainda aumentada pela rotação da asa à medida que a mesma passa pela esteira de vórtices formada pelas batidas prévias, logo, um inseto pode recapturar alguma energia perdida à esteira (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON *et al.*, 2000). Ou seja, cada batida da asa deixa para trás uma esteira complexa consistindo de vorticidade; quando a asa muda de direção, ela passa por essa esteira que contém energia perdida do inseto para o fluido, possibilitando ao inseto recuperar uma parte dessa energia (DICKINSON, 2001). No entanto, de acordo com Dickinson, Lehmann e Sane (1999) e Dickinson (2001), a direção e a magnitude das forças geradas pela captura da esteira dependem da relação das fases rotacionais e translacionais, isto é:

- (1) Se a rotação precede a mudança de direção, a asa intercepta a sua própria esteira gerando uma maior força para cima (composta tanto por arrasto quanto por sustentação para cima), visto que essa ação possibilita a asa ter um ângulo de ataque favorável quando colide com a esteira;
- (2) Se a rotação da asa ocorre após a mudança de direção, o escoamento intercepta a asa com um ângulo de ataque, o qual produz forças de sustentação para baixo e arrasto para cima;
- (3) Com a rotação simétrica, a asa apresenta um ângulo de ataque de  $90^\circ$  no meio da mudança de direção, não produzindo sustentação, mas gerando uma alta força de arrasto.

Em relação ao palmateio, de acordo com Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006), os mesmos mecanismos observados no vôo de insetos podem ocorrer durante o palmateio, aumentando as forças propulsivas. Por exemplo, o *delayed stall* pode

contribuir durante a translação da mão com altos ângulos de ataque, já que as observações desses autores apontam que um grande vórtice é gerado e solto após o início de cada fase de transição.

A mão pode também ser beneficiada pela vorticidade espalhada por prévias braçadas: uma sustentação adicional pode ser obtida pela captura da esteira, porque se a mão rodar antes de mudar a direção do movimento, a mão intercepta a sua própria esteira, recapturando alguma energia perdida anteriormente e, com um ângulo de ataque mais adequado, acaba gerando uma maior força propulsiva (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Complementando o efeito rotacional de captura da esteira, se a mão rodar antes de mudar de direção, haverá também o efeito de circulação rotacional (semelhante ao Efeito Magnus), contribuindo para um aumento da força propulsiva (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006).

Recentemente, na engenharia, foi estabelecido um novo método para analisar escoamentos estável e instável ao redor do corpo humano: *Particle Image Velocimetry (PIV)* (KAMATA *et al.*, 2006), possibilitando visualizar a formação de uma esteira de vórtices e, a partir disso, permite reconstruir as dinâmicas temporal e espacial da geração de força (DICKINSON *et al.*, 2000). Utilizando esse método, Matsuuchi *et al.* (2009) observaram que há uma maior variação na quantidade de movimento na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep* na braçada do *crawl*, isto é, uma força atua fortemente na mão nessa fase, por isso deveria ser dada uma atenção especial nas fases de transição.

Kamata *et al.* (2006), também usando esse método, analisaram o mecanismo de propulsão do movimento de palmateio (direção cabeça) na posição de decúbito ventral. Eles identificaram que, no meio da fase de transição do *out-scutt* para o *in-scutt*, mudanças na direção da mão formaram um vórtice no sentido horário, oposto à circulação ao redor da mão; nessa mesma fase, o fluxo do dorso da mão foi separado; subsequentemente, no final da fase de mudança, um par de vórtices foi formado por um vórtice no sentido anti-horário (gerado pela separação do fluxo do dorso da mão) e por um vórtice no sentido horário (formado previamente). Adicionalmente, foi confirmada a presença de vetores de velocidade (jatos de fluxo) na direção do fluxo entre o par de vórtices.

Já no meio da fase de transição do *in-scutt* para o *out-scutt*, Kamata *et al.* (2006) notaram que o fluxo foi separado da palma e do dorso da mão e um vórtice no sentido anti-horário foi formado ao lado da palma da mão; no final dessa fase, ocorreu

separação do fluxo da mão e um par de vórtices foi formado. Também nessa fase de transição, jatos de fluxo foram observados na direção do fluxo entre o par de vórtices.

A partir também desse estudo, foi concluído que:

- (1) Após a mudança de direção do movimento da mão, o vórtice de direção oposta ao da circulação foi formado ao redor da mão;
- (2) O escoamento separou-se da mão à medida que o ângulo de ataque aumentava;
- (3) Conseqüentemente, outro vórtice era formado;
- (4) O vetor velocidade formado foi inferido ser um jato de fluxo, dessa forma, um nadador também usa jatos de fluxo – gerados pelo palmateio – como uma força propulsiva;
- (5) A separação do fluxo consiste na idéia de aplicação do fenômeno conhecido como *delayed stall*, o qual aumenta a força de sustentação, usando um vórtice *leading-edge*. O fluxo separado da mão no final das fases de transição foi o vórtice *leading-edge*, o qual causou um *delayed stall*. Conseqüentemente, a força de sustentação resultante serviu como uma força propulsiva.

As conclusões 2 e 5 do estudo de Kamata *et al.* (2006) vai ao encontro das observações de Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006) citadas anteriormente, as quais apontam que um grande vórtice é gerado e solto na fase de transição com altos ângulos de ataque, resultando em uma zona de pressão muito baixa no dorso da mão, aumentando a sustentação e causando, conseqüentemente, um *delayed stall*. Isto é, mesmo com altos ângulos de ataque (o que levaria a uma perda brusca de sustentação – *stall*), existe um aumento da força de sustentação, porque o escoamento é muito rápido nesse vórtice (vórtice *leading-edge*), resultando em uma zona de pressão muito baixa no dorso da mão.

No estudo de Bixler e Riewald (2002), também foi encontrada separação do fluxo, a qual ocorreu em todos os ângulos de ataque (entre  $-15$  e  $195^\circ$ ) e em todas as velocidades avaliadas (entre 0,4 m/s e 3 m/s). É importante destacar que o estudo de Bixler e Riewald (2002) foi realizado em uma condição quase-estática, sendo que os cálculos foram realizados a partir de um modelo. Isto é, mesmo em uma pesquisa, sendo desenvolvida em uma condição quase-estática, o fluxo apresentou um comportamento instável. Isso corrobora com o que já foi citado anteriormente por meio dos estudos de Silva *et al.* (2005) e Gardano e Dabnichki (2006).

Ainda, como na aproximação quase-estática assume-se que o escoamento sob condições estáveis pode ser comparado com o fluxo no nado real quando o corpo encontra-se na mesma orientação e velocidade relativa (PAI; HAY 1988; TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004; MATSUUCHI *et al.*, 2009), ela subestima os coeficientes de arrasto e de sustentação (MATSUUCHI *et al.*, 2009), subestimando as forças (PAI; HAY 1988; GARDANO; DABNICHKI, 2006).

### 2.3.5 ANÁLISE DAS FORÇAS DE ARRASTO E DE SUSTENTAÇÃO E DOS SEUS RESPECTIVOS COEFICIENTES

Para encontrar o valor dos coeficientes de arrasto e de sustentação determinados pelos ângulos de ataque e de orientação, pode-se recorrer a uma análise experimental ou a uma análise numérica. Na experimental, um modelo de mão humana (SCHLEIHAUF, 1979) ou mão e antebraço (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995) ou membro completo (mão, antebraço e braço) (LAUDER; DABNICHKI, 2005) podem ser testados em um canal aberto de água (SCHLEIHAUF, 1979; SANDERS, 1999) ou em um túnel de vento (WOOD, 1979; GARDANO; DABNICHKI, 2006) ou em um *swimming flume* (KUDO *et al.*, 2008a) com fluxo estável (ITO, 2006) em condições quase-estáticas (LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001; LAUDER; DABNICHKI, 2005) ou com fluxo instável (SANDERS, 1999; KUDO *et al.*, 2008b). Ainda, os valores das forças de sustentação e de arrasto, na análise experimental, são medidos por meio de um dinamômetro (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; SANDERS, 1999; GARDANO; DABNICHKI, 2006) ou são preditos pela medição da distribuição da pressão de superfície do modelo de uma mão por meio de sensores de pressão (TAKAGI; WILSON, 1999; KUDO *et al.*, 2008b). Esses valores de forças encontrados são substituídos nas Equações 1 e 2, assim, os coeficientes das forças são calculados.

Na análise numérica, modelos de mão (MINETTI; MACHTSIRAS; MASTERS, 2009; MARINHO *et al.*, 2009; 2010), mão e antebraço (BIXLER; RIEWALD, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006) e membro completo (GARDANO; DABNICHKI, 2006) foram testados com escoamento estável (BIXLER; RIEWALD, 2002) em condições quase-estáticas (GARDANO; DABNICHKI, 2006) ou com escoamento instável (ROUBOA *et al.*, 2006). Nesse caso, os coeficientes das forças são calculados por meio da utilização

da Dinâmica Computacional de Fluidos (*CFD*)<sup>5</sup> (BIXLER; RIEWALD, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006).

Comparando as análises experimentais e numéricas, Gardano e Dabnichki (2006) observaram que tanto os coeficientes de arrasto quanto os de sustentação calculados por meio do *CFD* corresponderam bem com os mesmos coeficientes calculados por procedimentos experimentais em túnel de vento. Por outro lado, Bixler e Riewald (2002) compararam os seus resultados (obtidos por meio do *CFD*) com outros (obtidos experimentalmente) e encontraram algumas divergências entre o método *CFD* e os usados por Wood<sup>6</sup> em 1977, por Schleihauf em 1979 e por Berger, Groot e Hollander em 1995.

Bixler e Riewald (2002) confirmaram que os coeficientes de força foram constantes para velocidades entre 1 m/s e 3 m/s para um dado ângulo de ataque e que os coeficientes de arrasto foram maiores nos estudos de Wood (1977), Schleihauf (1979) e Berger, Groot e Hollander (1995) do que pelos obtidos por meio do *CFD*. Entretanto, é importante destacar que as magnitudes dos coeficientes de arrasto e de sustentação de modelos podem ser afetadas pelo arrasto de onda, o qual parece aumentar muito o coeficiente de arrasto, mas influencia pouco o valor do coeficiente de sustentação (KUDO *et al.*, 2008a).

Independentemente das comparações entre as análises experimentais e numéricas, pode-se citar um estudo, o qual analisou uma asa (fólio) em cinco diferentes ângulos de ataque (10, 30, 50, 70 e 90°) em um fluxo estável e encontrou uma maior força de sustentação em um ângulo entre 35-40° (SCHLEIHAUF, 1979; 2004). No entanto, não é apropriado utilizar o estudo feito com uma asa para calcular a força aplicada pela mão (SCHLEIHAUF, 1979; 2004). Por isso, quando esse autor comparou as forças de sustentação produzidas pela asa e pelo modelo da mão, ele concluiu que a força era 18% menor no modelo da mão, por causa do contorno da superfície da mão, o

---

<sup>5</sup> *CFD* é um ramo da mecânica dos fluidos que resolve e analisa problemas envolvendo um fluxo de um fluido (LECRIVAIN *et al.*, 2008), utilizando Equações complexas de fluxo do fluido Navier-Stokes com expressões algébricas que podem ser resolvidas por cálculos computadorizados iterativos (BIXLER; RIEWALD, 2002).

<sup>6</sup> WOOD, T.C.. **A fluid dynamic analysis of the propulsive potential of the hand and forearm in swimming**. 1977. [s.f.]. Tese (Mestrado) - Dalhousie University Press, Halifax, 1977.

qual é irregular. Além disso, ele destacou que a força de sustentação produzida pelo modelo de mão, em um fluxo estável, inicia muito pequena entre os ângulos de ataque de 0 e 10°, atinge os valores de pico entre 35 e 45° e caem a zero em ângulos que se aproximam de 90°, enquanto a força de arrasto aumenta com um ângulo de ataque de 0 a 90° (SCHLEIHAUF, 1979; 2004). Contudo, os coeficientes encontrados por Schleihauf (1979) foram determinados sob condições, nas quais a velocidade do fluxo era constante, negligenciando os efeitos da aceleração do fluxo – efeitos de massa adicionada e espalhamento de vórtices (PAI; HAY, 1988; SANDERS, 1999; GARDANO; DABNICHKI, 2006).

Comparando as condições com aceleração (fluxo instável; velocidades de 0,5 m/s a 2 m/s com uma aceleração de 6 m/s<sup>2</sup>) e sem aceleração (fluxo estável; velocidades de 0,5 m/s a 4 m/s com incrementos de 0,5 m/s), Rouboa *et al.* (2006) encontraram:

- (1) Sem aceleração – quando os ângulos de ataque foram de 0, 90 e 180°, os coeficientes de arrasto e de sustentação foram constantes ao longo do aumento da velocidade do fluxo; a força de arrasto foi crescente para os três ângulos de ataque com o aumento da velocidade, porém, com um ângulo de 90°, ela foi mais crescente;
- (2) Com aceleração – quando o ângulo de ataque foi de 90°, o coeficiente de arrasto foi decrescente com o aumento da velocidade ao longo do tempo; para os ângulos de 0 e 180°, o coeficiente de arrasto foi quase constante ao longo do tempo; a força de arrasto foi crescente para os três ângulos de ataque, porém, com um ângulo de 90°, ela foi mais crescente ao longo do tempo;
- (3) Comparando as forças de arrasto obtidas com um ângulo de ataque de 90° com e sem aceleração, o valor máximo dessa força foi maior na condição com aceleração;
- (4) A força de arrasto contribuiu mais para o desenvolvimento da força propulsiva quando a aceleração foi nula;
- (5) Sob a condição de fluxo acelerado, os valores medidos para o coeficiente de arrasto – gerado para a mesma orientação do modelo e velocidade correspondente – reportaram uma propulsão de 22,5% maior que na situação sem aceleração.

Sanders (1999), assim como Rouboa *et al.* (2006), pesquisou os efeitos da aceleração, usando um modelo de mão em um canal aberto de água, e encontrou

pequenos coeficientes de arrasto quando o ângulo de ataque foi pequeno e, grandes coeficientes de arrasto quando o ângulo de ataque foi próximo de  $90^\circ$  e de  $-90^\circ$ . Os resultados de Berger, Groot e Hollander (1995) mostraram que com uma variação de velocidade de 0,7 m/s a 3 m/s, os coeficientes de sustentação e de arrasto parecem levemente dependentes da velocidade; já em menores velocidades de 0,7 m/s, esses coeficientes parecem fortemente dependentes da velocidade com o modelo posicionado com ângulos de ataque e de orientação de  $43^\circ$  e  $150^\circ$  respectivamente.

Segundo Taïar *et al.* (1999), o coeficiente de arrasto depende da morfologia do corpo assim como do número de Reynolds ( $Re$ )<sup>7</sup>. Como explicado por esses autores, o número de Reynolds expressa a razão entre as forças inerciais e as forças viscosas ao redor de um corpo submerso. Quando o número de Reynolds é alto, os principais fatores que afetam a força de arrasto são a forma e a orientação do corpo, os quais, por sua vez, afetam a separação da camada limite e o tamanho da esteira formada (GARDANO; DABNICHKI, 2006). Isso justifica a razão pela qual, segundo Lauder, Dabnichki e Bartlett (2001), os coeficientes independem da magnitude da velocidade ao longo das velocidades na natação.

Além disso, para cada ângulo de ataque analisado, é possível combinar vários ângulos de orientação (SCHLEIHAUF, 1979). Dessa forma, observando diferentes combinações entre esses dois ângulos em um fluxo estável, o pico da força de sustentação aconteceu entre  $15$  e  $55^\circ$  de ângulo de ataque (SCHLEIHAUF, 1979). Ainda, no mesmo estudo, o coeficiente de arrasto apresentou a tendência de aumentar a partir do ângulo de ataque de  $0$  a  $90^\circ$  em quatro ângulos de orientação diferentes observados ( $0$ ,  $45$ ,  $90$  e  $135^\circ$ ), sendo que essa pequena variação do comportamento do

---

<sup>7</sup> Número de Reynolds ( $Re$ ) é um parâmetro adimensional, o qual determina se a camada limite é laminar ou turbulenta, sendo que será laminar para  $Re \leq 5 \times 10^5$  e turbulenta para maiores valores (FOX; McDONALD; PRITCHARD, 2006). O  $Re$  é calculado a partir da seguinte Equação:

$$Re = \frac{\rho L_c v}{\mu}$$

em que,

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$L_c$  (m): comprimento característico do corpo;

$v$  (m/s): velocidade do corpo;

$\mu$  (Pa.s): viscosidade do fluido.

coeficiente de arrasto nos quatro ângulos de orientação foi relacionada à área de secção transversa da mão.

Bixler e Riewald (2002) encontraram uma maior força de sustentação 2D em ângulos de ataque próximos de 55 e 140° com um ângulo de orientação igual a 180° do que com um ângulo de orientação de 0°. Não obstante, além de combinar ângulos de ataque com ângulos de orientação e verificar as forças e os seus coeficientes, também é possível realizar experimentos variando a posição existente entre os dedos de um modelo. Por exemplo, Sidelnik e Young (2006) observaram que um modelo de mão com um ângulo de 10° entre os dedos produz uma maior força resultante do que um com ângulo 0° entre os dedos em quatro ângulos de ataque (20, 30, 40 e 50°).

Marinho *et al.* (2009) analisaram as características hidrodinâmicas (por meio do *CFD*) em um fluxo estável, de um modelo de mão de um nadador com o polegar em três diferentes posições – polegar aduzido, polegar parcialmente abduzido (30° entre o polegar e o dedo indicador) e polegar completamente abduzido (68° entre o polegar e o dedo indicador), sendo que cada modelo foi testado em três ângulos de ataque (0, 45 e 90°) combinados com um ângulo de orientação de 0°. Eles notaram que os valores do coeficiente de arrasto foram similares nos três modelos investigados, embora a mão com polegar aduzido apresentou valores levemente maiores nos ângulos de ataque de 0, 45 e 90°. De acordo com os autores, pode ser preferível usar polegar aduzido em altos ângulos de ataque quando pretende-se gerar uma maior força de arrasto.

Ainda em relação ao trabalho de Marinho *et al.* (2009), os modelos com os polegares completamente e parcialmente abduzidos apresentaram maiores valores de coeficientes de sustentação nos ângulos de ataque de 0 e 45°, sendo que o primeiro modelo apresentou maiores valores que o segundo nas mesmas posições (implicando em uma vantagem para gerar força de sustentação na orientação estabelecida). Também foi calculado o coeficiente da força resultante, o qual foi maior com o polegar aduzido no ângulo de ataque de 90°.

Marinho *et al.* (2010) também testaram três modelos de mão, utilizando o *CFD*, nos ângulos de ataque de 0, 15, 30, 45, 60, 75 e 90°, no ângulo de orientação de 0° e com uma velocidade do fluido de 2 m/s. No primeiro modelo, os dedos estavam bem próximos uns dos outros; no segundo modelo, havia uma distância de 0,32 cm entre as pontas dos dedos; no terceiro modelo, havia uma distância de 0,64 cm entre as pontas dos dedos. Os autores observaram que para ângulos de ataque maiores que 30°, o segundo modelo apresentou maiores coeficientes de arrasto do que os outros dois

modelos, sendo que o primeiro modelo apresentou os menores coeficientes de arrasto; já para os ângulos de ataque de 0, 15 e 30°, não houve diferença nos coeficientes de arrasto encontrados para os três modelos. Por outro lado, o coeficiente de sustentação pareceu não ser diferente entre os três modelos avaliados.

É importante destacar que muitas recomendações técnicas do movimento da mão são baseadas na aproximação quase-estática (KUDO *et al.*, 2008b). No entanto, os resultados de pesquisas como de Schleihauf (1979) podem não ser usados para caracterizar um ótimo desempenho humano (SCHLEIHAUF, 2004). Isso se deve à aproximação quase-estática apresentar como fundamento o fato de que o fluxo sob condições estáveis pode ser comparado ao fluxo no nado real, ignorando os efeitos instáveis e os efeitos de rotação do membro, os quais ocorrem no palmateio (TOUSSAINT; BERG; BEEK, 2002; TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004; 2005; MATSUUCHI *et al.*, 2009). Conseqüentemente, as forças de arrasto propulsivo e de sustentação dependem não só da velocidade em um determinado tempo, mas também da aceleração em um determinado tempo e de todas as acelerações precedentes a esse tempo (SANDERS, 1999; ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006; KUDO; VENNEL; WILSON, 2008). Logo, as equações de arrasto e de sustentação necessitam considerar a condição de fluxo instável, sendo, portanto, re-escritas:

$$F_{dir} = \frac{1}{2} \rho v^2 C_{dir} S + m_{dir} |a_{dir}| \quad \text{Equação 5}$$

em que,

$F_{dir}$  (N): força em uma determinada direção;

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$v$  (m/s): velocidade da mão relativa ao fluido;

$C_{dir}$ : coeficiente de uma força em uma determinada direção;

$S$  (m<sup>2</sup>): área de superfície da mão normal à direção da força considerada;

$m_{dir}$  (kg): massa de água, a qual é dada uma média de aceleração na direção da força considerada;

$a_{dir}$  (m/s<sup>2</sup>): aceleração da água na direção da força considerada.

Como descrito por Sanders (1999), a massa de água acelerada e a magnitude e a direção da sua aceleração não podem ser determinadas diretamente, visto que a massa de água pode não ser acelerada com a mesma magnitude e direção como a mão. Dessa

forma, assume-se que o volume de água acelerado pela mão é diretamente proporcional à área da mão e que a massa desse volume é determinada pelo produto entre a massa específica e o volume:

$$m_{dir} a_{dir} = D_{dir} \rho S a_{dir} \quad \text{Equação 6}$$

em que,

$m_{dir}$  (kg): massa de água, a qual é dada uma média de aceleração na direção da força considerada;

$a_{dir}$  (m/s<sup>2</sup>): aceleração da água na direção da força considerada;

$D_{dir}$  (m): coeficiente de massa adicionada (comprimento de água que é acelerado em uma determinada direção);

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$S$  (m<sup>2</sup>): área de superfície da mão normal à direção da força considerada.

Desse modo, as forças de arrasto e de sustentação podem ser estimadas por meio da seguinte equação (SANDERS, 1999):

$$F_{dir} = \frac{1}{2} \rho v^2 C_{dir} S + D_{dir} \rho S |a_x| \quad \text{Equação 7}$$

em que,

$F_{dir}$  (N): força em uma determinada direção;

$\rho$  (kg/m<sup>3</sup>): massa específica do fluido;

$v$  (m/s): velocidade da mão relativa ao fluido;

$C_{dir}$ : coeficiente da força em uma determinada direção;

$S$  (m<sup>2</sup>): área de superfície da mão normal à direção da força considerada;

$D_{dir}$  (m): coeficiente de massa adicionada (comprimento de água que é acelerado em uma determinada direção);

$a_x$  (m/s<sup>2</sup>): aceleração da mão na direção do movimento.

É importante destacar que essa última equação descrita pode ser aplicada para medir as forças ativas na mão quando a mesma encontra-se completamente imersa, implicando em uma soma igual a zero entre as forças gravitacional e de empuxo

(SANDERS, 1999). Ainda, a partir da Equação 5, pode-se compreender que se o modelo apresenta aceleração e a mesma não é considerada, as forças estimadas podem apresentar um erro considerável (SANDERS, 1999; GARDANO; DABNICHKI, 2006; MATSUUCHI *et al.*, 2009). Por outro lado, as Equações 1 e 2 indicam que os valores das forças de arrasto e de sustentação são muito sensíveis às mudanças de velocidade, porque essas forças são proporcionais à velocidade ao quadrado (SCHLEIHAUF, 2004).

De acordo com Sanders (1999), os coeficientes de massa adicionada são os coeficientes de aceleração; enquanto que os coeficientes de arrasto e de sustentação são os coeficientes de velocidade. Embora as magnitudes dos coeficientes de aceleração sejam muito menores que os coeficientes de velocidade – em uma ordem de 6% dos coeficientes de velocidade – suas inclusões nos modelos tornam-se necessárias com a finalidade de estimar as forças geradas pela mão de forma mais acurada (SANDERS, 1999).

Logo, os efeitos da aceleração do fluxo não podem ser negligenciados. Isso se deve ao fato de que esses efeitos podem explicar os altos valores de ângulo de ataque encontrados no palmateio como observado por Homma e Homma (2006) e Gomes (2008). Esses valores altos de ângulo de ataque parecem não ser explicados pela teoria convencional.

## 2.4 Análise do movimento

Como descrito por Pochon, Arellano e Arráez (2007), para melhorar a propulsão no palmateio, é importante avaliar o movimento de forma qualitativa e também analisar as forças hidrodinâmicas geradas pela mão de forma quantitativa. Dessa forma, Rostkowska, Habiera e Antosiak-Cyrak (2005), Homma e Homma (2006), Pochon, Arellano e Arráez (2007) e Gomes (2008) analisaram a cinemática do palmateio; enquanto Diogo *et al.* (2010) analisaram as forças envolvidas nesse movimento. O único estudo encontrado que avaliou não só a cinemática, mas também a cinética do palmateio foi o de Schleihau (1979).

Por exemplo, Homma e Homma (2006) avaliaram o palmateio de suporte (posição vertical de cabeça para baixo) de dez atletas de nado sincronizado do Japão. Esses autores encontraram ângulos de ataque máximos entre 60 e 70° no *in-scull* e de 80° no *out-scull*; a velocidade da mão reduzia durante as fases de transição e aumentava nas outras duas fases. Esse último resultado vai de encontro com os achados de Pochon,

Arellano e Arráez (2007), os quais analisaram o palmateio na posição vertical de cabeça para cima de oito atletas de diferentes esportes aquáticos e observaram que a velocidade máxima da mão era atingida nas fases de transição. Quando Homma e Homma (2006) compararam o *in-scull* com o *out-scull*, o *out-scull* foi mais longo e apresentou maiores ângulos de ataque, indicando que, nessa fase, a mão gera uma maior pressão.

Gomes (2008) encontrou maiores médias de ângulo de ataque durante a fase de transição do *out-sweep* para o *in-sweep* (53°), analisando o palmateio de praticantes de nado sincronizado e atletas de natação. A autora também observou uma maior velocidade escalar média da mão no *in-sweep* e no *out-sweep* – assim como Homma e Homma (2006) – e que a maior parte da amostra apresentou ângulos de ataque negativos na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep*. Esse último resultado indica que a mão girava antes de mudar de direção, o que vai ao encontro do que Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006) explicaram sobre (1) a mão beneficiar-se com a esteira de vórtices formada por prévias braçadas, gerando, dessa maneira, uma força propulsiva adicional e também sobre (2) o efeito de circulação rotacional (semelhante ao Efeito Magnus), contribuindo mais uma vez para uma força propulsiva adicional. Ainda, deve ser lembrando que essas formas de gerar propulsão são mecanismos rotacionais observados em vôo de insetos.

Pochon, Arellano e Arráez (2007) também analisaram o palmateio em três situações: (1) sem carga, (2) com uma carga de 2,2 kg e (3) com uma carga de 3,3 kg, usando um cinto com pesos. Eles observaram que na situação (1), a velocidade média da mão foi menor do que nas outras situações e que, na situação (3), houve uma maior velocidade média que nas outras duas situações avaliadas. Como explicado pelos autores, esse achado confirma que quando há um aumento da carga (por exemplo, quando uma perna sai d'água no nado sincronizado), a mão deve aumentar a sua velocidade.

