

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

**Lara Elena Gomes**

**FORÇAS PROPULSIVAS DURANTE O MOVIMENTO DE PALMATEIO:  
contribuições para a natação**

Porto Alegre  
2015

**Lara Elena Gomes**

**FORÇAS PROPULSIVAS DURANTE O MOVIMENTO DE PALMATEIO:  
contribuições para a natação**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre  
2015

**Lara Elena Gomes**

**FORÇAS PROPULSIVAS DURANTE O MOVIMENTO DE PALMATEIO:  
contribuições para a natação**

Conceito final: A

Aprovado em 02 de março de 2015

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Edith Beatriz Camaño Schettini – IPH-UFRGS

---

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro – ESEF-UFRGS

---

Prof. Dr. João Paulo Vilas-Boas – Universidade do Porto

---

Orientador – Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss – ESEF-UFRGS

## AGRADECIMENTOS

Nada do que fiz foi sozinha. O que conquistei foi resultado também da ação de outras pessoas e de dinheiro também.

Por falar sobre finanças, jamais poderei esquecer que ao longo do mestrado e nos primeiros meses do doutorado, recebi auxílio na forma de bolsa da CAPES. Além dessa ajuda, o CNPq deu um suporte fundamental para a compra dos equipamentos necessários para desenvolver esta tese. Ah! Ainda pude participar de eventos científicos com auxílio do PPGCMH/UFRGS, da Sociedade Internacional de Biomecânica e do CEFIS/UNIVASF.

Mas não foi apenas com dinheiro que este trabalho foi desenvolvido. Muitas pessoas ajudaram, e serei eternamente grata por isso.

A todos os nadadores que participaram do presente estudo e a seus treinadores. A todos que auxiliaram nos pilotos e nas coletas: Alessandra, Catiane, Cláudia R., Débora, Juarez, Juliana S., Juliana V., Renato; além destas, mais pessoas do grupo BIOMECH ajudaram também... todas foram fundamentais! Mas gostaria de deixar registrado um agradecimento especial para três que estavam presentes em todas as coletas: Guilherme Brodt, Lucas Boeira e Marcelo La Torre.

Lucas, muito obrigada pela sua ajuda, mão e luz! Jamais vou esquecer o seu auxílio nas coletas, nas rotinas do Matlab, na discussão de alguns dados e resultados. Espero que você consiga encontrar o seu caminho e seja muito feliz!

Também merecem destaque os incríveis professores que, de alguma forma, contribuíram:

- Meus professores das escolas em que estudei.
- Meus professores de natação, em especial, Alexandre, Adri e Dani.
- Meus professores da graduação e da pós-graduação pela formação sólida que me proporcionaram.
- Dr. Pedro Figueiredo, você me ajudou – algumas vezes sem saber – com todas as suas ideias, sugestões