Rostkowska, Habiera e Antosiak-Cyrak (2005) analisaram o ângulo entre o braço e antebraço e a velocidade angular de flexão e extensão do cotovelo em duas posições do nado sincronizado: (1) posição vertical (de cabeça para baixo com palmateio de suporte) e (2) posição vertical com joelho flexionado (de cabeça pra baixo, com um joelho flexionado e o pé dessa perna encontra-se próximo do joelho da perna estendida, também é realizado com palmateio de suporte). Eles observaram que existe simetria entre os braços direito e esquerdo em relação às variáveis analisadas na posição vertical. Por outro lado, de acordo com esses autores, quando o palmateio foi executado

com os membros inferiores em uma posição assimétrica (como na posição vertical com joelho flexionado), observou-se uma assimetria entre os braços direito e esquerdo em relação às variáveis analisadas. Não obstante, esse estudo estimou as variáveis por meio de dados cinemáticos bidimensionais de um movimento que é tridimensional (HOMMA; HOMMA, 2006).

É também importante comparar o palmateio que visa ao deslocamento e à sustentação com aquele que visa somente à sustentação. No primeiro caso, torna-se necessário modificar o ângulo pelo punho para obter um plano intermediário entre a vertical e o horizontal, obedecendo, assim, a Lei do Paralelogramo de Forças (HERCOWITZ, 2004). Conseqüentemente, a combinação das forças de sustentação e de arrasto deve produzir uma força resultante propulsiva para deslocar e sustentar o indivíduo. No segundo caso, a força propulsiva efetiva deverá ser vertical para cima.

Com o intuito de otimizar a propulsão nos desportos aquáticos, a magnitude e a direção das forças geradas pela mão devem ser consideradas (SANDERS, 1999). Porém, a partir dessa idéia, surge a questão de como medir as forças hidrodinâmicas propulsivas que são geradas por meio do palmateio. Duas alternativas podem ser empregadas: a análise quase-estática (SCHLEIHAF, 1979; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; GOURGOULIS *et al.*, 2008b) ou registrar a força propulsiva a uma velocidade igual a zero (ARELLANO, 1992).

A análise quase-estática, procedimento mais usual para estimar as forças propulsivas (LAUDER; DABNICHKI, 2005), tem três passos como descrito por Payton e Bartlett (1995):

- (1) As forças de arrasto e de sustentação são medidas em um modelo de mão (ou mão e antebraço ou mão, antebraço e braço) em um canal aberto de água ou em um túnel de vento ou em um *swimming flume*, utilizando um dinamômetro. Isso é realizado com esse modelo em várias orientações. Isso permite que sejam calculados os coeficientes das respectivas forças em cada orientação (para cada combinação de ângulos de ataque e de orientação).
- (2) Por meio de videogrametria tridimensional, são determinados o caminho, a velocidade e a orientação da mão relativa à água em uma situação de nado real.
- (3) A partir da combinação dos dois passos anteriores, as forças propulsivas são calculadas por meio das equações hidrodinâmicas. Isto é, para cada posição da mão do nadador (ângulos de ataque e de orientação estimados no passo 2) existem

valores de coeficientes das forças, os quais foram calculados no passo 1. Assim, conhecendo os coeficientes, a área da mão do nadador, a massa específica do fluido, pode-se obter as forças propulsivas de arrasto e de sustentação por meio das equações hidrodinâmicas (Equações 1 e 2 ou 7).

É importante destacar que os ângulos de ataque e de orientação devem ser calculados de forma acurada, já que esses ângulos determinam os coeficientes das forças que serão usados nas equações hidrodinâmicas (LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001). Dessa maneira, a acurácia da análise quase-estática é dependente da acurácia dos dados cinemáticos tridimensionais obtidos a partir da análise de vídeo sub-aquático, os quais são usados no cálculo dos ângulos de ataque e da velocidade da mão, assim como da acurácia dos coeficientes de sustentação e arrasto usados (LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001).

Já na segunda opção, registrar a força propulsiva a uma velocidade igual a zero, o nadador exerce uma força propulsiva contra um instrumento de medida, o qual não permite que o indivíduo desloque-se na água (ARELLANO, 1992). Segundo esse autor, não há um instrumento que afira a força propulsiva exata exercida pelo nadador e todos os procedimentos de medidas são aproximações. Todavia, apesar da referência citada ser relativamente antiga, parece que esse problema ainda permanece, visto que não foram encontrados estudos que tenham resolvido essa dificuldade.

Schleihauf (1979) analisou tanto dados cinemáticos quanto cinéticos de um palmateio de sustentação (na posição vertical, de cabeça para cima). Ele encontrou uma força propulsiva efetiva entre 3 e 15 libras aproximadamente (o que equivale a 13,34 e 66,72 N respectivamente). Não obstante, ele não forneceu informação sobre as fases do palmateio e a orientação da mão associadas com a força efetiva gerada.

Portanto, fazendo um fechamento dessa revisão de literatura, em relação ao palmateio a ser analisado pelo presente estudo (posição vertical, de cabeça para cima), o gesto consiste na figura de um oito ou uma figura oval (ITO, 2006) e é composto por quatro porções cinemáticas: duas fases de translação (*in-sweep* e *out-sweep*) e duas fases de rotação que compreendem as fases de transição (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Tanto a velocidade da mão, quanto a sua orientação (ângulos de ataque e de orientação) devem ser apropriadas para gerar uma força propulsiva efetiva adequada. Esta é composta pelos componentes verticais para cima das forças de arrasto propulsivo e da força de sustentação 3D, uma vez que, de acordo

com Barthels (1979), essa força propulsiva efetiva deverá ser vertical para cima com intuito de contrapor a tendência do corpo em afundar. Ainda, se o palmateio for executado com intuito de manter uma altura máxima fora d'água, a força propulsiva efetiva deverá ser máxima. Para isso, tanto mecanismos estáveis quanto instáveis devem estar presentes para a geração da força propulsiva.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

A fim de concretizar os objetivos desse estudo, foi elaborada a metodologia a ser seguida, a qual abrange os seguintes tópicos: (1) hipótese, (2) definição operacional das variáveis, (3) método de abordagem, (4) participante do estudo, (5) aspecto ético, (6) instrumentos de coleta de dados, (7) aquisição dos dados, (8) análise dos dados e (9) procedimentos estatísticos.

#### 3.1 Hipótese

Segundo Barthels (1979) e Ito (2006), o palmateio é caracterizado por uma importante aplicação da força hidrodinâmica de sustentação, sendo que uma maior força de sustentação é gerada quando o ângulo de ataque encontra-se entre 35-45° de acordo com a aproximação quase-estática (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; GARDANO; DABNICHKI, 2006). Por outro lado, Homma e Homma (2006) e Gomes (2008) encontraram picos de ângulo de ataque altos no palmateio, o que pode sugerir a presença de efeitos instáveis – tais como a formação de vórtices e o efeito de massa adicionada (PAI; HAY, 1988; DICKINSON *et al.* 2000; MATSUUCHI *et al.*, 2009) – contribuindo na geração de força propulsiva.

Gomes (2008) também notou que a maior parte da amostra apresentou ângulos de ataque negativos na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, o que indica que a mão girava antes de mudar de direção. Esse achado vai ao encontro com que Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006) explicaram sobre a mão beneficiar-se de mecanismos rotacionais como circulação rotacional (semelhante ao Efeito Magnus) e captura da esteira de vórtices formada por prévias braçadas, gerando, dessa maneira, uma força propulsiva adicional, sendo esses mecanismos observados em vôos de insetos (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON *et al.*, 2000).

Kamata *et al.* (2006), analisando um palmateio por meio do método *PIV*, também observaram que nas fases de transição um par de vórtices foi formado a partir da separação do fluxo e confirmaram a presença de vetores de velocidade na direção do fluxo entre o par de vórtices. De acordo com esses autores, essa separação do fluxo observada nas fases de transição consiste na idéia de aplicação do fenômeno *delayed stall*, o qual aumenta a força de sustentação.

Indo ao encontro dos estudos citados acima, Matsuuchi *et al.* (2009), também

usando a técnica *PIV*, verificaram que há uma maior variação na quantidade de movimento na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep* na braçada do *crawl*, ou seja, existe uma força atuando fortemente nessa fase e, por isso, os autores destacam que uma atenção especial deve ser dada nas fases de transição. Dessa forma, os estudos mostram que forças adicionais são geradas nas fases de transição, por causa dos mecanismos instáveis. No entanto, mesmo estimando a força propulsiva efetiva por meio de equações que consideram tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração, esses efeitos podem não estar completamente inclusos nesse modelo matemático, visto que o mesmo apresenta limitações, tais como considerar somente a aceleração da mão na direção do seu movimento (SANDERS, 1999). A partir disso, as seguintes hipóteses foram formuladas:

- Existe diferença entre a força propulsiva efetiva calculada e a medida nas fases de transição do palmateio, sendo a medida maior que a calculada.
- Não existe diferença entre a força propulsiva efetiva calculada e a medida nas fases de *in-sweep* e de *out-sweep*.

### **3.2 Definição operacional das variáveis**

A definição das variáveis como antecedentes, independentes ou dependentes foi realizada conforme Marconi e Lakatos (2005). As variáveis antecedentes foram:

- Ângulo de ataque (graus): definido como o ângulo entre o vetor da velocidade da mão e o plano da mão (PAYTON; BARTLETT, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001); foi calculado como sendo  $90^\circ$  menos o ângulo formado entre o vetor de projeção (vetor perpendicular ao plano da mão) e o vetor velocidade da mão (Figura 1).
- Ângulo de orientação (graus): definido pela direção que o fluido toma ao circular ao redor da mão (ARELLANO, 1992); foi calculado projetando o vetor velocidade da mão ao plano da mão (PAYTON; BARTLETT, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001). O ângulo de orientação foi medido em graus, sendo  $0^\circ$  quando o fluxo direciona-se no sentido do polegar e  $90^\circ$  quando o escoamento direciona-se no sentido do terceiro dedo (Figura 2).

As variáveis independentes foram:

- Área de superfície de cada mão normal à direção da força considerada ( $m^2$ ): definida como a área de cada mão que contribui para uma determinada força; foi calculada, por decomposição trigonométrica, a partir da área total da mão, do sistema de referência local da mão e do vetor velocidade da mão.
- Velocidade resultante de cada mão (m/s): definida como a variação da posição de cada mão em relação ao tempo. Por meio da videogrametria 3D, foi verificada a posição do ponto médio entre as 2ª e 5ª falanges proximais de cada mão. A velocidade de cada mão foi calculada dividindo a variação da posição do ponto médio pela variação do tempo, obtendo a velocidade vetorial nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Com esses valores, foi calculada a velocidade resultante, ou seja, a velocidade escalar para cada mão por meio da raiz quadrada do somatório dos quadrados de cada componente da velocidade vetorial filtrada ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ).
- Aceleração de cada mão na direção do seu movimento ( $m/s^2$ ): primeiramente, foi calculada a aceleração nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ , dividindo a variação da velocidade do ponto médio entre as 2ª e 5ª falanges proximais de cada mão (obtida anteriormente) pela variação do tempo. Após essa aceleração ser filtrada, essa variável, a qual tem como base o sistema de referência global, foi expressa no sistema de referência local da mão. O componente da aceleração local perpendicular ao plano da mão compreendeu a aceleração da mão na direção do seu movimento.
- Coeficientes de velocidade: coeficientes adimensionais que são dependentes da orientação do modelo (TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004). Sabendo os ângulos de orientação e de ataque, foram determinados os coeficientes de arrasto e de sustentação (tanto de  $L1$  quanto de  $L2$ ) de acordo com o estudo de Sanders (1999).
- Coeficientes de aceleração (m): comprimento de água que é acelerado em uma determinada direção. Sabendo os ângulos de orientação e de ataque, foram determinados esses coeficientes de acordo com o estudo de Sanders (1999).

As variáveis dependentes foram:

- Força propulsiva calculada para cada mão (N): representa a soma das forças propulsivas calculadas de arrasto e de sustentação para cada mão. Para obtê-la, os valores das forças de arrasto e dos dois componentes da força de sustentação ( $L1$  e  $L2$ ) foram determinados pelas equações (Equação 7) propostas por Sanders (1999).
- Força propulsiva efetiva calculada para cada mão (N): representa a soma dos componentes verticais das forças propulsivas calculadas de arrasto e de sustentação para cada mão.
- Força propulsiva efetiva calculada (N): é o resultado da soma entre as forças propulsivas efetivas calculadas para cada mão.
- Força propulsiva efetiva medida (N): é o valor da força medida pela célula de carga quando o zero é corrigido e quando a célula de carga encontra-se na vertical.

### 3.3 Método de abordagem

Esse estudo de caso caracterizou-se como *ex post facto* do tipo comparativo.

### 3.4 Participante do estudo

Para participar do estudo, era necessário ter, no mínimo 12 meses de familiarização com o movimento de palmateio e ter entre 13 e 25 anos de idade. Assim, participou desse estudo uma praticante de nado sincronizado (13 anos e 6 meses; 1,53 m; 48,3 kg; área da mão direita 0,0107 m<sup>2</sup> e área da mão esquerda 0,0101 m<sup>2</sup>), a qual tinha um tempo de prática de 3 anos e 10 meses e poderia ser considerada destra, uma vez que preferia escrever com a mão direita.

### 3.5 Aspecto ético

O presente trabalho não apresentou atividades de risco e nem procedimentos invasivos à participante. Além disso, a sua elaboração fundamentou-se nos preceitos dos principais documentos que estabelecem diretrizes para pesquisas que envolvem seres humanos, em especial, crianças e adolescentes na área da saúde.

Segue as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, a qual incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visa assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, à participante da pesquisa e a seus professores.

Obteve-se, portanto, o consentimento do responsável legal do menor de idade para a participação do estudo (Apêndice 1), assim como para o uso de imagens obtidas por meio dessa pesquisa (Apêndice 2). Caso a criança recusasse em participar da pesquisa, isso seria respeitado, seja qual fosse o motivo, reconhecendo, assim, que o sujeito tem dignidade independente da idade, do grau de capacidade ou de autonomia. O presente trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFRGS sob o número 2008156 (Apêndice 3).

### **3.6 Instrumento de coleta de dados**

A coleta de dados foi realizada por meio de videogrametria com reconstrução tridimensional e dinamometria. Todavia, antes da coleta foi realizado um estudo piloto com o intuito de melhorar os métodos descritos.

Além disso, tanto o piloto quanto a coleta de dados foram realizados na piscina após uma noite inteira sem o uso da mesma, ou seja, a água precisava estar “descansada” para evitar que a mesma estivesse turva, na tentativa de melhorar a digitalização dos marcadores para tentar atingir a exatidão.

Há uma grande preocupação em melhorar o procedimento da coleta dos dados cinemáticos, já que na literatura é destacado que existem erros sistemáticos provenientes da distorção de imagem – uma vez que a obtenção das imagens ocorre através de três meios, água, vidro e ar – e do procedimento de digitalização, principalmente, da mão, por ser muito difícil de ser digitalizada, em função dos marcadores serem pequenos e de serem posicionados muito próximos (PAYTON; BARTLETT; 1995; SANDERS, 1999, ROUBOA *et al.*, 2006).

Com intuito de avaliar a extensão desses erros, foi calculada a acurácia média para cada eixo de referência a partir de uma adaptação do estudo de Psycharakis, Sanders e Mill (2005). Para isso, dois marcadores posicionados no quadro de calibração, porém não usados como pontos de calibração, foram digitalizados ao longo de 10 quadros. Após, as coordenadas tridimensionais desses pontos foram obtidas pela

reconstrução 3D e com esses dados foi possível determinar a diferença entre os valores obtidos e conhecidos para as coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  de cada ponto para cada um dos 10 campos digitalizados. A partir disso, calculou-se a média absoluta dessas diferenças para cada marcador. Com esses valores para cada marcador, foi somada essa média entre os marcadores e esse resultado foi dividido por dois, obtendo a medida média da acurácia para cada eixo de referência.

A Tabela 1 ilustra as diferenças médias encontradas para cada eixo pelo presente estudo e as encontradas por Psycharakis, Sanders e Mill (2005), os quais utilizaram um calibrador com 10 pontos de calibração e mais 10 pontos para verificar a acurácia. Pode ser observado que as diferenças médias encontradas entre os estudos são semelhantes.

Tabela 1. Diferença média (m) encontrada para cada eixo do sistema de referência global do presente estudo e do trabalho de Psycharakis, Sanders e Mill (2005).

	Eixo $x$	Eixo $y$	Eixo $z$
Presente estudo	0,0053	0,0045	0,0050
Psycharakis, Sanders e Mill (2005)	0,0073	0,0048	0,0059

Em relação à dinamometria, pesos conhecidos foram aplicados sob forma de tração na célula de carga. Os valores medidos e os reais foram plotados, e a linearidade da curva foi estabelecida por meio do coeficiente de determinação (Figura 8).

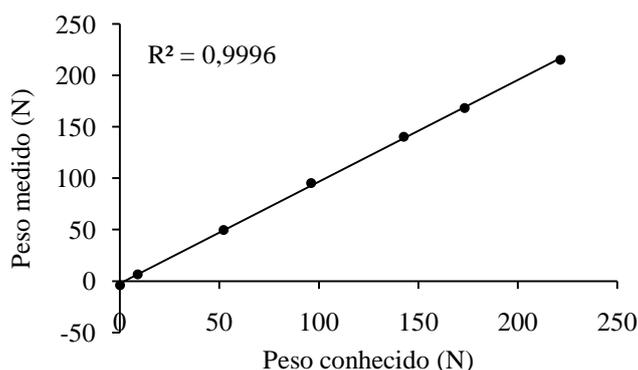


Figura 8. Curva de calibração da célula de carga. Pesos conhecidos (N) e os seus respectivos valores medidos (N) pela célula de carga e o coeficiente de determinação ( $R^2$ ).

### 3.7 Aquisição dos dados

Para a aquisição dos dados antropométricos, cinemáticos e cinéticos, foram utilizados os seguintes equipamentos e *softwares* com as suas determinadas

especificações:

- (1) Uma balança (marca Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg);
- (2) Um estadiômetro (marca Filizola, modelo 31, com resolução 0,01 m);
- (3) Seis câmeras de vídeo subaquáticas (Dual Camera Waterproof VPC – WH1) com taxa de amostragem de 60 Hz, resolução de 640 x 480 *pixels* e *shutter speed* de 1/500;
- (4) Seis tripés;
- (5) Um calibrador (0,80 m x 0,80 m x 2,40 m), o qual era formado, na verdade, por três cubos (cubo 1, cubo 2 e cubo 3) de arestas de 0,80 m (Figura 9);

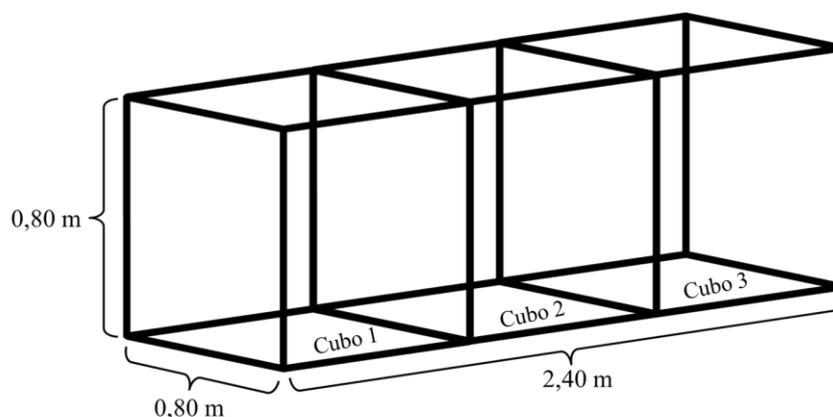


Figura 9. Calibrador (0,80 m x 0,80 m x 2,40 m), o qual é formado por três cubos (cubo 1, cubo 2 e cubo 3) de arestas de 0,80 m.

- (6) Uma fita métrica (com resolução de 0,01 m) foi utilizada para determinar as coordenadas tridimensionais de todos os marcadores do cubo de calibração;
- (7) Marcadores reflexivos com diâmetro de 0,025 m;
- (8) Uma célula de carga blindada (modelo ZX 250 Alfa Instrumentos – SP – com sensibilidade de 2 mV/V e capacidade para 2500 N);
- (9) Uma plataforma de metal;
- (10) Um computador pessoal (Sony Vaio, modelo PCG-7154L);
- (11) Um equipamento Miotec (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda.);
- (12) *Software* Miograph;
- (13) Um sistema eletrônico de sincronização (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda.);
- (14) Dois redutores de profundidade.

A coleta desse estudo ocorreu na piscina de 25 m do Centro Natatório da ESEF/UFRGS, sendo que, primeiramente, as características antropométricas foram adquiridas e, após, tanto dados cinemáticos quanto cinéticos foram coletados.

### 3.7.1 DADOS ANTROPOMÉTRICOS

As características antropométricas – massa, estatura e as áreas das mãos – da participante foram coletadas antes da entrada da mesma na piscina. A massa corporal foi medida por meio de uma balança quando a participante, trajando apenas roupa própria para a natação, permaneceu em pé com o peso do seu corpo distribuído igualmente entre os pés, com mínimo de oscilações corporais. A estatura foi verificada com um estadiômetro quando a participante estava em pé com o peso distribuído igualmente entre os pés, com a cabeça ereta. Para verificar a área das mãos, cada mão foi colocada sobre um papel milimetrado (apoiado em uma superfície rígida) e, com um lápis, o contorno da mão com os dedos unidos foi desenhado nesse papel.

### 3.7.2 DADOS CINÉTICOS

Uma célula de carga contendo dois anéis, um em cada extremidade, foi utilizada para medir os valores de força. Um anel foi preso com barbante em três anilhas (de 10 kg cada uma) posicionadas no fundo da piscina. No outro anel, foi colocado um tubo elástico, o qual foi preso em um cinto de tecido colocado em volta da cintura da participante.

Para verificar o peso hidrostático da participante, sobre a mesma célula de carga foi presa uma plataforma de metal. Ainda, a coleta dos dados de força foi realizada utilizando um equipamento Miotec, o qual estava ligado à célula de carga e a um computador pessoal. Para o registro da força, o *software* Miograph foi utilizado. A taxa de amostragem da dinamometria foi de 2000 Hz.

### 3.7.3 DADOS CINEMÁTICOS

Toda a coleta cinemática foi realizada dentro de um volume de calibração, sendo que os eixos *x*, *y* e *z* corresponderam aos eixos ântero-posterior, vertical e médio-lateral da participante. Além disso, foram usados três pares de câmeras, as quais tinham cartões

de memória para gravar a trajetória percorrida pelos marcadores reflexivos.

O primeiro par foi usado para capturar a trajetória percorrida por dois marcadores reflexivos posicionados sobre o tubo elástico. Uma dessas câmeras foi posicionada dentro d'água, voltada para o plano frontal da participante, enquanto a outra foi usada fora d'água e foi colocada atrás de um visor da piscina, voltada para o plano sagital do indivíduo. Essas duas câmeras ficaram a uma distância de 3,16 m do centro do cubo de calibração. É importante destacar que o volume de calibração usado para essas câmeras foi de 0,80 m x 0,80 m x 0,80 m, ou seja, o calibrador foi posicionado verticalmente de tal forma que somente o cubo 1 foi usado.

Cada um dos outros dois pares de câmeras foram usados, dentro d'água, para capturar a trajetória percorrida pelos marcadores reflexivos posicionados sobre as mãos direita e esquerda respectivamente, sendo que estes foram colocados sobre (Figura 10):

- (1) A falange proximal do segundo dedo;
- (2) A falange distal do terceiro dedo;
- (3) A falange proximal do quinto dedo;
- (4) O centro da articulação do punho, entre os processos estilóides do rádio e da ulna, região posterior.



Figura 10. Posição dos marcadores reflexivos posicionados sobre a mão: (1) falange proximal do segundo dedo; (2) falange distal do terceiro dedo; (3) falange proximal do quinto dedo; e (4) centro da articulação do punho.

Independentemente de qual dos lados do corpo o par de câmeras foi posicionado, uma câmera ficou voltada para os planos sagital e frontal da participante, enquanto a outra ficou somente em direção ao plano sagital, sendo que ambas foram posicionadas 3,69 m do centro do cubo de calibração, e a distância entre as câmeras foi de 0,88 m. O volume de calibração para esses pares de câmeras compreendeu 0,80 m x 0,80 m x 1,60 m, isto é, foram utilizados os cubos 1 e 2 para as câmeras posicionados em uma lado do corpo e os cubos 2 e 3 para as câmeras posicionadas no outro lado, sendo o calibrador posicionado horizontalmente sobre dois redutores de profundidade.

### 3.7.4 ALINHAMENTO DOS SISTEMAS DE DINAMOMETRIA E CINEMETRIA

Como a coleta envolveu a aquisição de dados cinemáticos e cinéticos de forma independente, foi necessário utilizar um sistema eletrônico de sincronização. Este consiste em um circuito eletrônico, o qual estava conectado ao equipamento Miotec. Quando o sistema eletrônico de sincronização foi acionado, ele forneceu, simultaneamente, um sinal elétrico – observado no *software* Miograph – e um sinal luminoso – observado em todas as câmeras – possibilitando o alinhamento, após a coleta, entre esses dois sistemas de medida. Além disso, o sinal luminoso também foi usado como forma de sincronizar as câmeras.

### 3.7.5 PROCEDIMENTO DE AQUISIÇÃO

Com as câmeras dispostas nos seus respectivos lugares, o calibrador foi posicionado em um volume que, posteriormente, foi ocupado pela participante. Esse calibrador foi gravado por todas as câmeras, sendo que o volume de calibração foi diferente para cada conjunto de câmeras como explicado no item *dados cinemáticos*.

Com o sujeito antes de entrar na piscina, os dados antropométricos (massa, estatura e área das mãos) foram medidos. Após, foram posicionados um cinto de tecido em volta da cintura e todos os marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos de interesse (preparação da participante). Ao redor dos marcadores reflexivos, foi passado um batom preto com intuito de melhorar a visualização dos mesmos. A participante foi instruída a entrar na piscina e, com auxílio de duas outras pessoas, nesse cinto, foram presas as duas extremidades do tubo elástico, o qual estava preso em uma extremidade da célula de carga.

Prendendo o sujeito à célula de carga, a participante realizou 15 segundos de palmateio de sustentação na posição vertical (de cabeça para cima) com intuito de familiarizar o indivíduo com a situação da coleta. Depois disso, ela descansou por 3 minutos para evitar qualquer efeito de fadiga sobre os resultados. Para tanto, ela permaneceu sobre um redutor de profundidade durante esse tempo.

Completado o intervalo de descanso, a participante foi posicionada novamente no volume de calibração, e foi solicitada a executar 15 segundos de palmateio de sustentação na posição vertical (de cabeça para cima), realizando a máxima força possível para subir o corpo, mas também tentando manter essa força o mais constante

possível. Caso algo acontecesse errado (como a queda de um marcador) durante a coleta, o teste seria repetido após 3 minutos de intervalo.

Depois de executar o palmateio, a participante foi solta da célula de carga e valores de força, com a célula de carga suspensa na vertical dentro da piscina, foram registrados com o intuito de ajustar o valor 0 medido pelo dinamômetro. Após, uma plataforma de metal foi presa à célula de carga, sobre a qual o indivíduo foi posicionado no seu centro com a água logo acima da linha dos ombros, aproximadamente, aonde se encontrava a superfície da água no teste do palmateio. Foi coletada a força antes do indivíduo subir na plataforma, quando ele estava sobre ela e após ele descer da mesma. Essa última etapa do procedimento de coleta permitiu medir o peso hidrostático da participante com a água na mesma altura do teste do palmateio. A Figura 11 ilustra uma linha temporal explicativa do procedimento de aquisição dos dados.

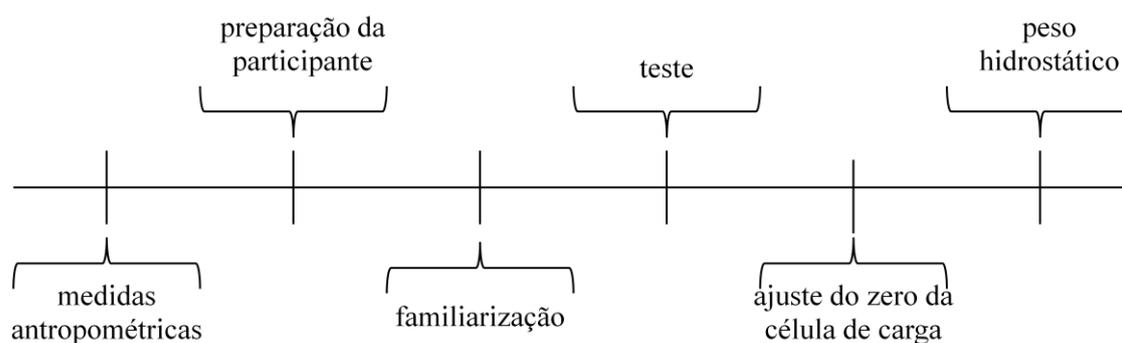


Figura 11. Linha temporal explicativa do procedimento de aquisição dos dados.

### 3.8 Análise dos dados

A digitalização dos marcadores reflexivos e a reconstrução tridimensional das coordenadas foram realizadas no *software Digital Video for Windows* (Dvideow) (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). Todos os outros procedimentos para a análise dos dados foram realizados no *software Matlab* (versão 7.1).

#### 3.8.1 ANÁLISE CINEMÁTICA

Primeiramente, os marcadores reflexivos posicionados sobre o tubo elástico foram digitalizados manualmente no *software Dvideow*. As coordenadas

tridimensionais desses pontos foram obtidas por meio do método de transformação linear direta (*direct linear transformation – DLT*). Essas posições foram filtradas com um filtro passa baixa de ordem sete, e a frequência de corte foi determinada por meio da Análise Residual proposta por Winter (2005). A partir disso, foram calculados os ângulos do tubo elástico com a vertical para garantir que a força medida pela célula de carga fosse a força vertical gerada pelo palmateio. Conhecendo esses valores de ângulos, foram selecionados para análise os primeiros 13 ciclos consecutivos de palmateio quando os seguintes requisitos foram atingidos:

- (1) O indivíduo encontrava-se dentro do volume de calibração;
- (2) O ângulo do tubo elástico com a vertical fosse no máximo  $25^\circ$ , porque de acordo com relações trigonométricas, esse ângulo implicaria em um erro de no máximo de 10% na medida da força vertical.

Todos os marcadores reflexivos posicionados sobre os pontos anatômicos de interesse foram digitalizados manualmente no *software* Dvideow. Os marcadores reflexivos começaram a ser digitalizados dez quadros antes de iniciar o primeiro ciclo, em que a mão aproxima-se do corpo e terminaram de ser digitalizados dez quadros, depois de terminar o 13º ciclo quando a mão afasta-se do corpo.

Após a digitalização manual de 13 ciclos consecutivos, as coordenadas tridimensionais foram obtidas por meio do método *DLT* no *software* Dvideow, considerando o sinal luminoso observado em todas as câmeras. Esses dados foram filtrados com um filtro passa baixa de ordem sete, e a frequência de corte foi determinada por meio da Análise Residual proposta por Winter (2005).

### 3.8.1.2 Orientação da mão

A orientação da mão foi definida por meio dos ângulos de ataque e de orientação. O ângulo de ataque foi calculado como sendo o ângulo entre o vetor velocidade da mão e o plano da mão (PAYTON; BARTLETT, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001). O plano da mão foi estabelecido a partir da combinação de vetores definida por Schleihau (1979), ou seja, um vetor vai do punho até a falange distal do terceiro dedo e o outro vetor vai da falange proximal do segundo dedo até a falange proximal do quinto dedo (Figura 3a). O produto vetorial entre esses

dois vetores resulta em um vetor perpendicular à mão (**VP**), o qual representou o plano da mesma. Já para encontrar o vetor velocidade da mão, foi necessário definir a posição do ponto médio entre as falanges proximais do segundo e quinto dedos e, após, esses dados de posição foram derivados em relação ao tempo e esse resultado da derivação foi filtrada por meio um filtro passa baixa com ordem sete e a frequência de corte escolhida conforme a Análise Residual proposta por Winter (2005), obtendo o vetor velocidade da mão (**VV**). A partir disso, o ângulo de ataque ( $\alpha$ ) foi calculado a partir da Equação 8:

$$\alpha = 90^\circ - \cos^{-1}\left(\frac{\mathbf{VV} \cdot \mathbf{VP}}{\|\mathbf{VV}\| \cdot \|\mathbf{VP}\|}\right) \quad \text{Equação 8}$$

em que,

$\alpha$  (graus): ângulo de ataque;

**VV** (m/s): vetor velocidade da mão;

**VP** (m/s): vetor perpendicular à mão;

$\|\mathbf{VV}\|$  (m/s): módulo do vetor velocidade da mão;

$\|\mathbf{VP}\|$  (m/s): módulo do vetor perpendicular à mão.

Em função da maneira como esse ângulo foi estimado, ele varia de  $-90$  a  $90^\circ$ , sendo considerado negativo quando o fluxo atinge o dorso da mão e, positivo, quando atinge a palma da mão.

O ângulo de orientação, o qual indica a direção que o fluido toma ao circular ao redor da mão (ARELLANO, 1992), foi calculado projetando o vetor velocidade da mão (**VV**) ao plano da mão (PAYTON; BARTLETT, 1995; LAUDER; DABNICHKI; BARTLETT, 2001). Par isso, foi necessário definir o sistema de referência local da mão. A origem desse sistema foi considerada o ponto médio das falanges proximais do segundo e quinto dedos; o eixo  $y'$  foi definido com base no vetor unitário do punho até a falange distal do terceiro dedo; o eixo  $z'$  foi calculado por meio do produto vetorial entre o eixo  $y'$  e o vetor unitário entre as falanges proximais do segundo e quinto dedos. O eixo  $x'$  foi calculado por meio do produto vetorial entre  $z'$  e  $y'$ . A Figura 12 ilustra o sistema de referência local da mão direita.

Tendo estabelecido os eixos do sistema de referência local, foi possível projetar o vetor unitário da velocidade da mão ao plano da mesma. E, considerando a definição de Schleihauf (1979), esse ângulo foi considerado igual a zero quando o fluido

direcionava-se do polegar ao quinto dedo (Figura 2).

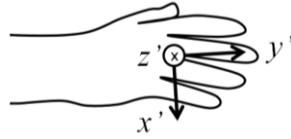


Figura 12. Sistema de referência local da mão direita.

### 3.8.1.3 Coeficientes de velocidade e de aceleração

Com os ângulos de ataque e de orientação, foi possível obter os valores dos coeficientes de velocidade (coeficientes de arrasto e de sustentação) e de aceleração a partir da série de Fourier descrita no estudo de Sanders (1999):

$$f(\alpha, \psi) = A + B(\alpha/\pi) + 2 \sum_{i=1}^n (C_i \cos(2\alpha \cdot i) + D_i \sin(2\alpha \cdot i)) \quad \text{Equação 9}$$

em que,

$\alpha$  (radianos): ângulo de ataque;

$\psi$  (radianos): ângulo de orientação;

$A, B, C_1, C_2 \dots C_n, D_1, D_2 \dots D_n$  são os coeficientes da série de Fourier;

$n$  é igual a 3 para o cálculo dos coeficientes de aceleração e  $n$  é igual a 4 para o cálculo dos coeficientes de velocidade.

Cada um desses coeficientes foi representado como uma série de Fourier, por exemplo:

$$A = E_A + F_A \left( \frac{\psi - \pi}{2} \right) + 2 \sum_{i=1}^n (G_{A_i} \cos((\psi - \pi)i) + H_{A_i} \sin((\psi - \pi)i)) \quad \text{Equação 10}$$

em que,

$\psi$  (radianos): ângulo de orientação;

$E_A, F_A, G_{A_1}, G_{A_2} \dots G_{A_n}, H_{A_1}, H_{A_2} \dots H_{A_n}$  são valores fornecidos no apêndice do trabalho de Sanders (1999) para os coeficiente de velocidade e de aceleração para cada

força;

$n$  é igual a 3 para o cálculo dos coeficientes de aceleração e  $n$  é igual a 4 para o cálculo dos coeficientes de velocidade.

#### 3.8.1.4 *Velocidade resultante de cada mão*

Já tendo encontrado  $\mathbf{VV}$  para determinar a orientação da mão, foi calculada a velocidade resultante, ou seja, a velocidade escalar para cada mão por meio da raiz quadrada do somatório dos quadrados de cada componente da velocidade vetorial filtrada ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ).

#### 3.8.1.5 *Aceleração da mão na direção da mesma*

A partir da derivação de  $\mathbf{VV}$  em relação ao tempo, foi encontrada a aceleração, a qual foi filtrada por meio de um filtro passa baixa de ordem sete e frequência de corte foi escolhida conforme a Análise Residual proposta por Winter (2005). Essa aceleração tinha como base o sistema de referência global, por isso, ela foi projetada ao sistema de referência local da mão (Figura 12). A aceleração da mão na direção da mesma compreendeu a componente de aceleração  $z'$ .

#### 3.8.1.6 *Área de superfície da mão normal à direção da força considerada*

A partir do desenho das mãos sobre o papel milimetrado, cada mão foi dividida em duas partes de forma que cada metade pudesse ser considerada uma função. Uma curva foi feita ao redor de cada parte determinada, as coordenadas de cada uma dessas curvas foram estabelecidas, sendo que os valores do eixo horizontal iniciaram em 0 mm e foram (até no máximo) 165 mm, variando 5 mm. Com isso, calculou-se a integral de cada uma dessas curvas, obtendo o valor da área de cada uma delas, e a área da mão total foi igual ao somatório dessas duas áreas encontradas.

Após encontrar a área total, foi necessário estimar o ângulo entre o vetor unitário da velocidade expresso no sistema de referência local da mão e os respectivos eixos do sistema de referência local da mão,  $x'$ ,  $y'$  e  $z'$ . O produto entre o cosseno desses ângulos e a área total da mão resultou na área da mão normal à direção da força, respectivamente, do primeiro componente da força de sustentação, do segundo

componente da força de sustentação e do arrasto.

### 3.8.2 ANÁLISE CINÉTICA

A análise cinética foi dividida em duas grandes partes: força calculada e força medida.

#### 3.8.2.1 Força calculada

Assumindo que a massa específica da água é igual a  $998,2 \text{ kg/m}^3$  e conhecendo a velocidade resultante da mão, a aceleração da mão na direção do movimento da mesma, os coeficientes de velocidade e de aceleração e a área de cada mão normal à direção das forças, as forças hidrodinâmicas ( $L1$ ,  $L2$  e  $D$ ) foram estimadas por meio da Equação 7 para cada mão. Após isso, foi possível determinar a força de sustentação 3D (Equação 3). Ainda, a força propulsiva calculada para cada mão foi estimada usando a seguinte equação:

$$FP = \sqrt{(D)^2 + (L1)^2 + (L2)^2} \quad \text{Equação 10}$$

em que,

$FP$  (N): força propulsiva calculada para cada mão;

$D$  (N): força de arrasto;

$L1$  (N): força de sustentação 2D;

$L2$  (N): força axial.

Para encontrar a força propulsiva efetiva gerada por cada mão, foi necessário verificar a direção das forças. A direção da força de arrasto foi verificada a partir da posição do ponto médio entre os vetores do punho e da falange distal do terceiro dedo em dois quadros consecutivos. A direção de  $L1$  foi determinada por meio do produto vetorial entre os vetores dos marcadores posicionados sobre a falange distal do terceiro dedo e sobre o centro do punho em dois quadros consecutivos (KUDO *et al.*, 2008b). A direção de  $L2$  foi determinada pelo produto vetorial das direções da força de arrasto e  $L1$  (KUDO *et al.*, 2008b). Sabendo as direções de cada força, foi possível estimar o ângulo entre a direção de cada força com a vertical ( $\beta$ ). Com esses ângulos e com os

valores das forças, foi calculado o componente vertical das forças conforme a equação geral ilustrada abaixo:

$$F_y = \cos \beta \cdot F_{dir} \quad \text{Equação 11}$$

em que,

$F_y$  (N): componente vertical de uma determina força;

$\beta$  (graus): ângulo entre a direção da força com a vertical;

$F_{dir}$  (N): força em uma determinada direção.

A força propulsiva efetiva calculada para cada mão foi estimada a partir do somatório dos componentes verticais das forças propulsivas calculadas de arrasto e de sustentação para cada mão. A força propulsiva efetiva foi estimada por meio do resultado da soma entre as forças propulsivas efetivas calculadas para cada mão.

### 3.8.2.2 Força medida

A força foi medida em dois grandes momentos. No primeiro, a força foi medida quando a célula de carga estava suspensa verticalmente dentro da água e durante o teste de palmateio. No segundo momento, uma plataforma de metal foi posicionada sobre a célula de carga, e a força foi medida sem e com a participante posicionada no seu centro.

Primeiramente, o valor medido pela célula de carga quando a plataforma de metal estava sobre ela foi corrigido para ajustar o valor 0. Após essa correção, os valores da força registrados quando a participante estava sobre a plataforma foram filtrados por meio de um filtro passa baixa de ordem sete, e a frequência de corte foi determinada por meio da Análise Residual proposta por Winter (2005). Com os dados filtrados, foi calculada a média do peso hidrostático.

Procedimento semelhante foi adotado para corrigir o zero registrado pela célula de carga quando a mesma estava suspensa verticalmente dentro da piscina. Após essa correção, a força medida durante o palmateio foi filtrada por meio de um filtro passa baixa de ordem sete, e a frequência de corte foi determinada por meio da Análise Residual proposta por Winter (2005). Desses valores de força foi somada a média do peso hidrostático, obtendo a força propulsiva efetiva medida, a qual foi sub-amostrada,

visto que as taxas de amostragem da cinemetria e da dinamometria foram diferentes.

### 3.8.3 ALINHAMENTO DOS DADOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS

Os valores de força foram sub-amostrados para que tivessem o mesmo número de informações que a cinemetria. Os dados cinemáticos foram alinhados a partir do sistema eletrônico de sincronização, uma vez que um sinal elétrico (registrado junto com os dados de força) e um sinal luminoso (observado nas câmeras de vídeo) ocorreram ao mesmo tempo.

### 3.8.4 DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANALISADAS EM CADA FASE DO PALMATEIO

Foi feita a normalização do tempo para cada um dos 13 ciclos, ou seja, em cada ciclo, 100 valores representaram a variação no ciclo para cada variável analisada em função do tempo (de 1 a 100%). Após, foram estimados a média e seu respectivo desvio-padrão para as variáveis dos ciclos digitalizados, ou seja, foi calculada a média dos ângulos, dos coeficientes e das forças no tempo normalizado 1%, no tempo normalizado 2% e, assim, sucessivamente, respectivamente. Desse modo, foi encontrado um ciclo que representava a média do comportamento dos 13 ciclos, sendo essa média utilizada para algumas análises, por exemplo, na análise da orientação da mão, dos coeficientes de velocidade e de aceleração. Além disso, para uma melhor investigação, cada ciclo foi dividido em quatro fases:

- (1) *In-sweep*;
- (2) Transição do *in-sweep* para o *out-sweep*;
- (3) *Out-sweep*;
- (4) Transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

A partir do trabalho de Gomes (2008), foram determinados os critérios para determinar as fases. Logo, o deslocamento do marcador posicionado sobre a falange distal do terceiro dedo nos eixos vertical e médio-lateral em relação ao sistema de referência global (calibrador) foi utilizado para estabelecer as fases. Esses eixos foram escolhidos, por causa da posição dos indivíduos em relação ao calibrador.

Conseqüentemente, também foi calculada a média das posições do marcador posicionado sobre a falange distal do terceiro dedo nos eixos vertical e médio-lateral para cada tempo normalizado. Na Figura 13, pode ser observada a média da variação da posição desse marcador com o tempo normalizado, em que 1% representa o início do *in-sweep* e 100% representa o fim da transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

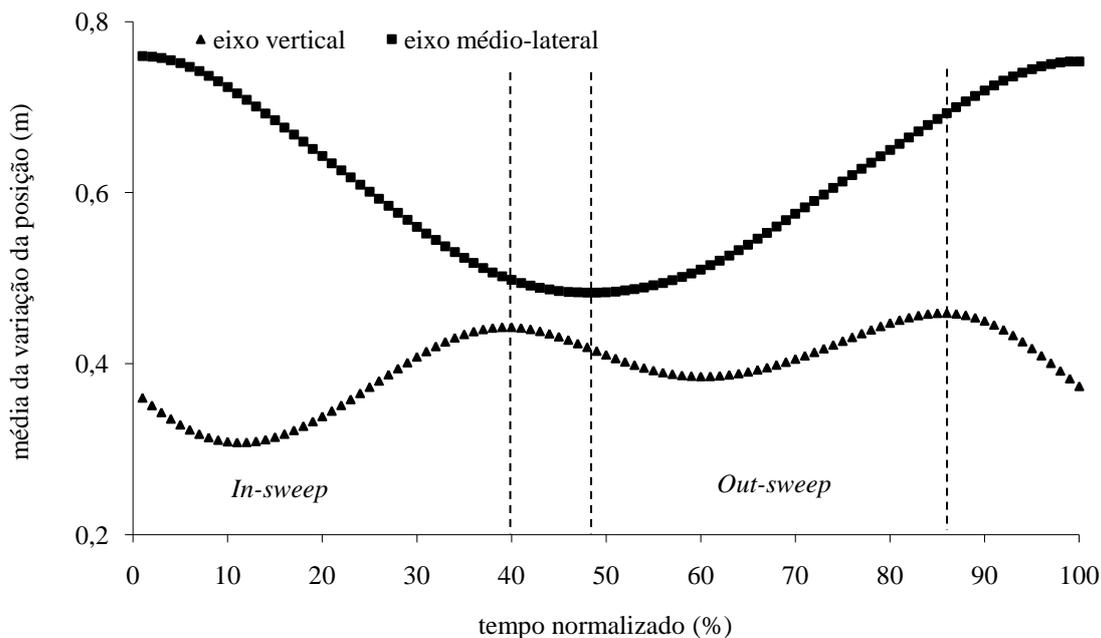


Figura 13. Média da variação da posição do marcador 2 nos eixos vertical e médio-lateral em relação ao sistema de referência global de um indivíduo do trabalho de Gomes (2008). As linhas tracejadas delimitam as fases do ciclo.

As fases foram estabelecidas utilizando os seguintes critérios, os quais podem ser acompanhados na Figura 13 para um melhor entendimento:

- O primeiro maior valor da posição do marcador no eixo médio-lateral determina o início do *in-sweep*;
- O maior valor da posição do marcador no eixo vertical após o *in-sweep* determina o início da transição do *in-sweep* para o *out-sweep*;
- O menor valor da posição do marcador no eixo médio-lateral determina o início do *out-sweep*;
- O maior valor da posição do marcador no eixo vertical que ocorre após o *out-sweep* determina o início da transição do *out-sweep* para o *in-sweep*;
- O segundo maior valor da posição do marcador no eixo médio-lateral determina o

final do *out-sweep*.

Dessa forma, todas as variáveis puderam ser analisadas em cada fase do palmateio. Não obstante, como as fases do palmateio das mãos direita e esquerda podem começar em um tempo diferente, para a análise da força propulsiva efetiva medida pela célula de carga, foi necessário definir intervalos de tempo comuns das fases das mãos direita e esquerda.

### **3.9 Procedimentos estatísticos**

Foi avaliada a normalidade dos dados com o teste de Kolmogorov-Smirnov. Confirmada a aderência ao modelo normal, a análise gráfica de Bland e Altman (1986) foi usada para verificar a concordância entre as forças propulsivas efetivas medida e calculada. Para isso, a diferença média (*bias*) e o desvio-padrão (dp) das diferenças entre as forças foram calculados. Os limites de concordância foram ajustados como sendo  $bias \pm 2 dp$ . Para verificar a simetria nas orientações (ângulos de ataque e orientação) e nas forças propulsivas encontradas para cada mão, a análise gráfica de Bland e Altman (1986) foi também usada conforme descrita anteriormente. O nível de significância adotado foi de 5%. Os procedimentos estatísticos foram realizados nos *softwares* SPSS (versão 17.0 for Windows) e Matlab (versão 7.1).

## 4 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados conforme os objetivos específicos estabelecidos na introdução, porém não necessariamente na mesma ordem. Ainda, como muitas figuras ilustrarão o comportamento médio de uma determinada variável ao longo do tempo normalizado em cada fase (por exemplo, Figura 14a), é importante destacar que o *in-sweep* inicia sempre em 1%, a transição do *in-sweep* para o *out-sweep* inicia sempre na primeira linha pontilhada vertical ilustrada na figura, o *out-sweep* inicia na segunda linha pontilhada vertical também ilustrada na figura e a transição do *out-sweep* para o *in-sweep* inicia na última linha pontilhada da figura e termina quando o tempo normalizado é 100%.

### 4.1 Orientação da mão

O primeiro objetivo específico do trabalho era determinar a orientação de cada mão ao longo do palmateio. Dessa forma, as Figuras 14 e 15 ilustram, respectivamente, o ângulo de ataque médio das mãos direita e esquerda e o ângulo de orientação médio das mãos direita e esquerda em cada fase do palmateio com o tempo normalizado.

### 4.2 Simetria da orientação entre as mãos direita e esquerda

Tendo os ângulos de ataque e de orientação de cada mão, foi possível verificar a simetria dessas variáveis entre as duas mãos por meio da análise gráfica de Bland e Altman (1986) como pode ser apreciado nas Figuras 16 e 17.

Tendo a Figura 16 como base, pode-se observar que a diferença média do ângulo de ataque foi igual a  $15,44^\circ$ , o que é uma diferença razoável partindo da idéia que esse ângulo variou entre  $-80$  e  $80^\circ$ . Essa diferença também indica que o ângulo de ataque da mão direita foi em média maior que o ângulo de ataque da outra mão. Por outro lado, o tamanho dos limites de concordância revela que o desvio-padrão das diferenças médias ( $\pm 30,63^\circ$ ) foi alto. Ainda, alguns pontos saíram desses limites. Assim, parece não haver simetria nos ângulos de ataque entre as mãos direita e esquerda.

Na Figura 17, pode-se notar que a diferença média do ângulo de orientação foi igual a  $-15,71^\circ$ , a qual pode ser considerada uma diferença razoavelmente muito pequena, partindo da idéia que esse ângulo variou entre  $0$  e  $360^\circ$ . Essa diferença

também indica que o ângulo de orientação da mão esquerda foi em média maior que o ângulo de orientação da outra mão. Por outro lado, (assim como para o ângulo ataque), o tamanho dos limites de concordância revela que o desvio-padrão das diferenças médias ( $\pm 65,61^\circ$ ) foi alto. E, alguns pontos saíram desses limites. Dessa forma, parece também não haver simetria nos ângulos de orientação entre as mãos direita e esquerda.

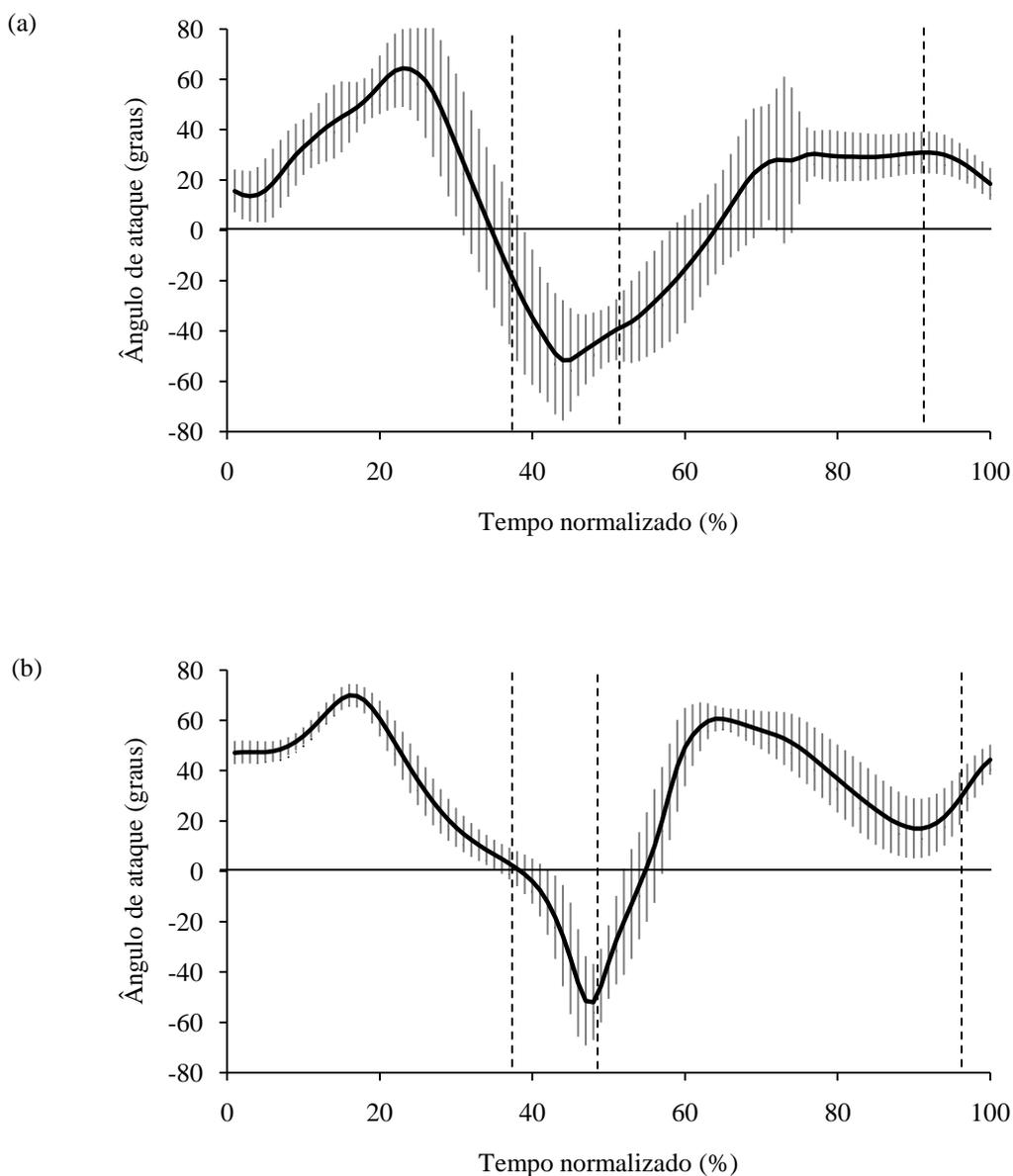


Figura 14. Ângulo de ataque médio em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

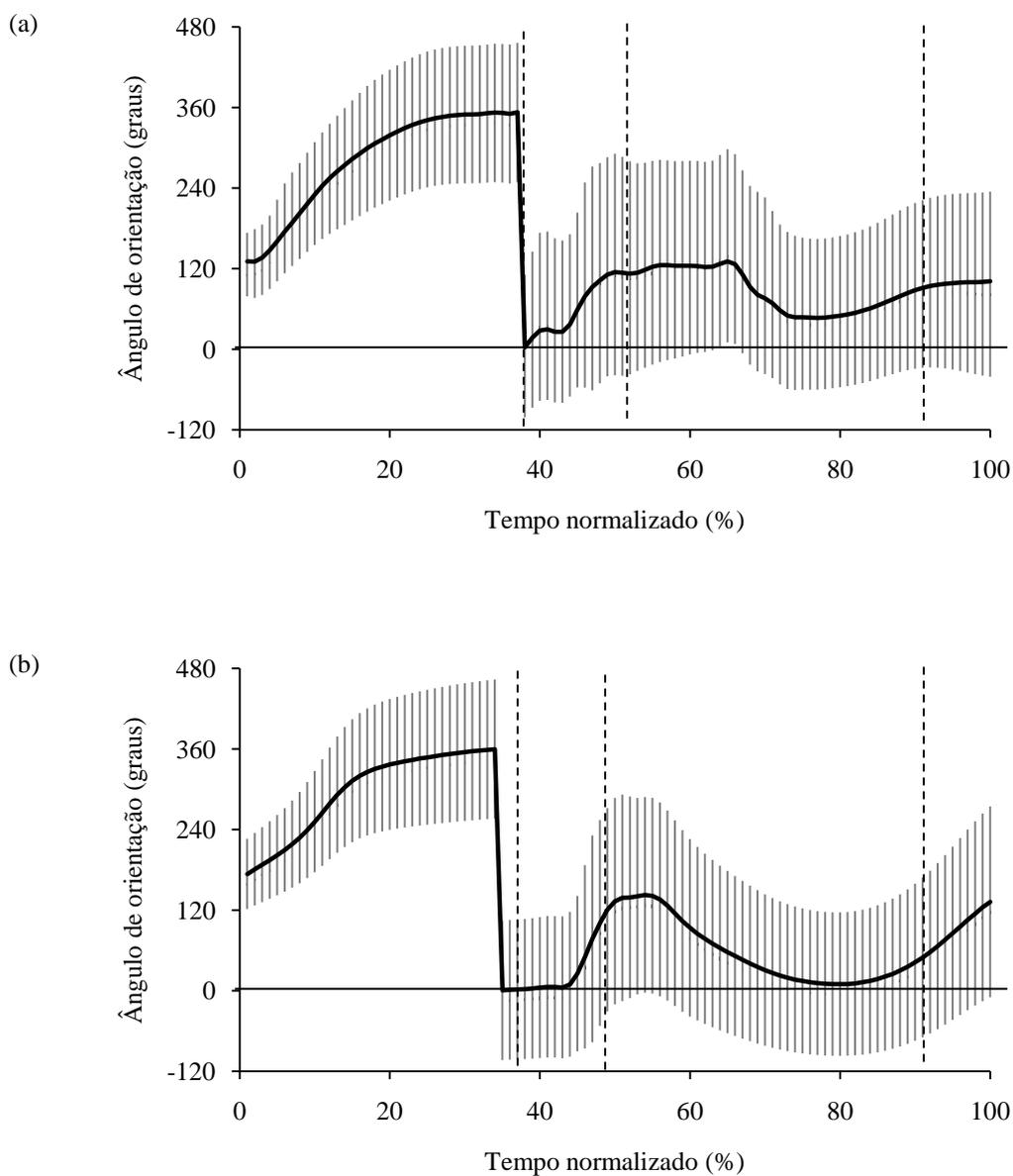


Figura 15. Ângulo de orientação médio em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

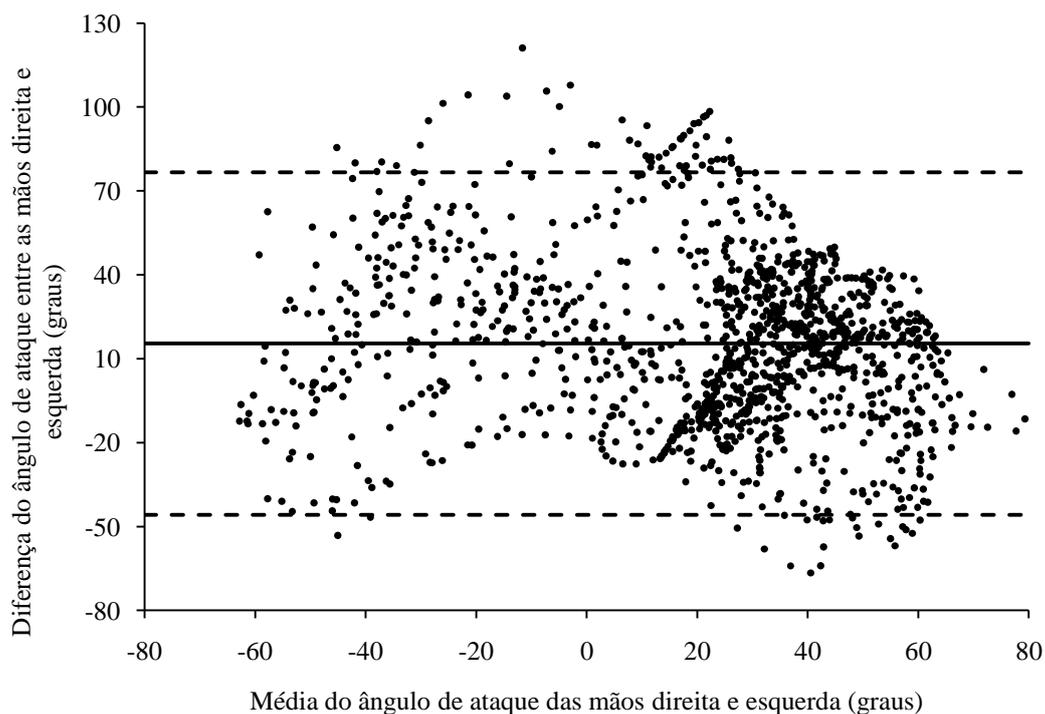


Figura 16. Diferença do ângulo de ataque entre as mãos direita e esquerda em relação à média do ângulo de ataque das mãos direita e esquerda. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior.

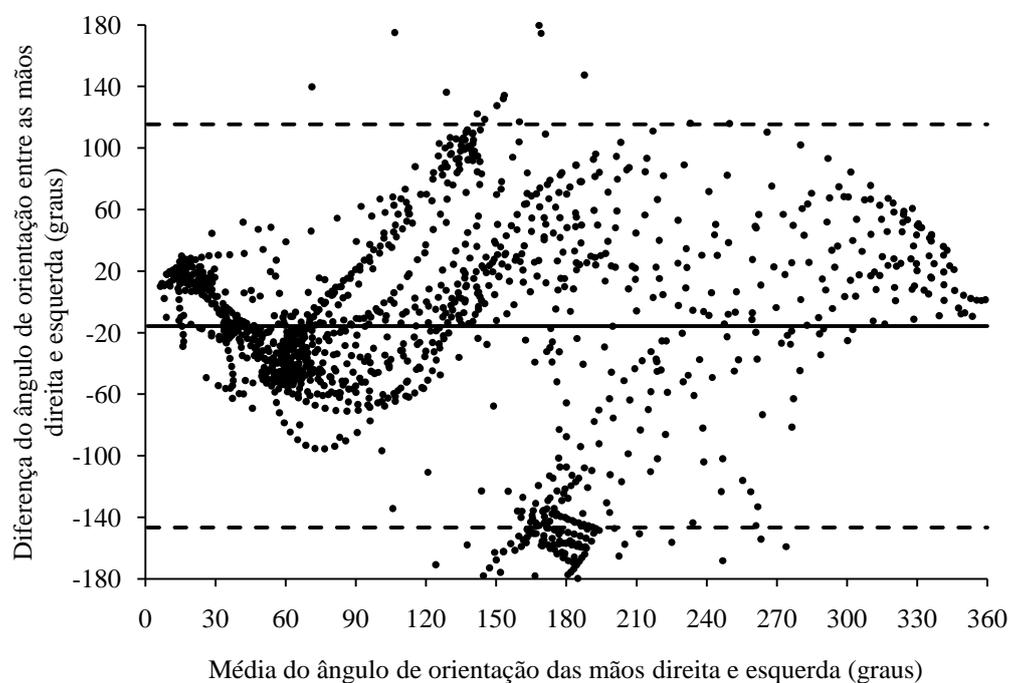


Figura 17. Diferença do ângulo de orientação entre as mãos direita e esquerda em relação à média do ângulo de orientação das mãos direita e esquerda. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior.

### 4.3 Coeficientes de velocidade e de aceleração

As Figuras 18 a 20 ilustram, respectivamente, os coeficientes de velocidade do arrasto ( $D$ ), da força de sustentação 2D ( $L1$ ) e da força axial ( $L2$ ) para cada uma das mãos. As Figuras 21 a 23 ilustram, respectivamente, os coeficientes de aceleração para as respectivas forças para cada uma das mãos.

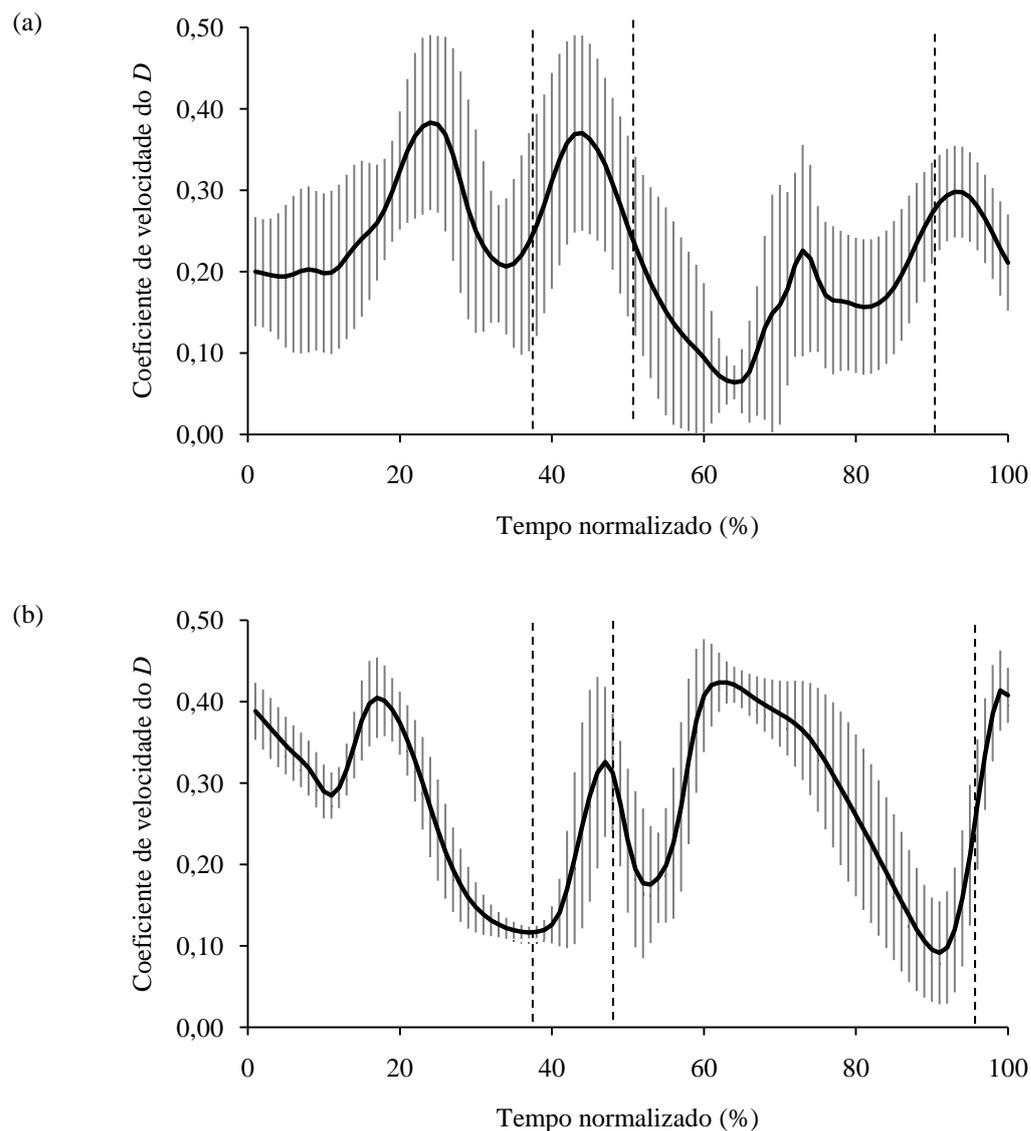


Figura 18. Coeficiente de velocidade médio da força de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

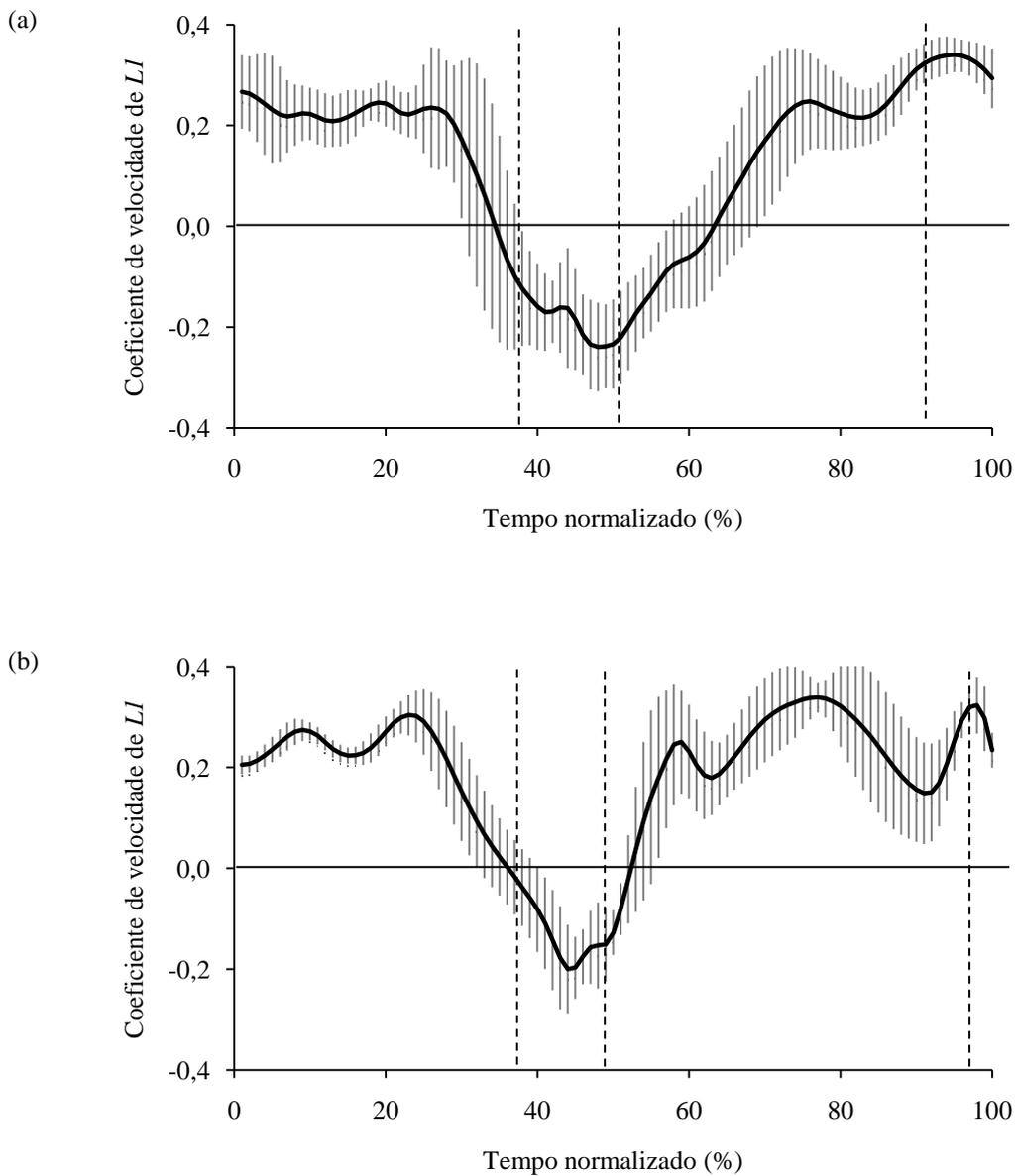


Figura 19. Coeficiente de velocidade médio da força de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

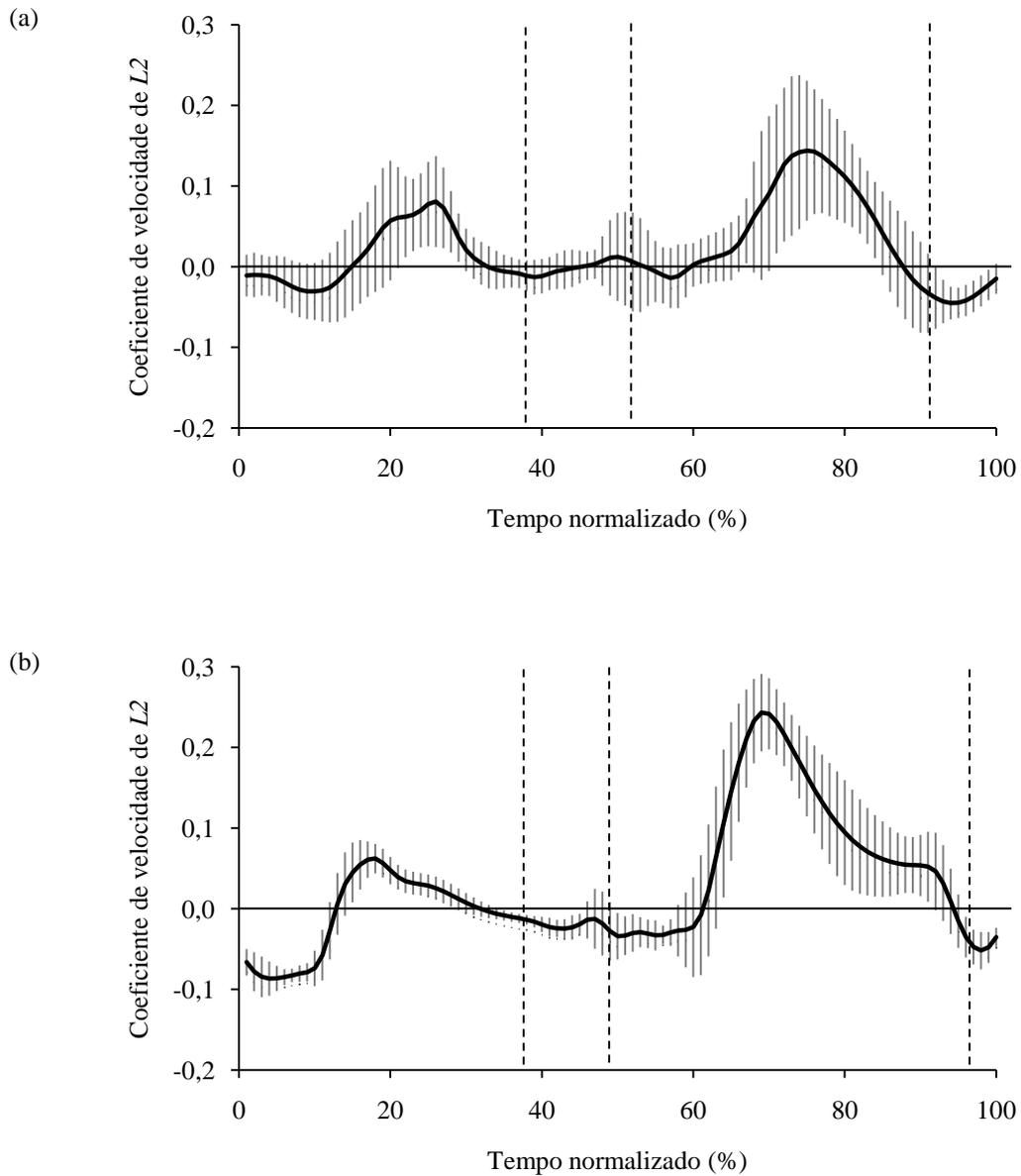


Figura 20. Coeficiente de velocidade médio da força axial em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

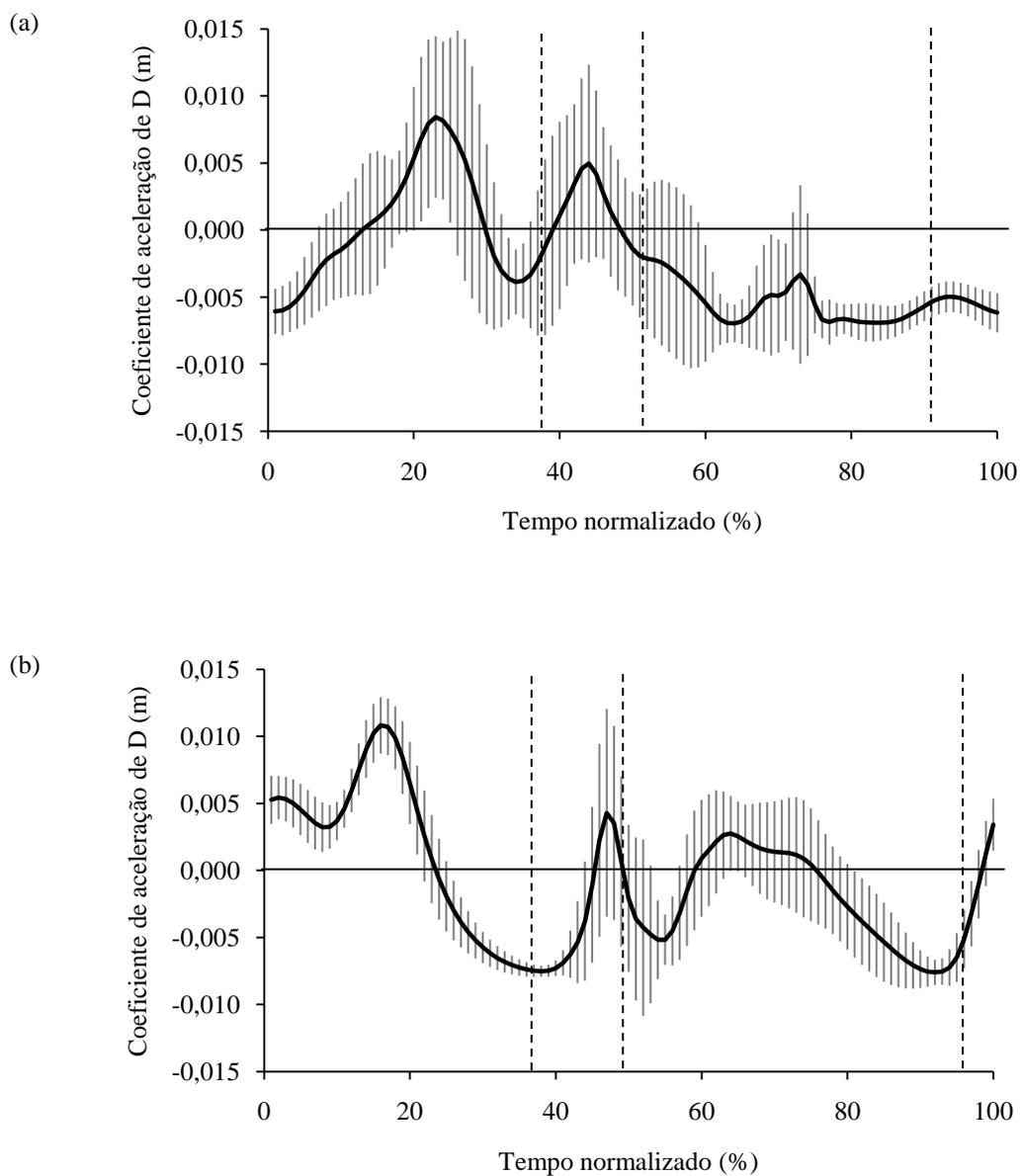


Figura 21. Coeficiente de aceleração médio da força de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

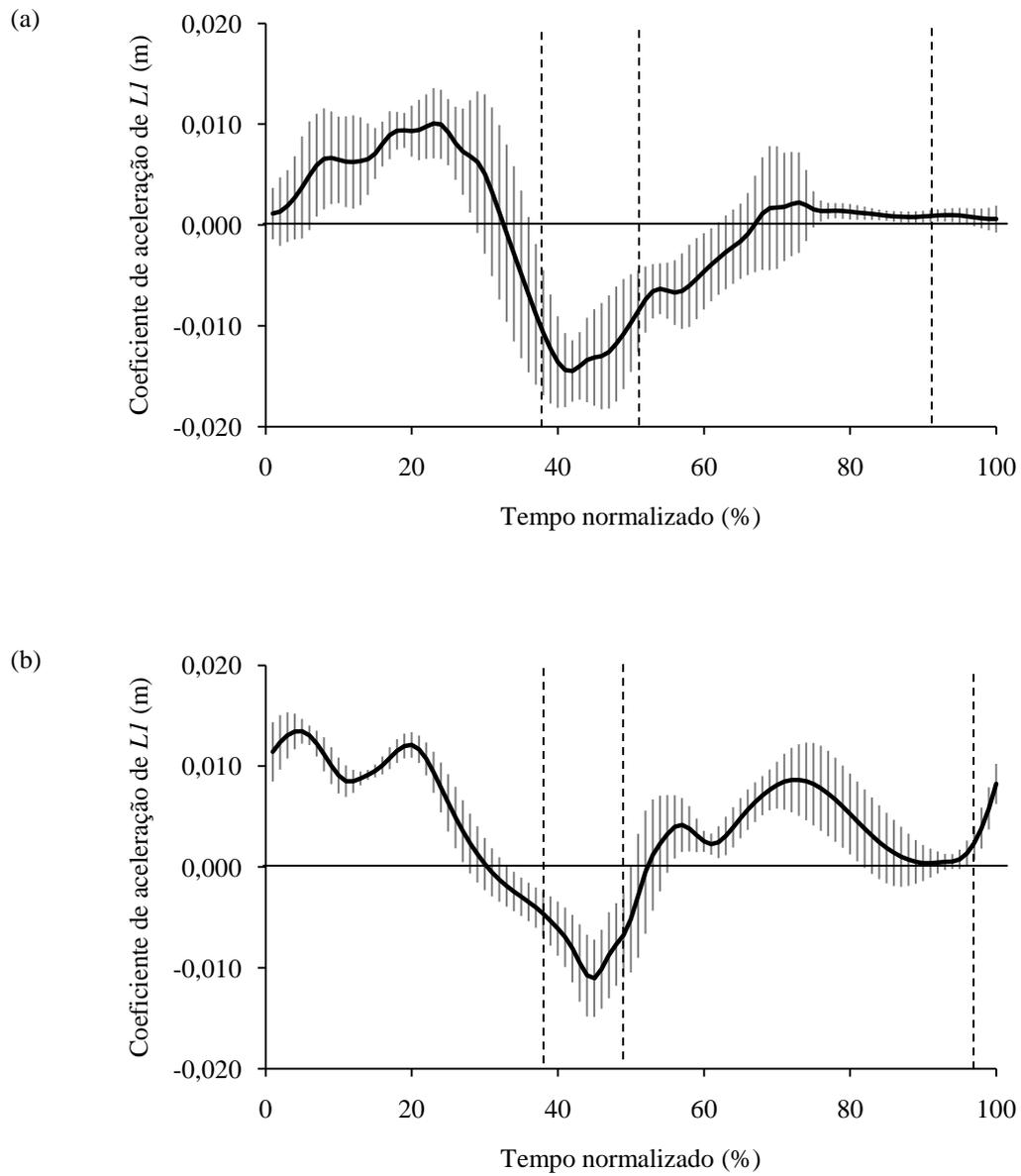


Figura 22. Coeficiente de aceleração médio da força de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

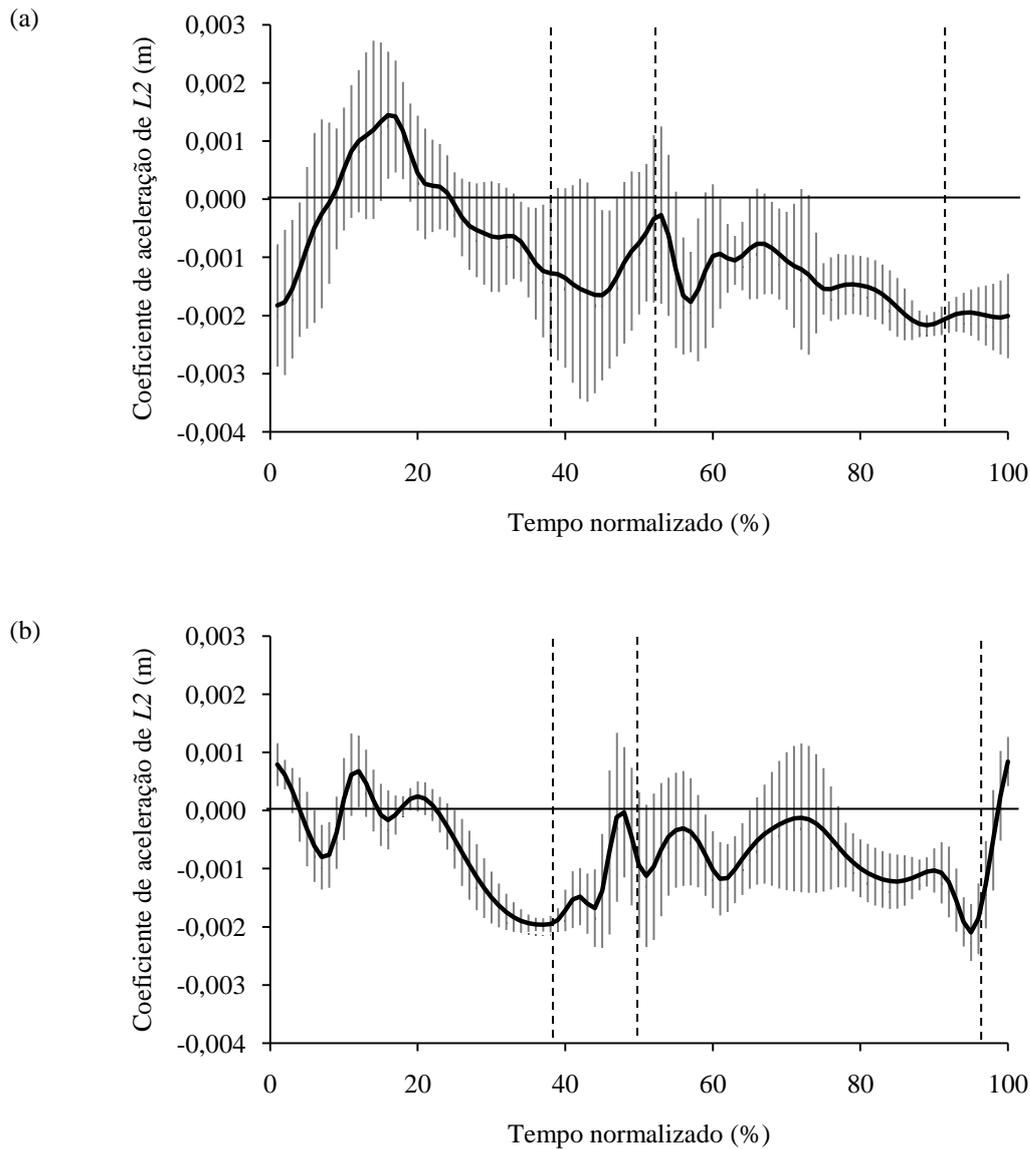


Figura 23. Coeficiente de aceleração médio da força axial em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

#### 4.4 Forças propulsivas de arrasto e sustentação

As Figuras 24 a 29 ilustram as forças de arrasto, sustentação 2D, axial, sustentação total, o somatório de todas essas forças e o componente vertical da força propulsiva para as duas mãos. Para chegar nessas forças, foi necessário calcular outras variáveis antes (conforme a Equação 7). Algumas destas já foram apresentadas anteriormente (orientação da mão e coeficientes das forças). Não obstante, para uma

melhor interpretação dos resultados, optou-se por mostrar o comportamento das outras variáveis que foram dados de entrada para a Equação 7 no Apêndice 4.

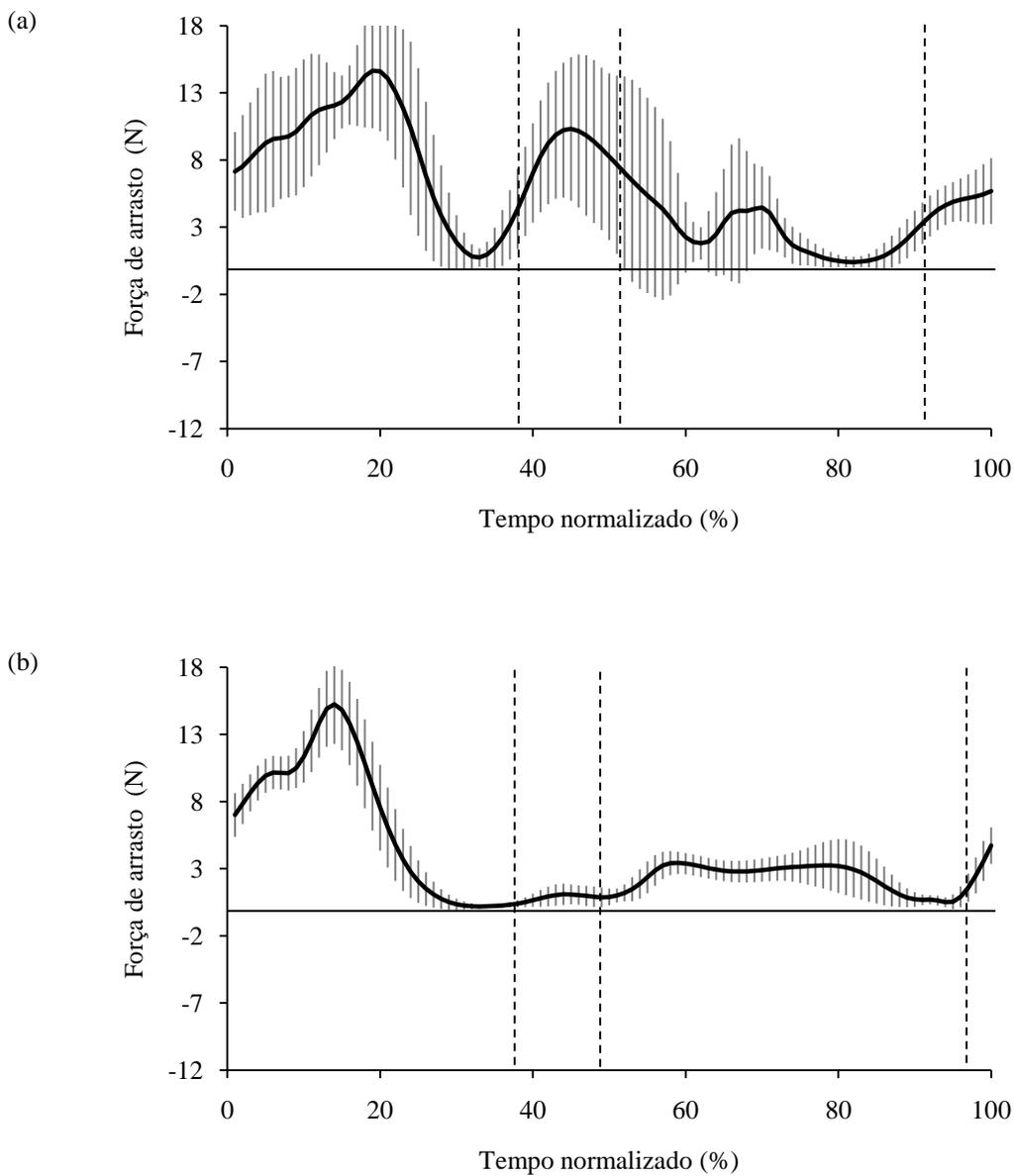


Figura 24. Força média de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

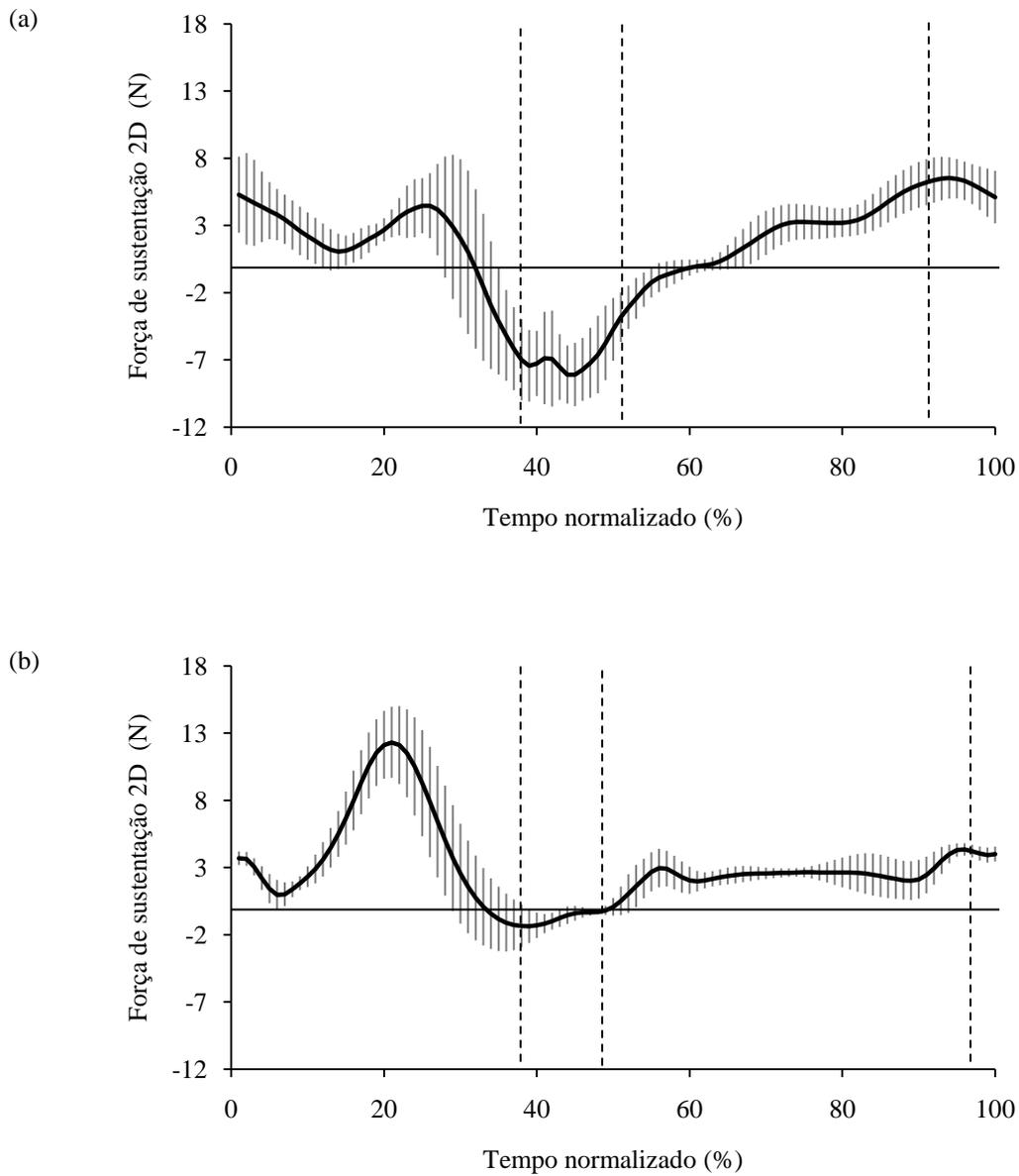


Figura 25. Força média de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

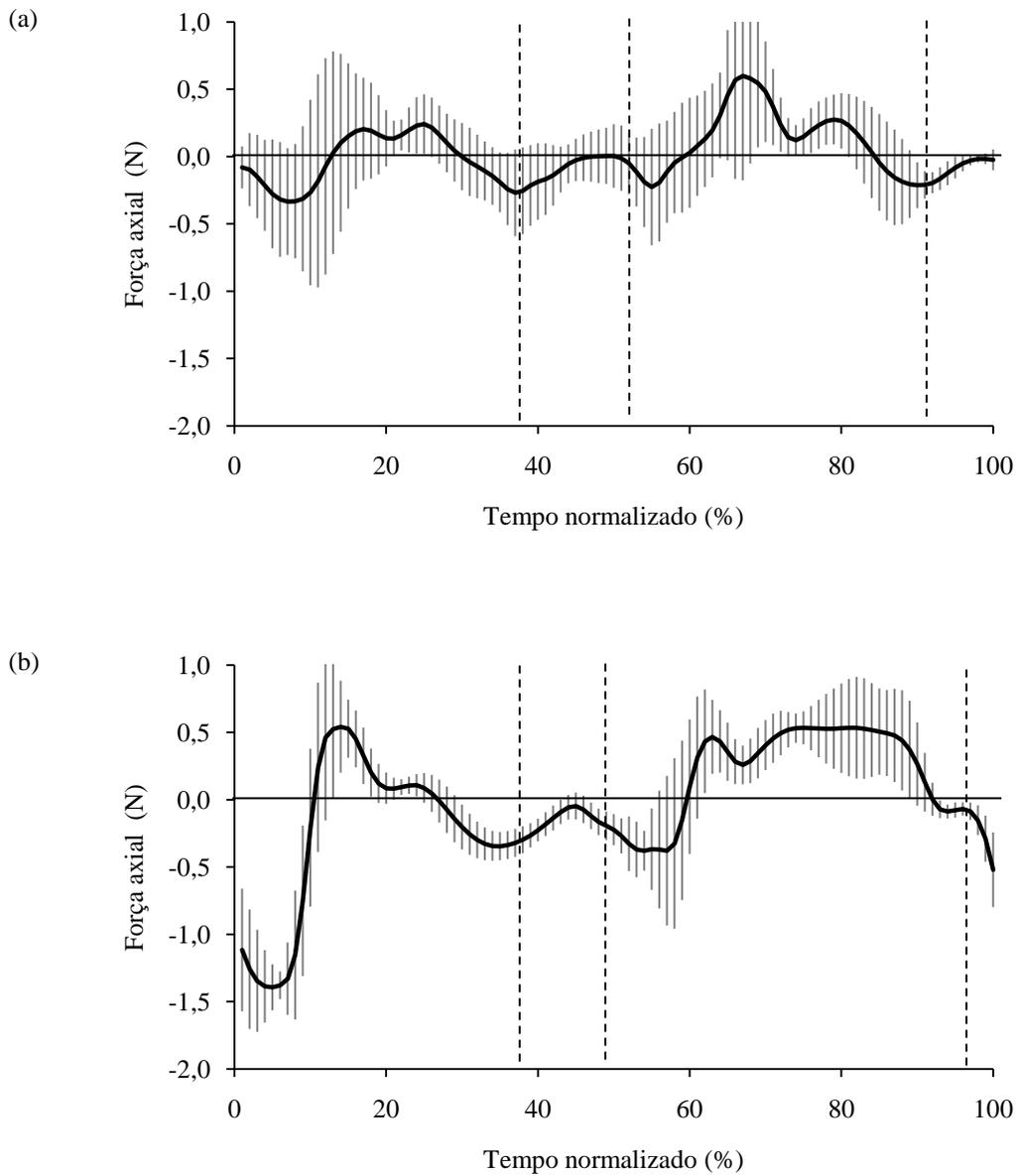


Figura 26. Força axial média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

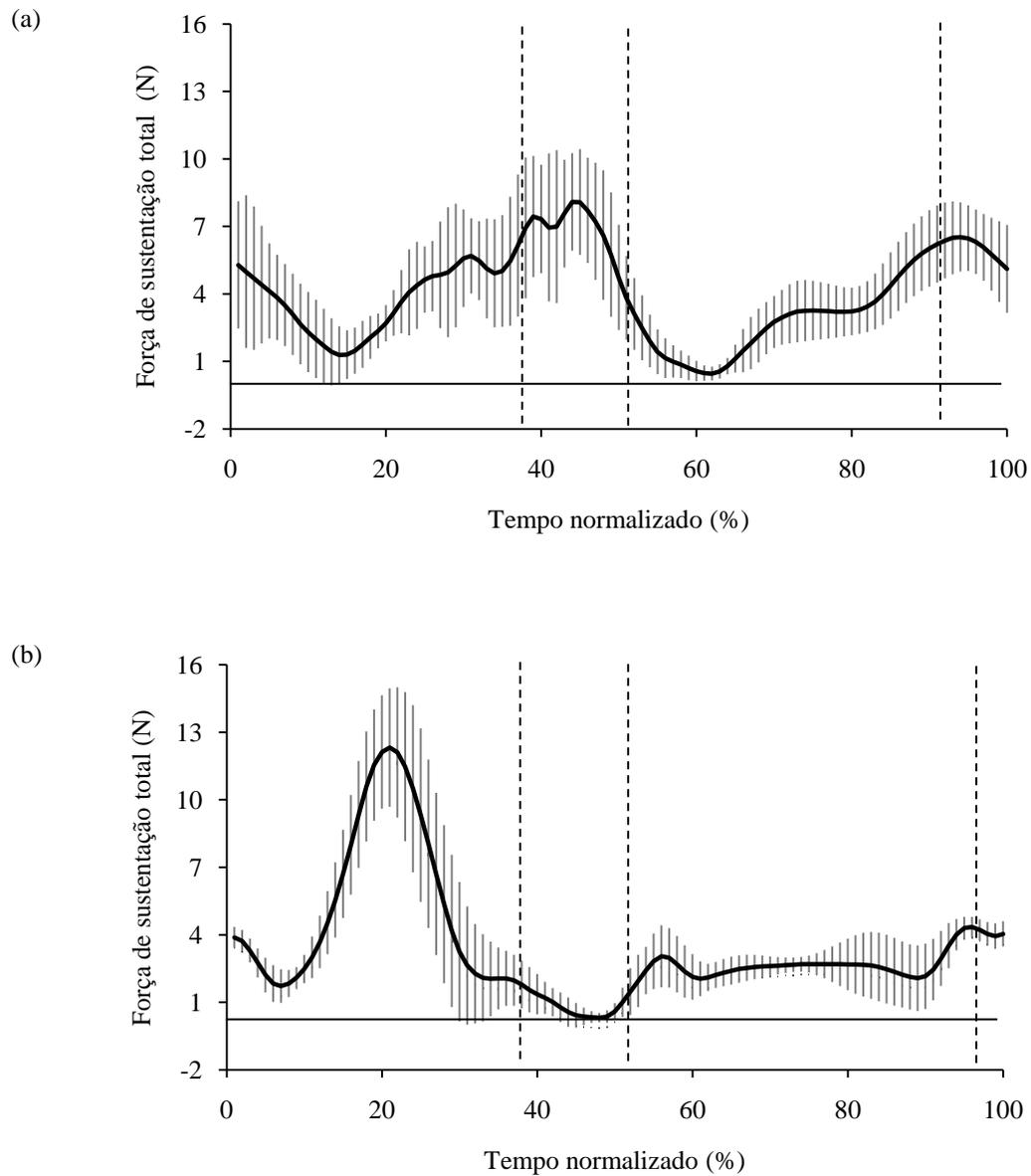


Figura 27. Força de sustentação total média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

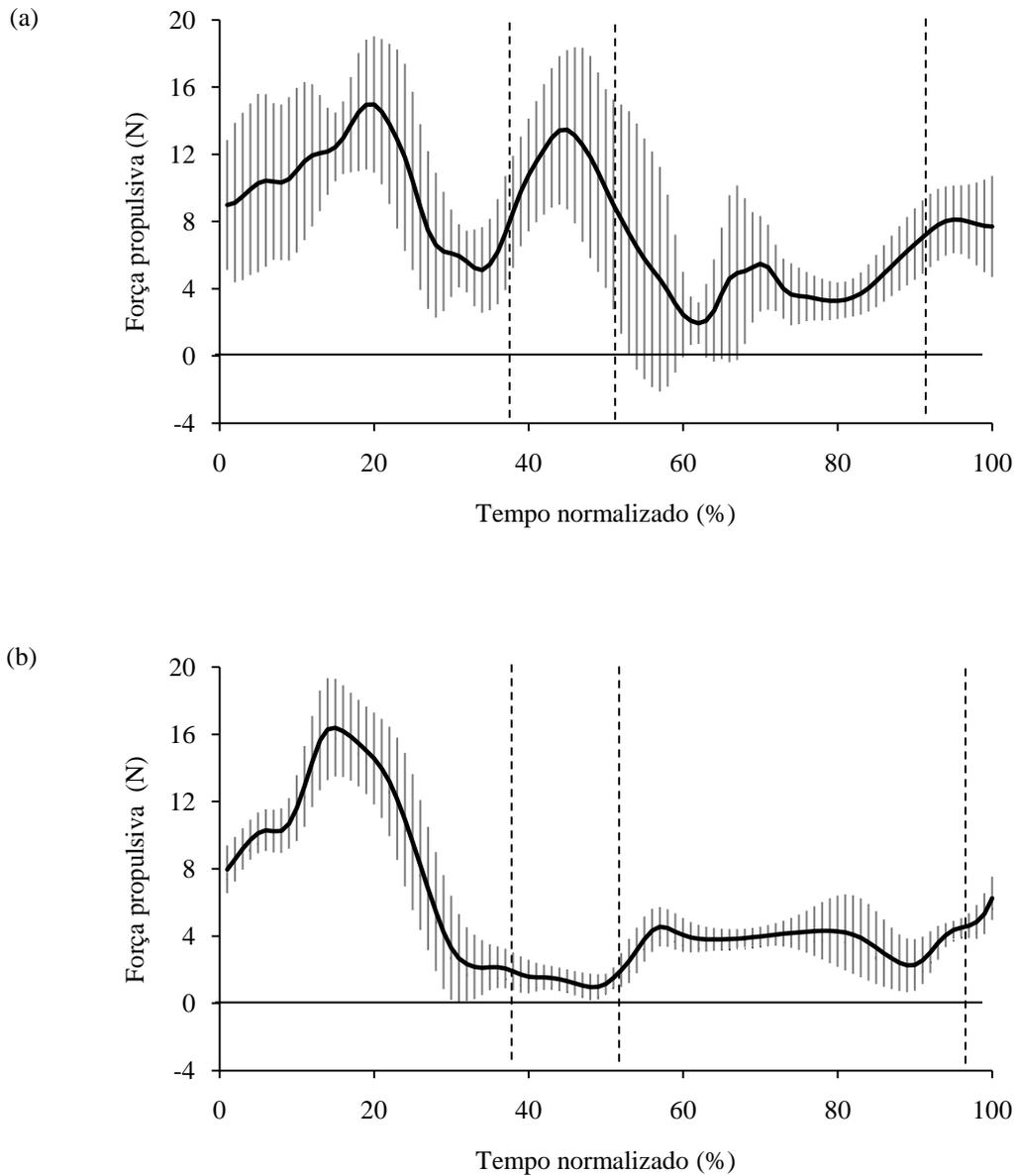


Figura 28. Força propulsiva média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

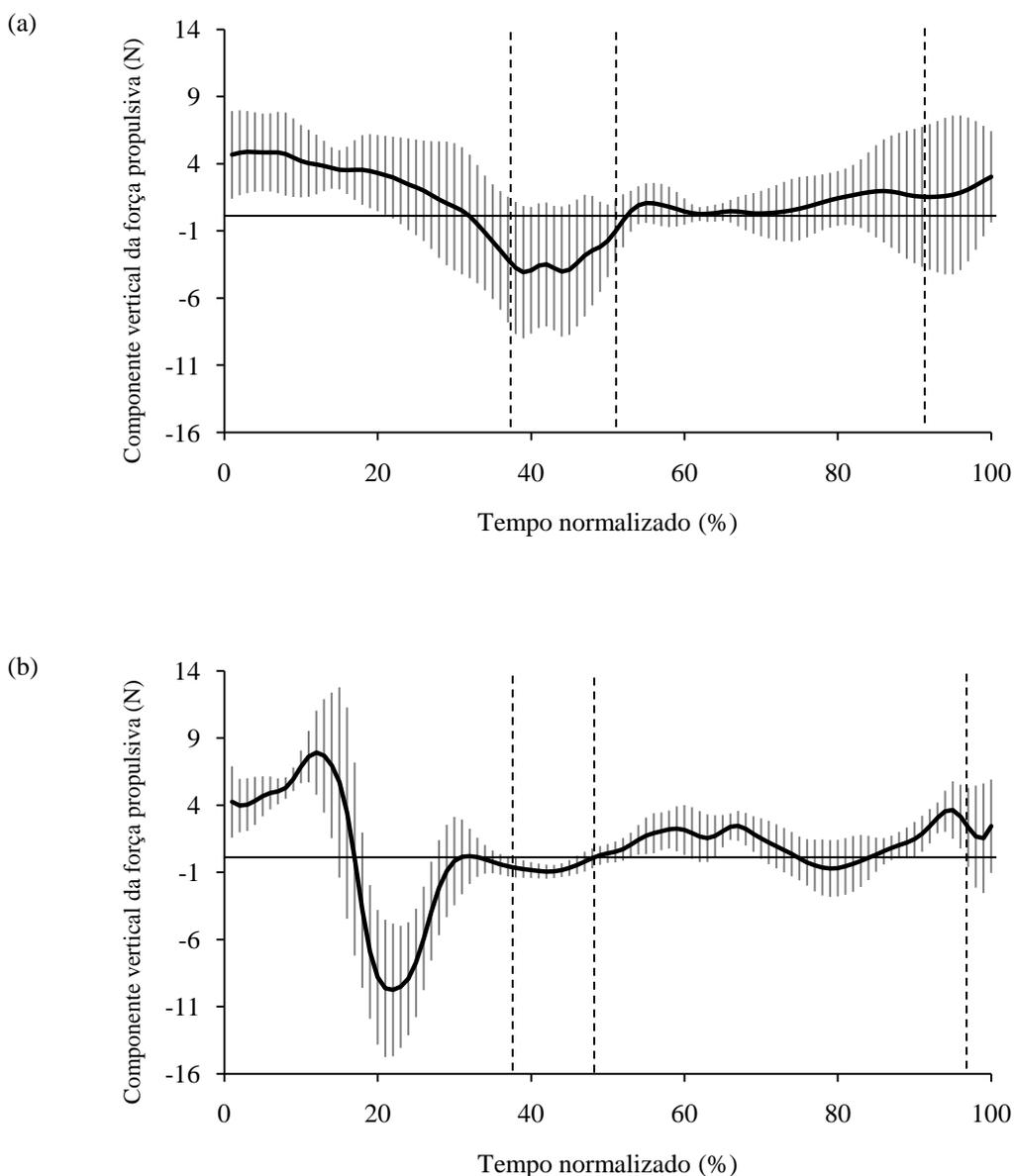


Figura 29. Média do componente vertical da força propulsiva em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

#### 4.5 Simetria das forças propulsivas calculadas entre as mãos direita e esquerda

Tendo todos os valores de força calculados e somados para cada mão, foi possível verificar a simetria da força propulsiva entre as mãos por meio da análise gráfica de Bland e Altman (1986) como pode ser observado na Figura 30. A partir dessa

figura, pode-se notar que a diferença média da força propulsiva entre as mãos foi igual a  $-2,17$  N, o que é uma diferença ligeiramente razoável, partindo da idéia que essa força variou entre 0 e 20 N. Essa diferença também indica que a força propulsiva da mão esquerda foi em média maior que o da outra mão. Além disso, o tamanho dos limites de concordância revela que o desvio-padrão das diferenças médias ( $\pm 5,60$  N) foi alto, sendo que alguns pontos saíram desses limites. Assim, parece não haver simetria nas forças propulsivas entre as mãos direita e esquerda.

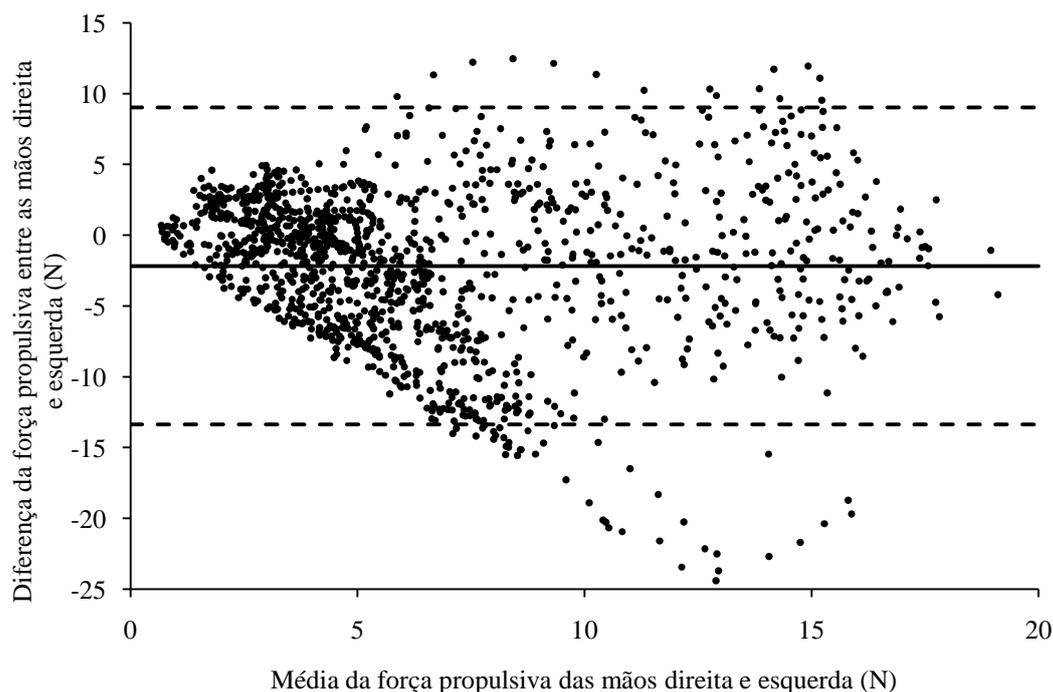


Figura 30. Diferença da força propulsiva entre as mãos direita e esquerda em relação à média da força propulsiva das mãos direita e esquerda. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior.

#### 4.6 Força propulsiva efetiva calculada

A Figura 31(a) ilustra a força propulsiva efetiva calculada média ao longo dos 13 ciclos analisados em relação ao tempo normalizado.

#### 4.7 Força propulsiva efetiva medida

Com intuito de permitir uma melhor comparação entre as forças propulsivas

efetivas calculada e medida, as duas forças foram plotadas lado a lado. Dessa forma, a Figura 31(b) ilustra a média da força propulsiva efetiva ao longo dos 13 ciclos de palmateio em relação ao tempo normalizado. A Figura 32 ilustra a força propulsiva efetiva medida com valores no eixo vertical que possibilitam analisar o comportamento dessa variável.

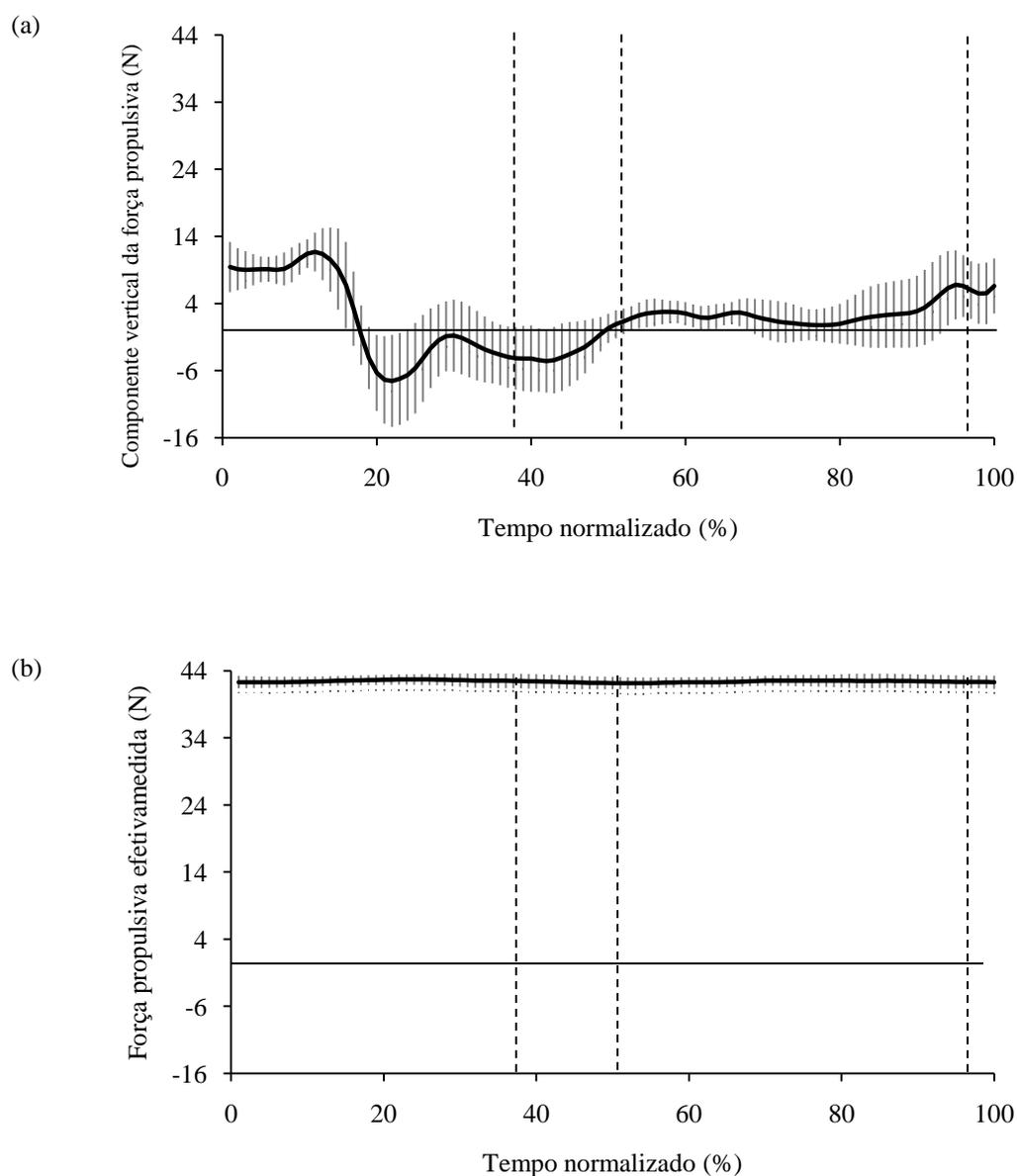


Figura 31. Comportamento médio do componente vertical da força propulsiva calculada (a) e da força propulsiva medida (b) em relação ao tempo normalizado. O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

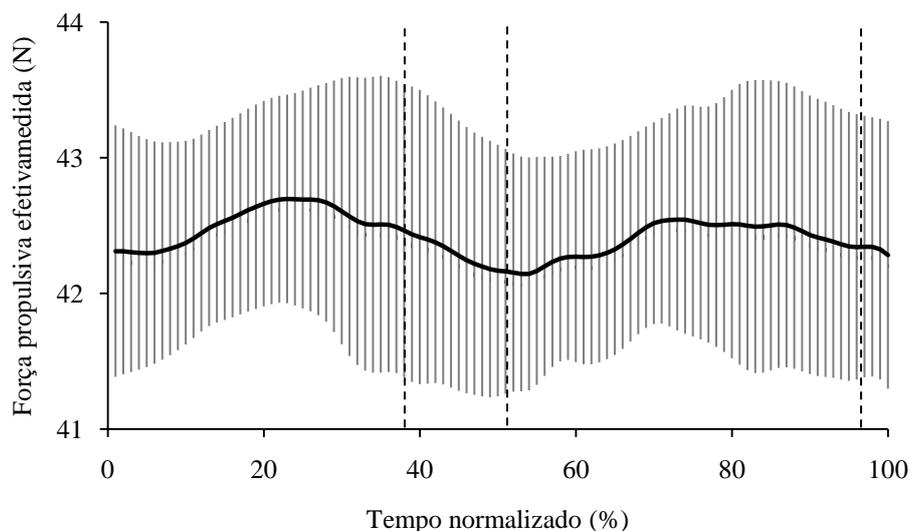


Figura 32. Comportamento médio da força propulsiva medida em relação ao tempo normalizado. O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas pontilhadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

#### 4.8 Comparação das forças propulsivas efetivas calculada e medida

Tendo as forças propulsivas efetivas calculada e medida, foi possível verificar a concordância entre as duas forças por meio da análise gráfica de Bland e Altman (1986) como pode ser observado na Figura 33. A partir dessa figura, pode-se notar que a diferença média das forças propulsivas efetivas medida e calculada foi igual a 40,68 N ( $\pm 6,37$  N), o que é uma diferença grande, partindo da idéia que a força medida variou em torno de 42 e 44 N. Essa diferença também indica que a força medida é maior que a calculada, o que é bem evidente quando se compara as Figuras 31(a) e 31(b). Além disso, alguns pontos saíram dos limites. Assim, parece não haver concordância entre as forças propulsivas efetivas medida e calculada.

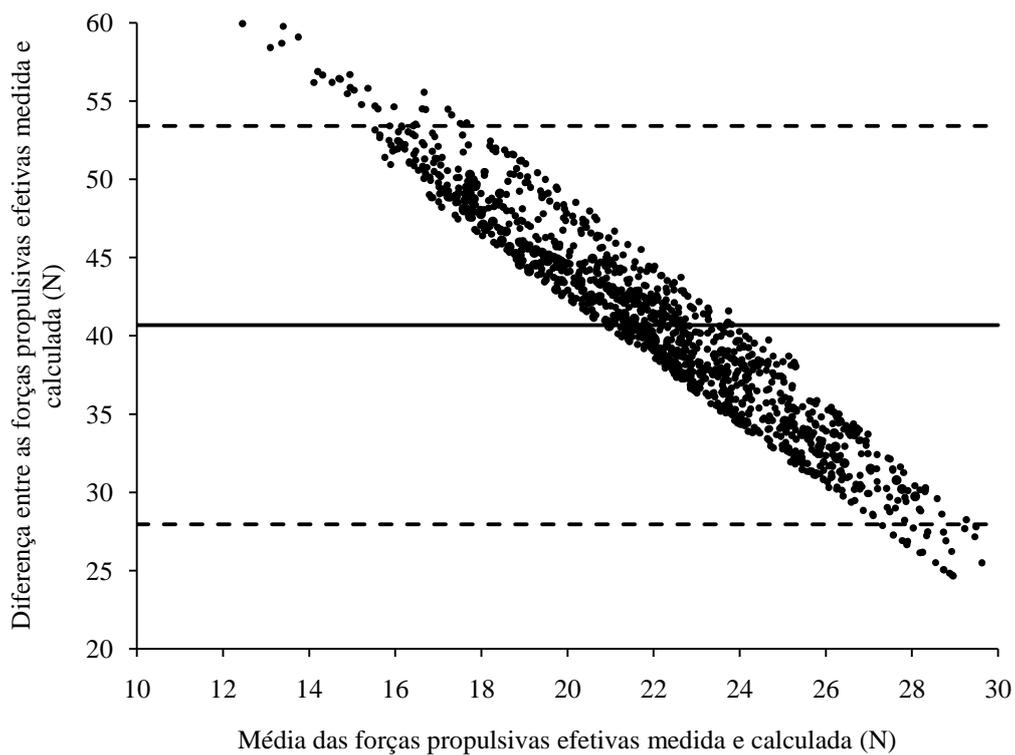


Figura 33. Diferença entre as forças propulsivas efetivas medida e calculada em relação à média das forças propulsivas efetivas medida e calculada. A linha horizontal contínua indica a diferença média da variável entre as duas mãos. As linhas horizontais tracejadas indicam os limites de concordância superior e inferior.

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo principal desse estudo foi comparar a força propulsiva efetiva calculada a partir das equações hidrodinâmicas, que consideram tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração, e a força propulsiva efetiva medida durante um palmateio de sustentação (na posição vertical de cabeça para cima). Os resultados encontrados demonstraram que a força medida é maior que a força calculada. Não obstante, para compreender esse achado, é necessário analisar o comportamento das variáveis que serviram como base para o cálculo da força propulsiva efetiva durante o palmateio.

### 5.1 Orientação da mão

A orientação da mão foi definida por meio dos ângulos de ataque e de orientação. Em relação ao ângulo de ataque (Figura 14), independentemente da mão observada (direita ou esquerda), pode-se notar que:

- (1) Na fase de *in-sweep*, o ângulo apresentou um aumento seguido de uma diminuição;
- (2) Na primeira fase de transição (*in-sweep* para o *out-sweep*), esse ângulo apresentou valores negativos;
- (3) No início do *out-sweep*, o ângulo de ataque apresentou um aumento;
- (4) Na última fase de transição (*out-sweep* para o *in-sweep*), não se consegue notar um comportamento comum entre as mãos direita e esquerda.

Com esses resultados, podem ser destacados os valores negativos de ângulo de ataque na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, indicando que a mão girava antes de mudar de direção. Esses resultados também foram encontrados por Gomes (2008). E como explicado por Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006), se a mão girar antes de mudar de direção, ela pode ser beneficiada por meio de dois mecanismos rotacionais: (1) pela captura da esteira de vórtices formada por prévias braçadas, gerando, dessa maneira uma força propulsiva adicional e (2) pelo efeito de circulação rotacional (semelhante ao Efeito Magnus).

Essas observações destacadas por Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006) foram baseadas em estudos que analisaram as forças propulsivas durante a simulação de

vôo de insetos. Por exemplo, sugere-se que a força propulsiva, no início do *downstroke* (batida da asa para baixo) e do *upstroke* (batida da asa para cima), é aumentada pela rotação da asa à medida que a mesma passa pela esteira de vórtices formada pelas batidas prévias, logo, um inseto pode recapturar alguma energia perdida à esteira (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON *et al.*, 2000). Ou seja, cada batida da asa deixa para trás uma esteira complexa consistindo de vorticidade; quando a asa muda de direção, ela passa por essa esteira que contém energia perdida do inseto para o fluido, possibilitando ao inseto recuperar uma parte dessa energia (DICKINSON, 2001). No entanto, de acordo com Dickinson, Lehmann e Sane (1999) e Dickinson (2001), a direção e a magnitude das forças geradas pela captura da esteira dependem da relação das fases rotacionais e translacionais, isto é:

- (1) Se a rotação precede a mudança de direção, a asa intercepta a sua própria esteira gerando uma maior força para cima (composta tanto por arrasto quanto por sustentação para cima), porque essa ação possibilita a asa ter um ângulo de ataque favorável quando colide com a esteira;
- (2) Se a rotação da asa ocorre após a mudança de direção, o fluxo intercepta a asa com um ângulo de ataque, o qual produz forças de sustentação para baixo e arrasto para cima;
- (3) Com a rotação simétrica, a asa apresenta um ângulo de ataque de  $90^\circ$  no meio da mudança de direção, não produzindo sustentação, mas gerando uma alta força de arrasto.

Somado a isso, picos de força foram observados no final do *downstroke* e do *upstroke* de uma mosca robótica. Dessa forma, outro mecanismo rotacional também contribui para o aumento da sustentação durante a batida das asas (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999). Esses autores explicam que a própria rotação da asa serve como fonte de circulação para gerar uma força para cima durante o vôo de insetos, sendo que esse mecanismo de circulação rotacional é semelhante ao Efeito Magnus.

Para uma asa de um inseto conseguir gerar sustentação por meio de um mecanismo similar ao Efeito Magnus, a orientação da força resultante será dependente da direção da rotação da asa (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999). Por isso, de acordo com o trabalho desses autores, para adotar um ângulo de ataque adequado nas fases translacionais, a asa deve pronar antes do *downstroke* e supinar antes do *upstroke*.

Assim, considerando uma força positiva para cima e uma força negativa para baixo, quando a asa roda antes de mudar de direção, há um pico de força positivo no final das fases translacionais; se a asa roda depois de mudar a direção, isso resulta em uma força negativa no final das mesmas fases; por outro lado, uma rotação simétrica causa um pico positivo no final das fases e um pico negativo no início dessas fases (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999; DICKINSON, 2001).

Em relação ao palmateio, a mão pode também ser beneficiada pela vorticidade espalhada por prévias braçadas: uma força adicional pode ser obtida pela captura da esteira, porque se a mão rodar antes de mudar a direção do movimento, intercepta a sua própria esteira, recapturando alguma energia perdida anteriormente e, com um ângulo de ataque mais adequado, acaba gerando uma maior força propulsiva (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Complementando o efeito rotacional de captura da esteira, se a mão rodar antes de mudar de direção, haverá também o efeito de circulação rotacional (semelhante ao Efeito Magnus), contribuindo para um aumento da força propulsiva (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Dessa forma, os dois mecanismos rotacionais observados na análise do voo de insetos podem ter contribuído para a geração de força propulsiva.

Em relação ao ângulo de orientação, pode ser observado que existe um problema metodológico, porque, no *in-sweep*, esse ângulo deveria variar entre 0 e 90° ou entre 270 e 360°, porém ele iniciou com valores inferiores a 230° (Figura 15). O mesmo problema é evidenciado em uma parte do *out-sweep*, já que o ângulo, nessa fase, deveria variar entre 90 e 180° ou entre 180 e 270°, contudo valores inferiores a 90° ocorreram na maior parte dessa fase. Com intuito de analisar a origem dessa divergência, os cálculos para encontrar o ângulo de orientação foram exaustivamente revisados, porém nenhum erro foi encontrado. Dessa forma, sugere-se que esse problema possa ter ocorrido devido à forma como as fases foram definidas, a qual, provavelmente não foi a melhor.

Como a determinação das fases foi realizada de acordo com a variação da posição do marcador 2 (falange distal do terceiro dedo) em relação ao sistema de referência global, modificações na posição do indivíduo em relação ao sistema de referência global podem ter interferido na variação da posição do marcador 2, influenciando na determinação das fases. O que poderia resolver esse problema seria a adoção de um sistema de referência local posicionado sobre uma parte do corpo mais fixa como o tronco. Para isso, é necessário colocar, no mínimo, mais duas câmeras de

vídeo voltadas para a parte posterior do tronco do indivíduo.

Apesar desse problema com a determinação do ângulo de orientação e sabendo que os ângulos de ataque e de orientação determinam os coeficientes das forças, o estudo de Payton e Bartlett (1995) demonstrou que os coeficientes de arrasto e de sustentação são mais sensíveis aos erros do ângulo de ataque do que aos erros do ângulo de orientação. Assim, esse erro, provavelmente, não deve ter interferido de forma significativa no cálculo dos coeficientes das forças.

## 5.2 Coeficientes de velocidade e de aceleração

Analisando o coeficiente de velocidade da força de arrasto (Figura 18) em conjunto com o comportamento médio do ângulo de ataque (Figura 14), percebe-se que os valores mais altos dos coeficientes ocorreram quando o módulo do ângulo de ataque aumentou. Isso já era esperado, porque é documentado na literatura que o coeficiente de velocidade da força de arrasto aumenta à medida que o ângulo de ataque varia de 0 a 90° (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; SANDERS, 1999; BIXLER; RIEWALD, 2002; MARINHO *et al.*, 2010) e de 0 a -90° (SANDERS, 1999).

O coeficiente de velocidade da força de sustentação 2D (Figura 19) apresentou um comportamento médio semelhante ao ângulo de ataque (Figura 14), sendo que os valores mais altos ocorreram quando o ângulo de ataque foi em torno de 45-48°. Quando o ângulo de ataque superou esse valor, o coeficiente de sustentação diminuiu. Por outro lado, quando o ângulo de ataque foi mínimo, isto é, quando o ângulo de ataque foi mais negativo, o coeficiente de velocidade da força de sustentação 2D também foi mais negativo. Assim como o comportamento do coeficiente de velocidade da força de arrasto é bem conhecido, o comportamento do coeficiente de velocidade da força de sustentação 2D também é. Logo, já era esperado que os maiores coeficientes de velocidade da força de sustentação 2D ocorressem com ângulos de ataque próximos de 45-48° (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; SANDERS, 1999; BIXLER; RIEWALD, 2002).

Diferentemente dos coeficientes de velocidade das forças de arrasto e de sustentação 2D, o comportamento do coeficiente de velocidade da força axial foi menos investigado pelos estudos que analisaram as forças propulsivas na natação. Esse coeficiente (Figura 20) apresentou dois picos ao longo do ciclo médio: o primeiro foi

menor e ocorreu na primeira metade do ciclo; o outro foi maior e ocorre na segunda metade do ciclo. Sanders (1999) destacou que esse coeficiente é maior quando o ângulo de ataque é próximo de  $50^\circ$  e o ângulo de orientação é em torno de  $65^\circ$ , o que está próximo dos ângulos que ocorreram na segunda parte do ciclo. Por outro lado, Bixler e Riewald (2002), por meio de uma análise numérica, encontraram um coeficiente de velocidade da força axial maior (próximo de 0,18) em um modelo de mão posicionado em um ângulo de ataque entre 0 e  $15^\circ$ , mantendo o ângulo de orientação igual a  $0^\circ$ . Esses autores também verificaram que esse coeficiente é menor (em torno de -0,18) no mesmo modelo, porém com um ângulo de ataque de  $90^\circ$  e um ângulo de orientação igual a  $0^\circ$ . Assim, sugere-se que esse coeficiente seja mais investigado – testando modelos com diferentes combinações de ângulos de ataque e de orientação – uma vez que foram poucos estudos que o analisaram (SANDERS, 1999; BIXLER; RIEWALD, 2002) e eles são importantes para o cálculo da força propulsiva (SANDERS, 1999; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999).

Em relação aos coeficientes de aceleração (Figuras 21, 22 e 23), pode-se observar que eles apresentaram um comportamento similar aos respectivos coeficientes de velocidade (Figuras 18, 19 e 20), porém variaram entre valores menores que os coeficientes de velocidade. Além disso, o coeficiente de aceleração da força axial (Figura 23) apresentou valores mais baixos que os outros coeficientes de aceleração (Figuras 21 e 22), sendo essa observação já destacada no trabalho de Sanders (1999).

### **5.3 Forças propulsivas calculadas**

Analisando a força propulsiva de arrasto (Figura 24), pode ser observado que há o desenvolvimento de uma força maior na primeira fase do palmateio. Isso deve ser devido a uma combinação de valores altos do ângulo de ataque (Figura 14), dos coeficientes de velocidade e aceleração da força de arrasto (Figuras 18 e 21), da velocidade da mão (Figura 34 – Apêndice 4), do módulo da aceleração da mão na direção da mesma (Figura 35 – Apêndice 4) e da área da normal à direção da força de arrasto (Figura 36 – Apêndice 4).

A força de sustentação 2D (Figura 25) apresentou também um maior valor na primeira fase do palmateio, contudo este ocorreu após o pico da força de arrasto. Esse pico da força de sustentação 2D também ocorreu, porque houve uma combinação de variáveis (orientação da mão, coeficientes de velocidade e de aceleração da força de

sustentação 2D, velocidade da mão, módulo da aceleração da mão na direção do movimento da mesma e a área da mão normal à direção dessa força), a qual favoreceu uma maior sustentação 2D depois do pico da força de arrasto. Por sua vez, a força axial (Figura 26) foi baixa se comparada com as outras duas forças (Figuras 24 e 25). Entretanto, podem ocorrer erros de até 13% se essa força não for incluída no modelo matemático (SANDERS, 1999).

Somando vetorialmente as três forças, foi obtida a força propulsiva (Figura 28). Nota-se que o pico mais alto dessa força ocorreu durante a primeira fase do palmateio, próximo dos picos das forças de arrasto e de sustentação 2D. Todavia, desse maior valor da força propulsiva (em torno de 14 N), a força propulsiva efetiva (somatório dos componentes verticais das forças) foi entre 4 e 9 N (Figura 29), isto é, nem toda a força gerada foi aplicada verticalmente.

Somando os componentes verticais das forças geradas pelas mãos direita e esquerda (Figura 31a), é interessante observar que existem momentos que o componente vertical da força propulsiva apresenta valores negativos, indicando uma força para baixo. Isso pode ser observado na segunda metade do *in-sweep* e na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep*. Dessa forma, pode-se destacar que apesar de haver um pico bem definido, principalmente para a mão direita, dos valores de forças de arrasto e de sustentação 2D e da força propulsiva, essas forças não contribuíram por completo à força propulsiva efetiva. No entanto, isso já era esperado, porque não há como, no palmateio, não gerar uma força médio-lateral, já que – como explicado por Ito (2006) – o palmateio é a combinação de movimentos de *in-sweep* (varredura para dentro) e *out-sweep* (varredura para fora). Logo, como a mão direita gera uma força médio-lateral com uma direção oposta à da mão esquerda, os efeitos dessas forças deveriam se anular.

Schleihau (1979) estimou as forças hidrodinâmicas por meio das Equações 1 e 2 (análise quase-estática) durante um palmateio de sustentação (na posição vertical, de cabeça para cima) com o corpo do nadador completamente submerso e encontrou uma força efetiva variando entre 13,34 N e 66,72 N, sempre com valores positivos. Já o presente estudo encontrou uma força calculada entre -7,53 N e 11,68 N. Todavia, é importante lembrar que a equação usada para o cálculo das forças hidrodinâmicas foi diferente entre os trabalhos (Schleihau usou as Equações 1 e 2 e não considerou a força axial, enquanto que, no presente estudo, as forças foram estimadas por meio da Equação 7, considerando a força axial). Além disso, os coeficientes usados por Schleihau (1979)

foram mais altos que os reportados por Sanders (1999) e, de acordo com Sanders (1999), as forças estimadas usando os seus coeficientes podem ser subestimadas.

#### 5.4 Força propulsiva efetiva medida

Durante o palmeio, a força propulsiva efetiva medida (Figura 32), usando a célula de carga, apresentou sempre valores positivos, indicando que a força resultante gerada era para cima. Essa força variou entre 42 e 43 N e, apesar de ter apresentado uma leve variação ao longo do ciclo médio, dois picos podem ser observados: um na primeira fase do palmeio (*in-sweep*) e o outro na terceira fase (*out-sweep*), sendo o primeiro levemente maior que o segundo. Embora, talvez, a forma como foi determinada as fases do palmeio não foi a mais adequada, a Figura 28 ilustra que a força propulsiva efetiva tendeu a aumentar após as fases de rotação (transições) e a diminuir antes de terminar as fases de translação (*in-sweep* e *out-sweep*).

O estudo de Kamata *et al.* (2006) pode ajudar na compreensão de mecanismos que contribuem para a geração dessa força propulsiva efetiva. Esses autores analisaram o movimento de palmeio (direção cabeça) na posição de decúbito ventral usando o PIV e notaram que, no final das fases de transição, houve a formação do vórtice *leading-edge*, o qual teria causado um *delayed stall*.

Novamente, fazendo uma ligação entre os mecanismos propulsivos que ocorrem no palmeio e durante o vôo de insetos, Dickinson, Lehmann e Sane (1999) explicam que uma asa de inseto consegue gerar um aumento de sustentação com ângulos de ataque altos, devido à formação de um grande vórtice um pouco acima e atrás da borda de ataque da asa, conhecido como vórtice *leading-edge*, o qual causa um *delayed stall*, porque o fluxo do fluido é muito rápido nesse vórtice, resultando em uma pressão muito baixa que aumenta a sustentação (DICKINSON, 2001). Esse mecanismo é considerado como translacional, porque ele aumenta a sustentação durante a porção translacional da batida da asa do inseto (DICKINSON; LEHMANN; SANE, 1999).

Em relação ao palmeio, de acordo com Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006), o *delayed stall* pode contribuir durante a translação da mão com altos ângulos de ataque, já que um grande vórtice (vórtice *leading-edge*) é gerado e solto na fase de transição com altos ângulos de ataque, resultando em uma zona de pressão muito baixa no dorso da mão, aumentando a sustentação e causando, conseqüentemente, um *delayed stall*. Isto é, mesmo com altos ângulos de ataque (o que levaria a uma perda brusca de

sustentação – *stall*), existe um aumento da força de sustentação, porque o fluxo do fluido é muito rápido nesse vórtice, resultando em uma zona de pressão muito baixa no dorso da mão.

A aplicação desse mecanismo translacional concorda com o resultado encontrado (Figura 32), uma vez que foram observados dois picos de força, cada um ocorrendo em uma fase translacional. Além disso, quando o ângulo de ataque é observado (Figura 14), nota-se que, no *in-sweep*, ele atinge valores maiores que no *out-sweep*, o que poderia ter favorecido ao mecanismo translacional, *delayed stall*.

Considerando tanto o mecanismo translacional (*delayed stall*) quanto os mecanismos rotacionais (captura da esteira e efeito de circulação rotacional), Dickinson, Lehmann e Sane (1999), os quais investigaram as forças geradas durante o voo de uma mosca robótica por meio de uma análise experimental, notaram que a sustentação também aumentava após as fases de transição e diminuía antes de terminar as fases de transição (*upstroke* e *downstroke*), sendo isso mais evidente quando a rotação da asa ocorria antes da mesma mudar de direção ou quando a rotação e a mudança de direção ocorreram de forma simétrica.

Os achados desses autores vão ao encontro do resultado da força propulsiva efetiva medida pela célula de carga. Por outro lado, era esperado que a força propulsiva medida fosse maior nas fases de transição, por causa dos resultados do estudo de Matsuuchi *et al.* (2009), os quais, usando a técnica *PIV*, verificaram que há uma maior variação na quantidade de movimento na fase de transição do *in-sweep* para o *out-sweep* na braçada do *crawl*, evidenciando uma força atuando fortemente nessa fase.

É muito importante destacar que os mecanismos rotacionais – já observados em voo de insetos – não foram ainda evidenciados claramente em estudos envolvendo ações propulsivas (como o palmateio) na natação. Arellano, Terrés-Nicoli e Redondo (2006) sugerem que esses mecanismos ocorrem no palmateio a partir de observações feitas por estudos que analisaram a locomoção de peixes e de insetos. Diferentemente, o mecanismo translacional – *delayed stall* – durante o palmateio, apresenta um certo embasamento por alguns estudos (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006; KAMATA *et al.*, 2006), os quais conseguiram visualizar o vórtice *leading-edge*.

## 5.5 Comparação das forças propulsivas efetivas calculada e medida

A força propulsiva efetiva medida foi, em média, 40,68 N maior que a força

calculada (Figuras 31 e 33). Ainda, no objetivo do trabalho, assim como na metodologia, foi descrito que as forças propulsivas efetivas medida e calculada seriam comparadas em cada fase do palmateio, já que as hipóteses foram descritas, considerando as fases. Entretanto, não houve nenhuma razão para comparar as forças medida e calculada em cada fase, porque a diferença entre as forças foi sempre muito alta (Figura 33). Não obstante, a Figura 33 surpreende pelo desenho formado pelos pontos, indicando que quanto maior for a média das duas forças, menor é a diferença entre elas.

O resultado encontrado vai ao encontro da primeira hipótese formulada, a qual aponta que “existe diferença entre a força propulsiva efetiva calculada e a medida nas fases de transição do palmateio, sendo a medida maior que a calculada”; porém o resultado contesta a outra hipótese formulada, já que a força medida foi sempre maior que a calculada. Assim, esse estudo mostra claramente o quanto a aproximação quase-estática – a qual assume que o fluxo sob condições estáveis pode ser comparado com o fluxo no nado real quando o corpo encontra-se na mesma orientação e velocidade relativa (TOUSSAINT; TRUIJENS, 2004; MATSUUCHI *et al.*, 2009) – subestima os coeficientes das forças e, conseqüentemente, subestima as forças hidrodinâmicas geradas (PAI; HAY, 1988; GARDANO; DABNICHKI, 2006), mesmo considerando o efeito da aceleração por meio da inclusão dos coeficientes de aceleração nas equações.

Sanders (1999) destacou em seu trabalho que existem limitações no seu modelo matemático, por exemplo, ele sugeriu que seja verificado se os coeficientes de aceleração são independentes da velocidade da mão. Ele também apontou a necessidade de incorporar os efeitos de aceleração que não estão na direção do movimento da mão. Assim, as equações hidrodinâmicas usadas – que incluem tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração – apresentam limitações, contudo parecem ser mais adequadas, uma vez que tentam incluir os efeitos da aceleração.

O resultado desses efeitos pode ser observado por meio do estudo de Rouboa *et al.* (2006), os quais compararam as condições com aceleração (fluxo instável; velocidade de 0,5 m/s a 2m/s com uma aceleração de 6 m/s<sup>2</sup>) e sem aceleração (fluxo estável; velocidade de 0,5 a 4 m/s com incrementos de 0,5 m/s) por meio do *CFD*. Eles reportaram uma propulsão de 22,55% maior na situação com aceleração do que na situação sem aceleração para uma mesma orientação e velocidade.

Partindo dessa análise que Rouboa *et al.* (2006) fizeram, foi realizada uma comparação similar com os resultados encontrados pelo presente estudo. Sabendo que o

maior componente vertical da força propulsiva calculada foi igual a 11,68 N (Figura 31a) e que no mesmo instante de tempo a força propulsiva efetiva medida foi igual a 42,44 N (Figura 31b e 32), observa-se, a partir disso, que a força medida, nesse instante de tempo, foi, aproximadamente, 72,47% maior que a calculada. Quer dizer, esse valor a mais medido é fruto de mecanismos propulsivos não considerados pelas equações hidrodinâmicas.

Esses mecanismos compreendem os efeitos de aceleração do fluxo – efeito de massa adicionada e espalhamento de vórtices (PAI; HAY, 1988; SANDERS, 1999; GARDANO; DABNICHKI, 2006). Dessa forma, fica evidente que mecanismos instáveis devem contribuir para a geração de força propulsiva durante o palmateio, sendo que esses mecanismos – tais como *delayed stall*, circulação rotacional e captura da esteira – não são considerados pelas equações hidrodinâmicas e, provavelmente, por isso, a força calculada foi menor que a medida.

Também pode ser destacado que o ângulo existente entre os dedos (algo não controlado pelo presente estudo) pode ter contribuído para a diferença encontrada entre as forças calculada e medida de acordo com Sidelnik e Young (2006) e Marinho *et al.* (2009; 2010), uma vez que as equações hidrodinâmicas usadas não consideram esse ângulo. Por exemplo, Marinho *et al.* (2009) notaram que se o polegar estiver aduzido, ou parcialmente abduzido (30° entre o polegar e o dedo indicador) ou completamente abduzido (68° entre o polegar e o dedo indicador), o coeficiente de arrasto é similar nesses três modelos investigados, apesar de que, para os ângulos de ataque de 0, 45 e 90° combinados com um ângulo de orientação de 0°, o polegar aduzido apresentou valores de coeficientes de arrasto levemente maiores. Eles também observaram que o modelo com polegar completamente abduzido apresentou maiores valores de coeficientes de sustentação nos ângulos de ataque de 0 e 45° combinados com um ângulo de orientação de 0°.

Marinho *et al.* (2010) também testaram três modelos de mão, utilizando o *CFD*, nos ângulos de ataque de 0, 15, 30, 45, 60, 75 e 90°, no ângulo de orientação de 0° e com uma velocidade do fluido de 2 m/s. No primeiro modelo, os dedos estavam bem próximos uns dos outros; no segundo modelo, havia uma distância de 0,32 cm entre as pontas dos dedos; no terceiro modelo, havia uma distância de 0,64 cm entre as pontas dos dedos. Os autores observaram que para ângulos de ataque maiores que 30°, o segundo modelo apresentou maiores coeficientes de arrasto do que os outros dois modelos, sendo que o primeiro modelo apresentou os menores coeficientes de arrasto; já

para os ângulos de ataque de 0, 15 e 30°, não houve diferença nos coeficientes de arrasto encontrados para os três modelos. Por outro lado, o coeficiente de sustentação pareceu não ser diferente entre os três modelos avaliados.

Assim como Marinho *et al.* (2009; 2010) investigaram os coeficientes de velocidade de modelos de mão com diferentes espaços entre os dedos, Ito (2006) também analisou modelos de mão com espaços diferentes entre os dedos e com diferentes concavidades de mão, isto, mão plana, mão com forma de concha com dedos estendidos e com dedos flexionados e mão com os dedos hiperestendidos. Ito (2006) notou que a mão em forma de concha com os dedos estendidos e unidos produziu uma maior força resultante. Ainda, segundo observações desse autor, atletas de nado sincronizado fazem palmateio com dedos unidos, enquanto que nadadores e jogadores de pólo aquático tendem a fazer palmateio com os dedos afastados. Como foi citado anteriormente, no presente estudo, não houve um controle em relação ao espaço entre os dedos e nem um controle sobre a concavidade das mãos, mas analisando os vídeos de forma qualitativa, percebe-se que existe um certo espaço entre alguns dedos e que existe mudança da concavidade da mão ao longo do palmateio, sendo que essas características poderiam ter influenciado a força gerada.

## **5.6 Simetria entre as mãos direita e esquerda**

Visto que para quantificar a força propulsiva gerada pelo palmateio foi necessário analisar, primeiramente, cada mão de forma separada, esse estudo também permitiu avaliar a simetria entre as mãos direita e esquerda. A primeira diferença entre as mãos inicia nas suas áreas totais. A mão direita tem uma área um pouco maior que a esquerda, e essa diferença antropométrica pode influenciar as variáveis analisadas conforme também é sugerido por outro estudo que analisou a simetria dos rolamentos no *crawl* (PSYCHARAKIS; SANDERS, 2008). Esse mesmo estudo apontou que a dominância lateral pode também afetar a simetria, mais especificamente do rolamento de ombro no *crawl*.

Conseqüentemente, a diferença das áreas totais das mãos e o fato da participante ser destra pode ter influenciado os resultados de simetria. Por exemplo, a análise gráfica de Bland e Altman para os ângulos de ataque e de orientação (Figuras 16 e 17) mostrou que não há simetria entre as mãos para esses ângulos, apesar de que as diferenças

médias desses ângulos entre as mãos foram pequenas, porém o tamanho dos limites de concordância revela que os desvios-padrão das diferenças foram altos.

Como Schleihauf (1979) destacou que orientações de mão diferentes podem resultar em uma força propulsiva similar se a velocidade da mão for alterada em conjunto com a orientação da mesma, um dos objetivos específicos do presente trabalho foi verificar a simetria das forças propulsivas entre as mãos (Figura 30). No entanto, também não foi encontrada simetria para esse variável, sendo que a mão esquerda apresentou uma força propulsiva em média maior que a direita. Essa maior força gerada pela mão esquerda, provavelmente, é devida a maiores módulos de forças de arrasto (Figura 24) e de sustentação 2D (Figura 25), sendo gerados na fase de transição *in-sweep* para o *out-sweep*. Nessa fase, pode-se notar que os coeficientes de velocidade da força de arrasto (Figura 18) e de aceleração da força de sustentação 2D (Figura 22) da mão esquerda foram ligeiramente maiores que os da direita. Além disso, nessa fase, a velocidade da mão esquerda (Figura 34 – apêndice 4) e a aceleração da mão esquerda na direção do seu movimento (Figura 35 – apêndice 4) foram maiores que os da direita.

A partir desses resultados, pode-se sugerir que o palmateio não é um movimento simétrico, o que limita a análise de somente um membro do corpo assim como Homma e Homma (2006), Gomes (2008) e Gomes *et al.* (2010) fizeram. Por outro lado, o resultado do presente estudo vai de encontro com o trabalho de Rostkowska, Habiera e Antosiak-Cyrak (2005), os quais concluíram que existe simetria no ângulo entre o braço e o antebraço dos lados direito e esquerdo do corpo durante o palmateio na posição vertical (de cabeça para baixo) quando os membros inferiores estão em uma posição simétrica. Não obstante, eles fizeram uma análise qualitativa em relação à simetria e avaliaram o palmateio – movimento tridimensional (HOMMA; HOMMA, 2006) – a partir de dados cinemáticos bidimensionais.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo principal desse estudo foi comparar a força propulsiva efetiva calculada a partir das equações hidrodinâmicas, que consideram tanto os coeficientes de velocidade quanto os de aceleração, e a força propulsiva efetiva medida durante um palmateio de sustentação na posição vertical (de cabeça para cima). Como resultado encontrado, a força medida foi, em média, 40,68 N maior que a força calculada, o que indica que essas equações hidrodinâmicas não consideram todos os mecanismos propulsivos. Entre esses mecanismos, podem ser citados o *delayed stall*, a circulação rotacional e a captura de energia da esteira de vórtices. Dessa forma, parece que a nadadora que participou do presente estudo foi capaz de explorar esses mecanismos. Além disso, a literatura também destaca que o espaço entre os dedos e a concavidade da mão podem também afetar as forças geradas.

Por sua vez, a análise quase-estática mostrou que a força propulsiva de arrasto foi maior na primeira fase do palmateio e que isso deve ser devido a uma combinação de valores altos do ângulo de ataque, dos coeficientes de velocidade e aceleração da força de arrasto, da velocidade da mão, do módulo da aceleração da mão na direção da mesma e da área da normal à direção da força de arrasto. A força de sustentação 2D apresentou também um maior valor na primeira fase do palmateio, contudo este ocorreu após o pico da força de arrasto. Esse pico da força de sustentação 2D também ocorreu, porque houve uma combinação de variáveis (orientação da mão, coeficientes de velocidade e de aceleração da força de sustentação 2D, velocidade da mão, módulo da aceleração da mão na direção do movimento da mesma e a área da mão normal à direção dessa força), a qual favoreceu uma maior de sustentação 2D depois do pico da força de arrasto. Por sua vez, a força axial foi baixa se comparada com as outras duas forças.

Analisando o componente vertical da força propulsiva gerado como resultado das duas mãos, podem ser observados momentos em que essa força apresenta valores negativos, indicando uma força para baixo. Por outro lado, a força propulsiva efetiva medida não apresentou valores negativos em nenhum momento.

Portanto, os resultados indicam que os cálculos das forças propulsivas a partir das equações descritas por Sanders (1999), considerando os coeficientes de velocidade e de aceleração calculados a partir do trabalho desse autor, subestimam os valores das forças propulsivas. Dessa forma, a análise quase-estática, mesmo quando realizada

considerando também os coeficientes de aceleração (tentando incluir os efeitos da aceleração no modelo matemático), não parece ser adequada para o cálculo das forças propulsivas.

O presente estudo também mostrou que parece não haver simetria no palmateio em relação às variáveis como os ângulos de ataque e de orientação e a força propulsiva. É importante destacar que como esse estudo foi realizado com somente uma participante, esse resultado pode ser diferente quando analisando mais indivíduos.

Outra limitação do estudo compreendeu a determinação das fases do palmateio, a qual deve ser melhorada em próximos estudos. Além disso, também pode ser destacado, como limitação, o cálculo da aceleração por meio da dupla derivação dos dados de posição em relação ao tempo, uma vez que é sabido que esse procedimento matemático conduz a uma amplificação de ruído (WOLTRING, 1995). Assim, sugere-se testar se a aceleração calculada por meio de dupla derivação dos dados de posição em relação ao tempo concorda com a aceleração determinada por meio de medições diretas (acelerômetro). Ainda, é importante lembrar que o antebraço também deve ter contribuído para a propulsão, mas o mesmo não foi considerado pelo presente trabalho.

Para estudos futuros, sugere-se incluir um maior número de participantes de diferentes esportes aquáticos e de diferentes níveis para verificar se esses fatores afetam a simetria do palmateio e o comportamento da força propulsiva efetiva. Além disso, análises numéricas poderiam ser realizadas considerando dados cinemáticos e cinéticos obtidos durante o movimento real com a finalidade de melhorar o modelamento matemático usado para o cálculo de forças propulsivas.

## REFERÊNCIAS

ARELLANO, R. **Evaluación de la fuerza propulsiva en la natación y su relación con el entrenamiento y la técnica.** 1992. [s.f.]. Tese (Doutorado) - Universidad de Granada, Granada, 1992. Cap. 2.

ARELLANO, R. Vortices and Propulsion. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS: SWIMMING, 17., 1999, Perth. **Applied Proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports: SWIMMING.** Perth: Edith Cowan University, 1999. p. 56 - 65.

ARELLANO, R.; PARDILLO, S. Teaching Hydrodynamics Concepts Related to Swimming Propulsion using Flow Visualization techniques in the Pool. In: NATIONAL SYMPOSIUM ON TEACHING BIOMECHANICS IN SPORTS, 5., 2001, San Francisco. **Proceedings: Fifth National Symposium on Teaching Biomechanics in Sports.** San Francisco: [s.e.], 2001. [s.p.].

ARELLANO, R.; TERRÉS-NICOLI, J.; REDONDO, J. Fundamental Hydrodynamics of Swimming Propulsion. In: BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING, 10., 2006, Porto. **Proceedings of Biomechanics and Medicine in Swimming X.** Porto: Faculty of Sports Sciences and Physical Education – University of Porto, 2006. p. 15 - 20.

ARELLANO, R.; PARDILLO, S. **Study of sculling actions during hovering and displacement, applying cinematic analysis, flow visualization and velocimetry.** Disponível em: [homepage.mac.com/natacion/SwimmingScience/page4/page16/page38/index.html](http://homepage.mac.com/natacion/SwimmingScience/page4/page16/page38/index.html). Acesso em: 13 out. 2007.

BARTHELIS, K. The Mechanism for Body Propulsion in Swimming. In: SWIMMING III, 3., 1979, Edmonton. **Swimming III: Proceedings of the Third International Symposium of Biomechanics in Swimming.** Edmonton: Terauds and Bedingfield, 1979. p. 45 - 54.

BERG, C.; ELLINGTON, C. The vortex wake of a 'hovering' model hawkmoth. **Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences**, England, n.1351, p.317-328, 1997.

BERGER, M.; GROOT, G.; HOLLANDER, P. Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. **Journal of Biomechanics**, United States, n.2, p.125-133, 1995.

BERGER, M.; HOLLANDER, P; GROOT, G. Determing force in front crawl swimming: a comparision of two methods. **Journal of Sports Sciences**, United States, n.2, p.97-105, 1999.

BIXLER, B.; RIEWALD, S. Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. **Journal of Biomechanics**, United States, n.5, p.713-717, 2002.

BLAND, J.; ALTMAN, D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, England, n.8476, p.327, 307-10, 1986.

BROWN, R; COUNSILMAN, J. The Roll of Lift Propelling the Swimmer. In: SELECTED TOPICS ON BIOMECHANICS, ., 1970, Chicago. **Proceedings of the C. I. C. Symposium on Biomechanics**. Chicago: Athletic Institute, 1971. p. 179 - 188.

COLWIN, C. Uma Perspectiva para os Mecanismos Propulsores na Natação. In: COLWIN, C. **Nadando para o S culo XXI**. São Paulo: Manole, 2000. p. 69-87.

COSTILL, D.; MAGLISHO, E.; RICHARDSON, A. Propulsion and Resistance. In: COSTILL, D.; MAGLISHO, E.; RICHARDSON, A. **Hand book of sports medicine and science swimming**. Oxford: Blackwell Scientific Publication, 1991. p. 43-64.

DABNICHKI, P. Modelling, Computing and Sports. **Informatic - Spektrum**, Berlin, n.4, p.316-322, 2008.

DICKINSON, M. Unsteady Mechanisms of Force Generation in Aquatic and Aerial Locomotion. **American Zoologist**, United States, n.6, p.537-554, 1996.

DICKINSON; M.; LEHMANN F.; SANE, S. Wing rotation and the aerodynamic basis of insect flight. **Science**, United States, n.5422, p.1954-1960, 1999.

DICKINSON, M.; FARLEY, C.; FULL, R.; KOEHL, M.; KRAM, R.; LEHMAN, S. How Animals Move: An Integrative View. **Science**, United States, n.5463, p.100-106, 2000.

DICKINSON, M. Solving the mystery of insect fly. **Scientific American**, United States, n.6, p.48-57, 2001.

DIOGO, V.; SOARES, S.; TOURINO, C.; ABRALDES, J.; FERRAGUT, C.; MOROUÇO, P.; FIGUEIREDO, P.; VILAS-BOAS, J.; FERNANDES, R. Tethered Force Production in Standard and Contra-standard Sculling in Synchronized Swimming. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM FOR BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING, 11., 2010, Oslo. **Proceedings of the XIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming**. Oslo: Norwegian School of Sport Science, 2010. p. 67 - 69.

FIGUEROA, P.; LEITE, N.; BARROS, R. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer methods and programs in biomedicine**, Ireland, n.2, p.155-165, 2003.

FOX, R.; MCDONALD, A.; PRITCHARD, P. **Introdução   Mec nica dos Fluidos**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editors S.A., 2006. 798 p.

GARDANO, P.; DABNICHKI, P. On hydrodynamics of drag and lift of the human arm. **Journal of Biomechanics**, United States, n.15, p.2767-2773, 2006.

GOMES, L. **Comparação dos ângulos de ataque e de flexão do cotovelo, durante um palmateio de sustentação, entre praticantes de nado sincronizado e atletas de**

**natação**. 2008. 81 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - UFRGS, Porto Alegre, 2008.

GOMES, L.; MELO, M.; LA TORRE, M.; LOSS, J. Comparison of Combinations of Vectors to define the Plane of the Hand in order to calculate the Attack Angle during the Sculling Motion. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM FOR BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING, 11., 2010, Oslo. **Proceedings of the XIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming**. Oslo: Norwegian School of Sport Science, 2010. p. 86 - 88.

GOURGOULIS, V.; AGGELOUSSIS, N.; VEZOS, N.; KASIMATIS, P.; ANTONIOU, P.; MAVROMATIS, G. Estimation of hand forces and propelling efficiency during front crawl swimming with hand paddles. **Journal of Biomechanics**, United States, n.1, p.208-215, 2008a.

GOURGOULIS, V.; AGGELOUSSIS, N.; KASIMATIS, P.; VEZOS, N.; BOLI, A.; MAVROMATIS, G. Reconstruction accuracy in underwater three-dimensional kinematic analysis. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Australia, n.2, p.90-95, 2008b.

HALL, S. Movimento Humano nos Fluidos. In: HALL, S. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. p. 453-483.

HAY, J. Mecânica dos Fluidos. In: HAY, J. **Biomecânica das Técnicas Desportivas**. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. p. 151-167.

HERCOWITZ, S. (Org.). Capítulo I: Palmateio. In: HERCOWITZ, S. **IV Manual de Ensino do Nado Sincronizado**. [s.l.]: CBDA, 2004. p. 4-5.

HERCOWITZ, S. (Org.). Módulo IV: Palmateios. In: HERCOWITZ, S. **IV Manual de Ensino do Nado Sincronizado**. [s.l.]: CBDA, 2004. p. 23-23.

HOMMA, M.; HOMMA, M. Support Scull Techniques of Elite Synchronized Swimmers. In: BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING, 10., 2006, Porto. **Proceedings of Biomechanics and Medicine in Swimming X**. Porto: Faculty of Sports Sciences and Physical Education – University of Porto, 2006. p. 220 - 223.

ITO, S. Fundamental Fluid Dynamic Research on Configuration of the Hand Palm in Synchronized Swimming. In: BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING, 10., 2006, Porto. **Proceedings of Biomechanics and Medicine in Swimming X**. Porto: Faculty of Sports Sciences and Physical Education – University of Porto, 2006. p. 45 - 48.

KAMATA, E.; MIWA, T.; MATSUUCHI, K.; SHINTANI, H.; NOMURA, T. Analysis of Sculling Propulsion Mechanism using Two-Components Particle Image Velocimetry. In: BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING, 10., 2006, Porto. **Proceedings of Biomechanics and Medicine in Swimming X**. Porto: Faculty of Sports Sciences and Physical Education – University of Porto, 2006. p. 50 - 52.

KUDO, S.; VENNEL, R.; WILSON, B. Acceleration Effect on Fluid Forces Acting on the Hand in Swimming. In: THE XXVI INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 26., 2008, Seoul. **ISBS Conference Proceedings Archive**. Seoul: [s.e.], 2008. p. 101 - 103.

KUDO, S.; VENNEL, R.; WILSON, B.; WADDELL, N.; SATO, Y. Influence of surface penetration on measured fluid force on a hand model. **Journal of Biomechanics**, United States, n.16, p.3502-3505, 2008a.

KUDO, S.; YANAI, T.; WILSON, B.; TAKAGI, H.; VENNEL, R. Prediction of Fluid Forces Acting on a Hand Model in Unsteady Flow Conditions. Acceleration Effect on Fluid Forces Acting on the Hand in Swimming. **Journal of Biomechanics**, United States, n.5, p.1131-1136, 2008b.

LAUDER, M. A.; DABNICHKI, P.; BARTLETT, R. M. Improved accuracy and reliability of sweepback angle, pitch angle and hand velocity calculations in swimming. **Journal of Biomechanics**, United States, n.1, p.31-39, 2001.

LAUDER, M. A.; DABNICHKI, P.. Estimating propulsive forces – sink or swim? **Journal of Biomechanics**, United States, n.10, p.1984-1990, 2005.

LECRIVAIN, G.; SLAOUTI, A.; PAYTON, C.; KENNEDY, I. Using reverse engineering and computational fluid dynamics to investigate a lower arm amputee swimmer's performance. **Journal of Biomechanics**, United States, n.13, p.2855-2859, 2008.

MAGLISCHO, E. Increasing Propulsion. In: MAGLISCHO, Ernest. **Swimming Fastest**. Champaign: Human Kinematics, 2003. p. 5-42.

MARCONI, M.; LAKATOS, E. Variáveis. In: MARCONI, M. A.; LAKATOS, E. M. **Fundamentos da Metodologia Científica**. São Paulo: Editora Atlas S.A., 2005. p. 139-156.

MARINHO, D.; BARBOSA, T.; REIS, V.; KJENDLIE, P.; ALVES, F.; VILAS-BOAS, J.; MACHADO, L.; SILVA, A.; ROUBOA, A. Swimming propulsion forces are enhanced by a small finger spread. **Journal of Applied Biomechanics**, United States, n.1, p.87-92, 2010.

MARINHO, D.; ROUBOA, A.; ALVES, F.; VILAS-BOAS, J.; MACHADO, L.; REIS, V.; SILVA, A. Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming. **Journal of Sports Science and Medicine**, Turkey, n.1, p.58-66, 2009.

MATSUUCHI, K.; MIWA, T.; NOMURA, T.; SAKAKIBARA, J.; SHINTANI, H.; UNGERECHTS, B. Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming. **Journal of Biomechanics**, United States, n.1, p.42-47, 2009.

MINETTI, A.; MACHTSIRAS, G.; MASTERS, J. The optimum finger spacing in human swimming. **Journal of Biomechanics**, United States, n.13, p.2188-2190, 2009.

PAI, Y. C.; HAY, J. G. A hydrodynamic study of the oscillation motion in swimming. **International Journal of Sport Biomechanics**, United States, n.1, p.21-37, 1988.

PAYTON, C.; BARTLETT, R. Estimating propulsive forces in swimming from three-dimensional kinematic data. **Journal of Sports Sciences**, England, n.6, p.447-454, 1995.

POCHON, A.; ARELLANO, R.; ARRÁEZ, J. Analysis of a 3D sculling path in a vertical body position under different load conditions. In: ARELLANO, R.; SÁNCHEZ, J. A.; NAVARRO, F.; MORALES, E.; LÓPEZ, G. **Swimming Science I**. Granada: Editorial Universidad de Granada, 2007. p. 239-244.

PSYCHARAKIS, S.; SANDERS, R.; MILL, F. A calibration frame for 3D swimming analysis. In: ISBS, 2005, Beijing. **Proceedings of the ISBS**. Beijing: s.l., 2005. p. 901 - 904.

PSYCHARAKIS, S.; SANDERS, R. Shoulder and Hip Roll Changes during 200-m Front Crawl Swimming. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, United States, n. 12, p.2129-2136, 2008.

RACKHAM, G. Remada. In: RACKHAM, G. **Nado Sincronizado**. La Habana: Orbe, 1980. p. 205-221.

ROSTKOWSKA, E.; HABIERA, M.; ANTOSIAK-CYRAK, K. Angular Changes in the Elbow Joint During Underwater Movement in Synchronized Swimmers. **Journal of Human Kinetics**, [s.l.], n. , p. 51-66, 2005.

ROUBOA, A.; SILVA, A.; LEAL, L.; ROCHA, J.; ALVES, F. The effect of swimmer's hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics. **Journal of Biomechanics**, United States, n.7, p.1239-1248, 2006.

SANDERS, R. Hydrodynamic Characteristics of a Swimmer's Hand. **Journal of Applied Biomechanics**, United States, n.15, p.3-27, 1999.

SCHLEIHAUF, R. A Hydrodynamic Analysis of Swimming Propulsion. In: SWIMMING III, 3., 1979, Edmonton. **Swimming III: Proceedings of the Third International Symposium of Biomechanics in Swimming**. Edmonton: Terauds end Bedingfield, 1979. p. 70 - 109.

SCHLEIHAUF, R. Forces in a Fluid Medium. In: SCHLEIHAUF, Robert. **Biomechanics of Human Movement**. Bloomington: Authorhouse, 2004. p. 323-340.

SCHLEIHAUF, R. Swimming Propulsion. In: SCHLEIHAUF, Robert. **Biomechanics of Human Movement**. Bloomington: Authorhouse, 2004. p. 341-373.

SIDELNIK, N. O.; YOUNG, B. W. Optimising the freestyle swimming stroke: the effect of finger spread. **Sports Engineering**, London, n.3, p.129-135, 2006.

SILVA, A.; ROUBOA, A.; LEAL, L.; ROCHA, J.; ALVES, F.; MOREIRA, A.; REIS, V.; VILAS BOAS, J. Cálculo da força propulsiva gerada pela mão e antebraço do

nadador através da dinâmica computacional de fluidos. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, Porto, n.3, p.288-297, 2005.

TAÏAR, R.; SAGNES, P.; HENRY, C.; DUFOUR, A.; ROUARD, A. Hydrodynamics optimization in butterfly swimming: position, drag coefficient and performance. **Journal of Biomechanics**, United States, n.8, p.803-810, 1999.

TAKAGI, H.; WILSON, B. Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. In: **BIOMECHANICS AND MEDICINE IN SWIMMING**, 8., 1998, Jyväskylä. **Proceedings of Biomechanics and Medicine in Swimming VIII**. Jyväskylä: University of Jyväskylä, 1999. p. 101 - 106.

TOUSSAINT, H.; BEEK, P. Biomechanics of Competitive Front Crawl Swimming. **Sports Medicine**, Auckland, n. , p.8-24, 1992.

TOUSSAINT, H.; BERG, C.; BEEK, W. “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, United States, n.2, p.314-319, 2002.

TOUSSAINT, H.; TRUIJENS, M. How to predict peak front crawl swimming performance? **Japanese Journal of Sciences in Swimming and Water Exercise**, Japan, n.7, p.5-15, 2004.

TOUSSAINT, H.; TRUIJENS, M. Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. **Animal Biology**, Netherlands, n.1, p.17-40, 2005.

WINTER, D. Kinematics. In: WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. Cap. 2, p. 13-58.

WOLTRING, H. Smoothing and Differentiation Techniques Applied. In: ALLARD, P.; STOKES, I.; BLANCHI, J. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**. Champaign: Human Kinematics, 1995. Cap. 5, p. 79-99.

WOOD, T. A Fluid Dynamic Analysis of the Propulsive Potential of the Hand and Forearm in Swimming. In: **SWIMMING III**, 3., 1979, Edmonton. **Swimming III: Proceedings of the Third International Symposium of Biomechanics in Swimming**. Edmonton: Terauds end Bedingfield, 1979. p. 62 - 69.

## APÊNDICE 1

### **TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO**

Sua filha está sendo convidada a participar de um estudo, o qual pretende investigar a técnica do palmateio. Nesse sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com a sua assinatura, a participação da sua filha.

#### **Objetivo do estudo:**

Comparar a força medida durante o palmateio de sustentação (na posição vertical, de cabeça para cima) com a força calculada por equações.

#### **Procedimentos:**

Participar de uma coleta, realizada na piscina do Centro Natatório da Escola de Educação Física da UFRGS, em que a criança realizará palmateios de sustentação na posição vertical (de cabeça para cima) durante 15 segundos. Para isso, serão colocadas quatro fitas adesivas em cada uma das mãos e um cinto será preso no indivíduo. A criança será filmada para avaliação posterior do seu palmateio. Nenhuma das atividades desenvolvidas será muito diferente dos exercícios já realizados por ocasião da sua prática esportiva.

#### **Riscos e benefícios do estudo:**

Primeiro: essa coleta não oferece nenhum risco à saúde da criança, tão pouco a expõe a situações constrangedoras.

Segundo: os professores receberão um relatório sobre os resultados encontrados.

Terceiro: esse estudo poderá contribuir no entendimento científico sobre o palmateio.

Quarto: não há qualquer benefício direto na participação do estudo, como remuneração ou pagamento. Os benefícios serão indiretos, já que os participantes estarão contribuindo para o entendimento da técnica do palmateio.

#### **Confidencialidade:**

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegido de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas.

Os professores das crianças receberão um relatório sobre os resultados encontrados, o qual poderá ser consultado, a qualquer momento, individualmente, pelo responsável da criança avaliada.

#### **Voluntariedade:**

A recusa da criança em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina da coleta a qualquer momento e por qualquer motivo, a critério da criança participante, e/ou seu responsável.

#### **Informações complementares:**

A qualquer momento, os responsáveis poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador, bem como retirar seu consentimento sem qualquer prejuízo ao seu filho.

Os responsáveis ou os professores poderão acompanhar a realização da coleta se assim preferirem.

**Serviço de atendimento em caso de ocorrência de emergências: SAMU (192)**

**Contatos e questões:**

Comitê de Ética da UFRGS  
(51) 33083738

Lara Elena Gomes  
(51) 99225648

Pesquisador Responsável  
Prof. Jefferson Fagundes Loss  
(51) 3305-5822  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

---

**Declaração**

Eu, \_\_\_\_\_, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, na condição de responsável, autorizo minha filha \_\_\_\_\_ a participar livremente do presente estudo.

Assinatura \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_

Prof. Jefferson Fagundes Loss  
Pesquisador Responsável

**APÊNDICE 2****AUTORIZAÇÃO PARA USO E DIVULGAÇÃO DE IMAGEM DE MENOR DE  
IDADE**

Eu, \_\_\_\_\_ (RG \_\_\_\_\_)  
autorizo, por meio desta, Jefferson Fagundes Loss, Lara Elena Gomes e a Universidade Federal do Rio Grande do Sul a utilizar **GRATUITAMENTE** a imagem de minha filha \_\_\_\_\_ para inserção na dissertação de mestrado intitulada “Comparação entre as forças propulsivas efetivas calculada e medida durante um palmateio de sustentação”, que poderá ser utilizada para fins educativos, técnicos, de divulgação e não-comerciais, abrindo mão, desde já, de quaisquer outras reivindicações a respeito do referido uso publicitário dessa imagem.

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2010.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável

Prof. Jefferson Fagundes Loss  
Pesquisador responsável

### APÊNDICE 3



**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
CARTA DE APROVAÇÃO**

pro\*pesq

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

**Número :** 2008156

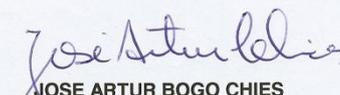
**Título :** Estimativa das forças hidrodinâmicas propulsivas de arrasto e de sustentação durante um palmateio de sustentação

**Pesquisador (es) :**

<u>NOME</u>	<u>PARTICIPAÇÃO</u>	<u>EMAIL</u>	<u>FONE</u>
JEFFERSON FAGUNDES LOSS	PESQ RESPONSÁVEL	jeffe@esef.ufrgs.br	33085869
Lara Elena Gomes	PESQUISADOR	lara_foquinha@yahoo.com.br	
VICTOR WIGNER TREMEA	PESQUISADOR	vwtremea@hotmail.com	

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião nº 57 , ata nº 137 , de 8/10/2009 , por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, sexta-feira, 9 de outubro de 2009

  
**JOSE ARTUR BOGO CHIES**  
 Coordenador do CEP-UFRGS

## APÊNDICE 4

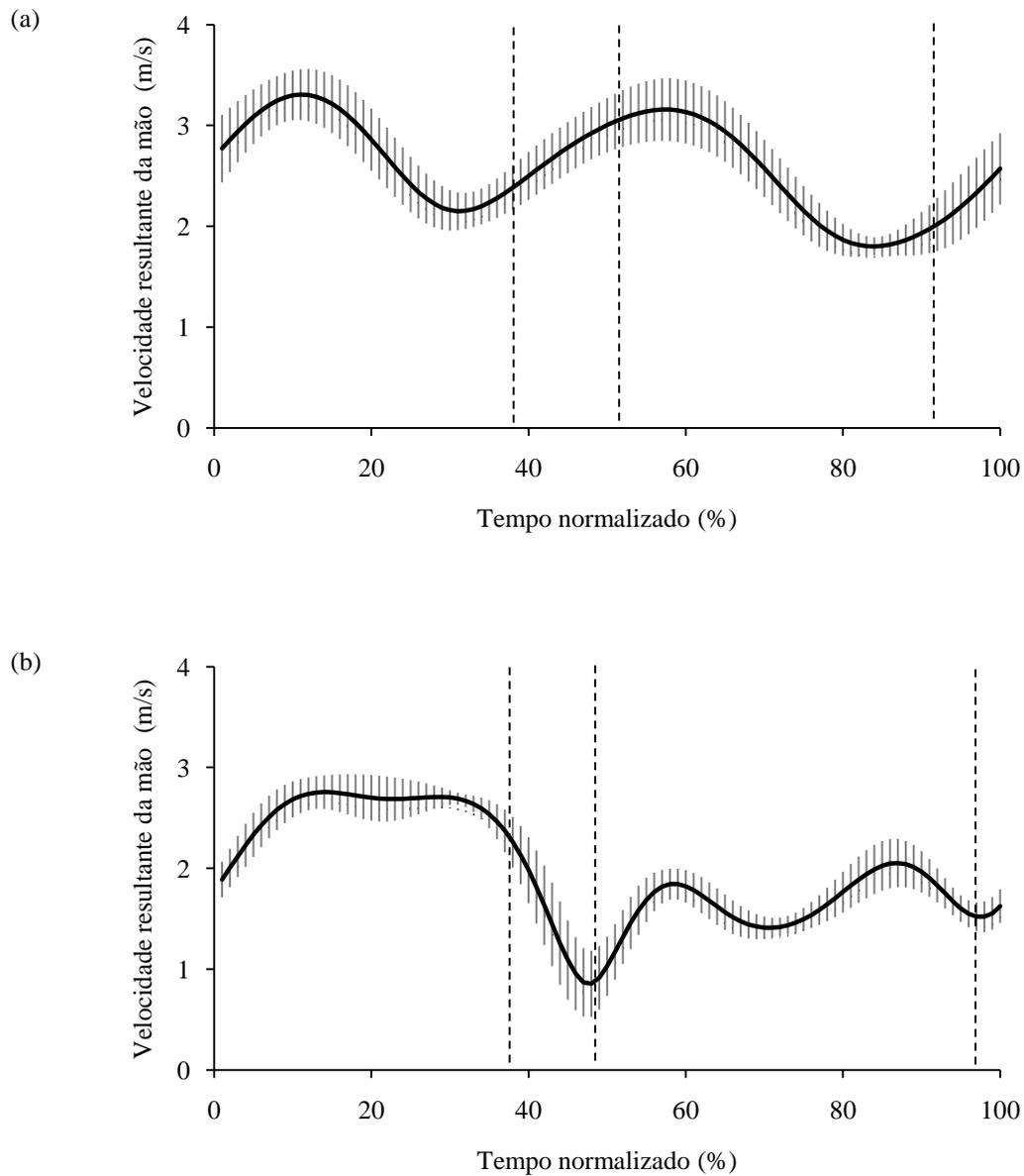


Figura 34. Velocidade resultante média em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

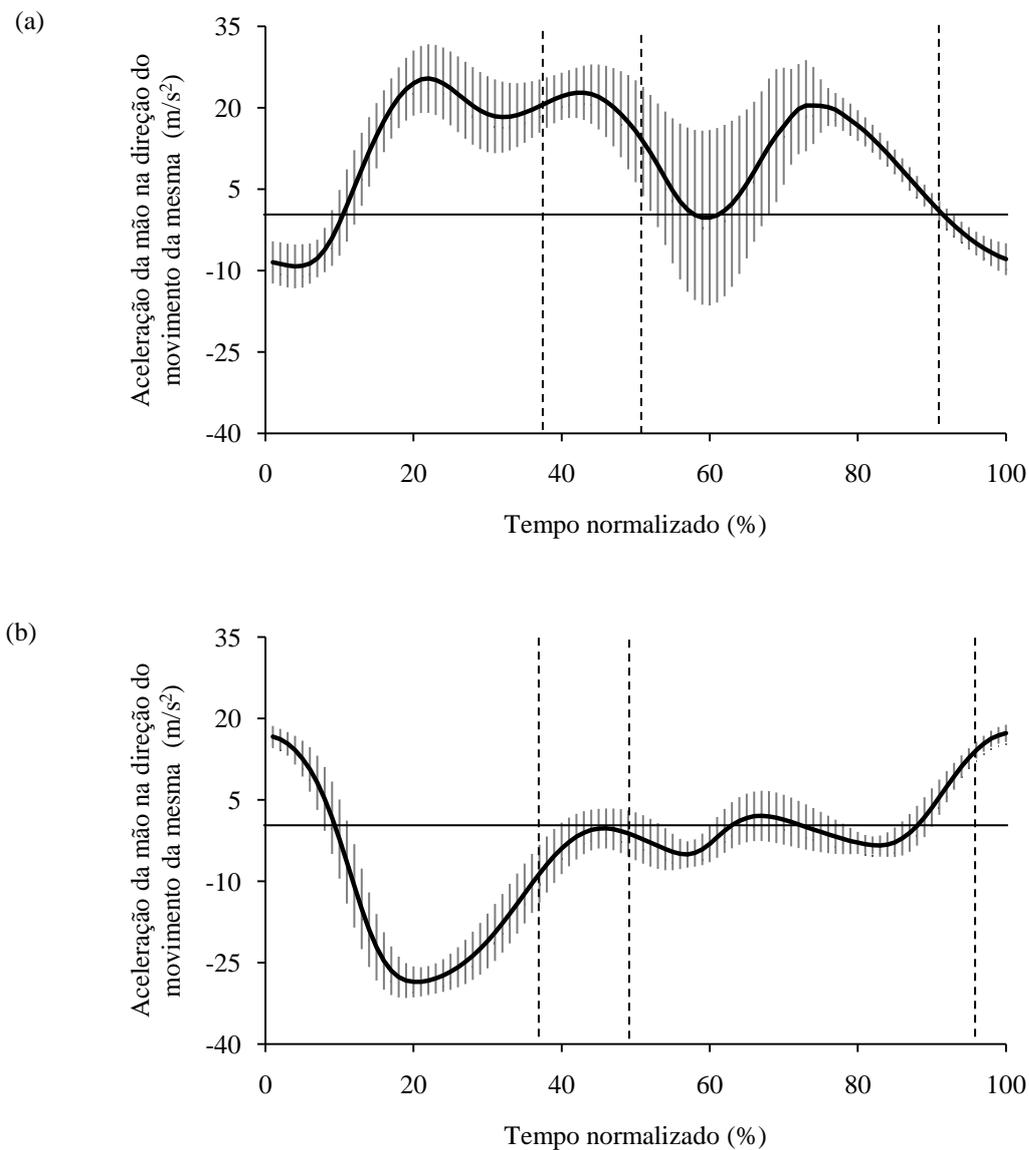


Figura 35. Aceleração média da mão na direção do movimento da mesma em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.

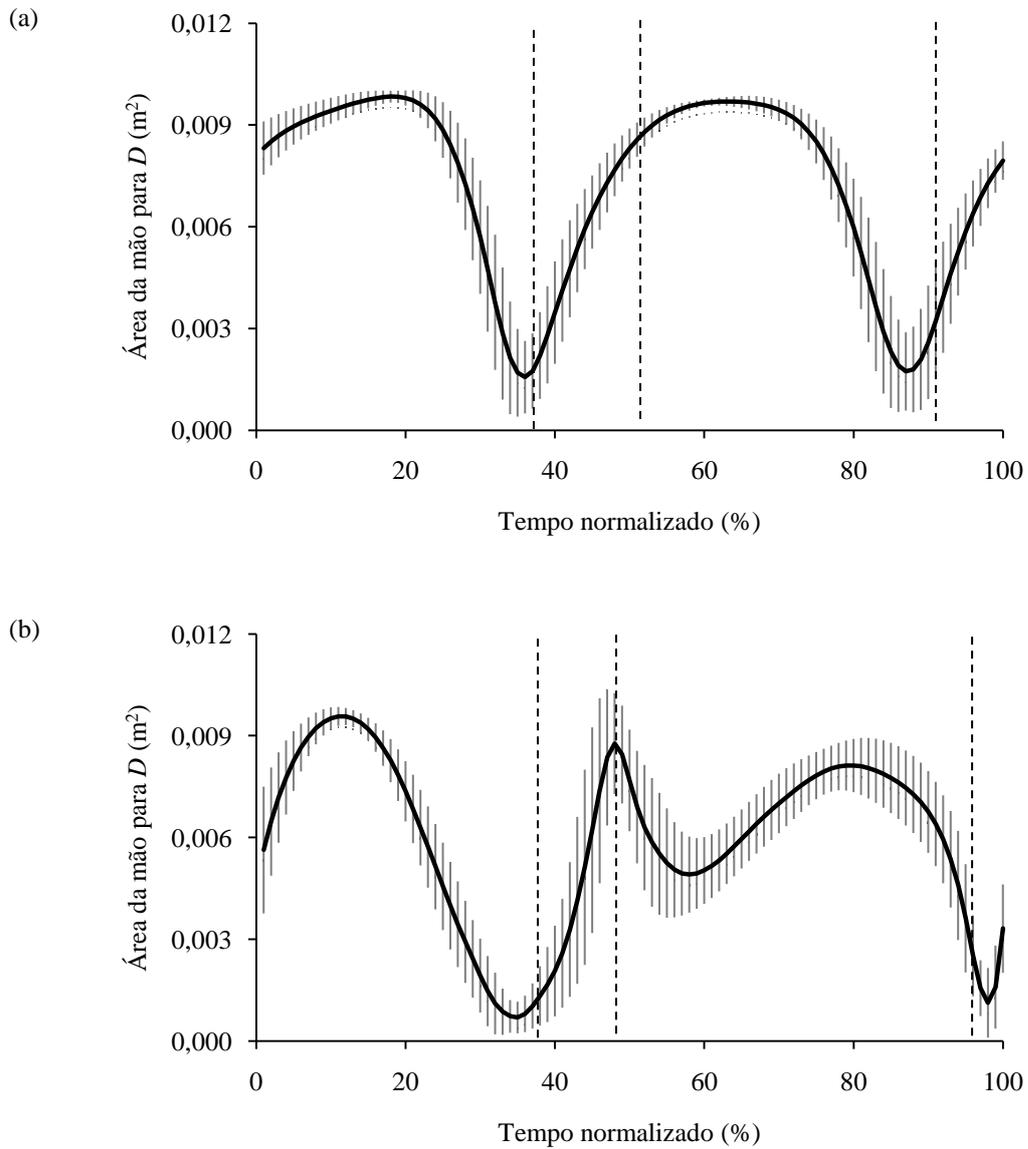


Figura 36. Área média da mão normal à direção da força de arrasto em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

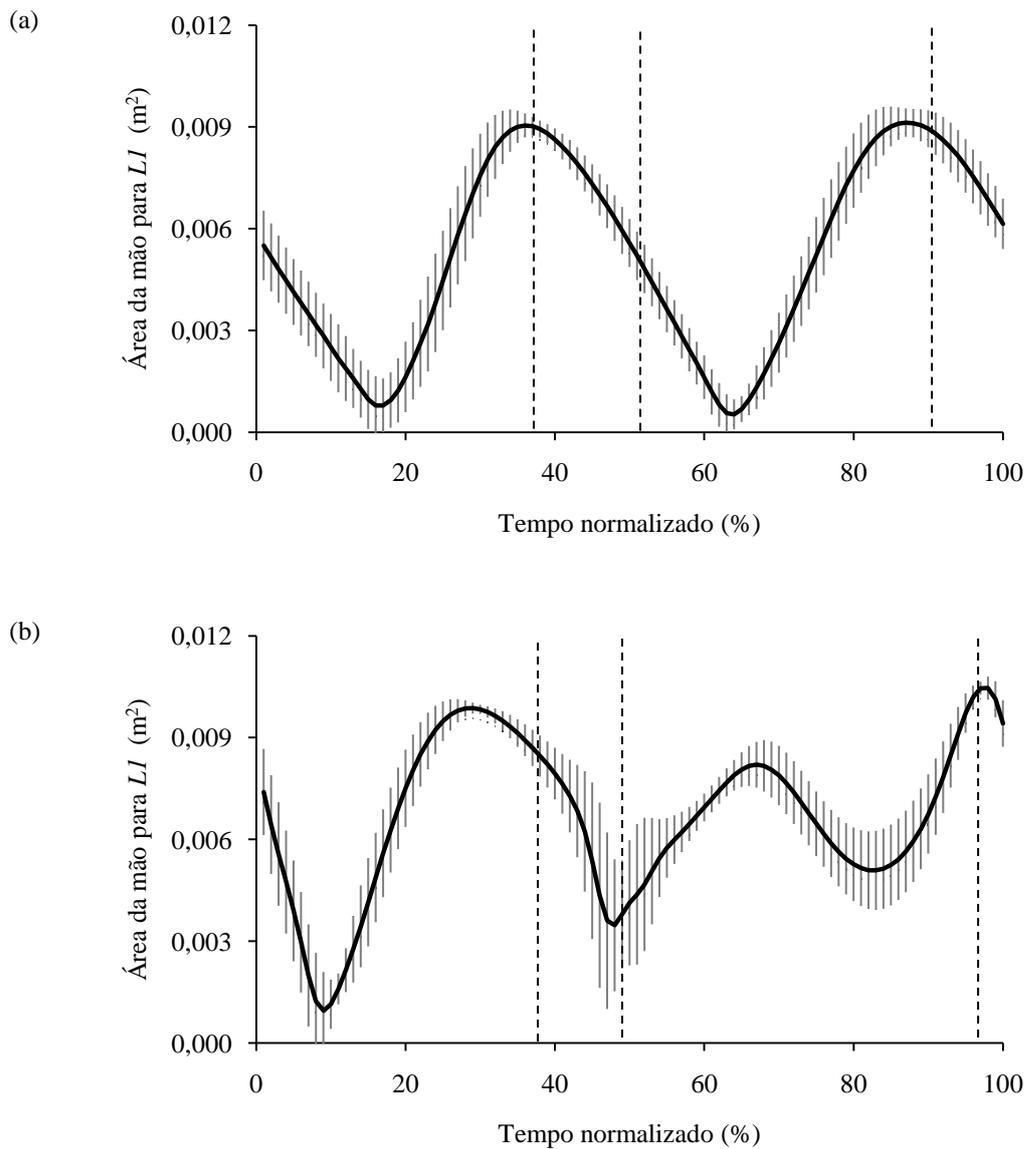


Figura 37. Área média da mão normal à direção da força de sustentação 2D em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*.

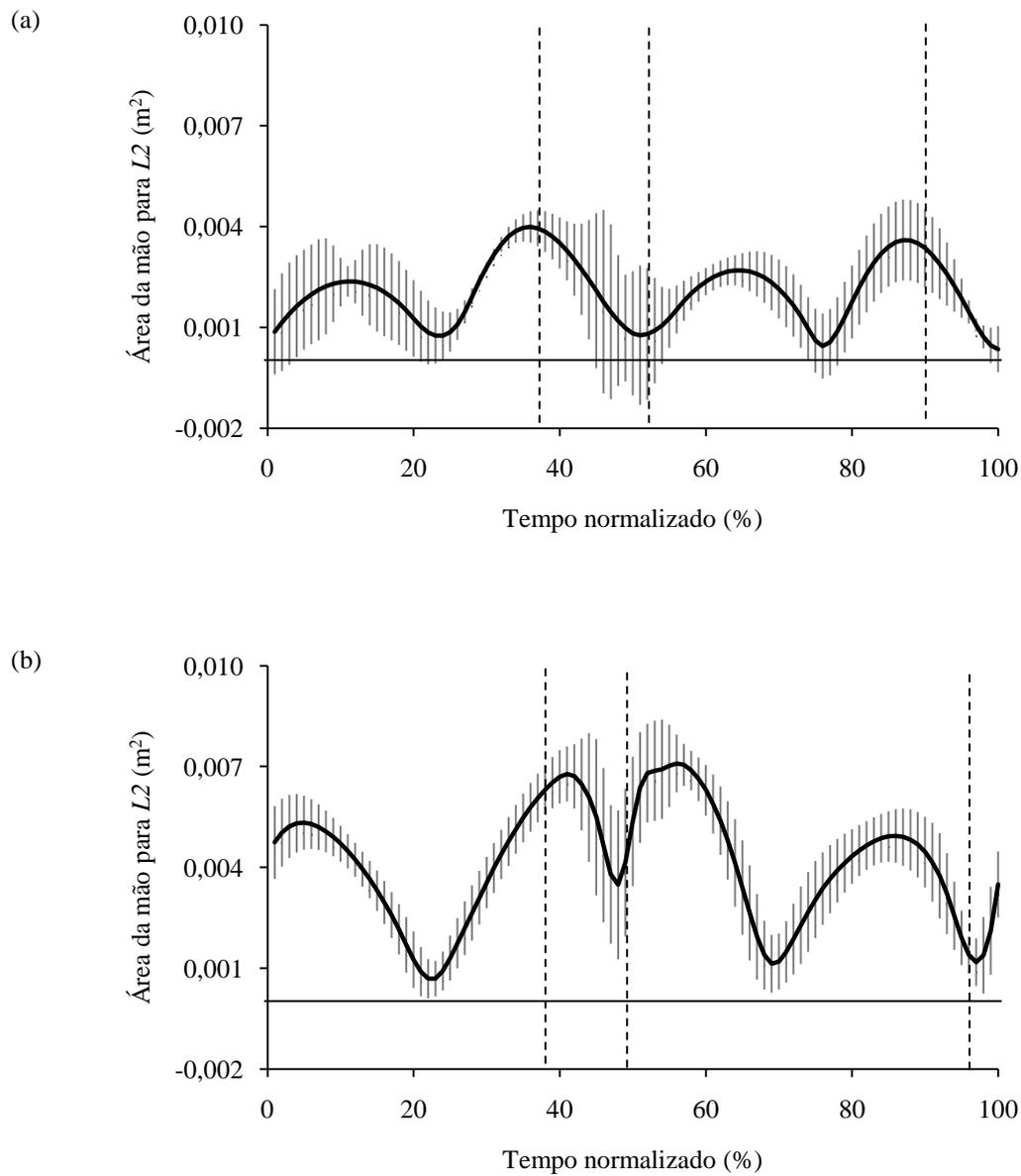


Figura 38. Área média da mão normal à direção da força axial em relação ao tempo normalizado das mãos esquerda (a) e direita (b). O desvio-padrão está representado pelas linhas verticais de cor cinza. As linhas tracejadas delimitam as fases, respectivamente: *in-sweep*, transição do *in-sweep* para o *out-sweep*, *out-sweep* e transição do *out-sweep* para o *in-sweep*. A linha horizontal contínua representa a linha zero.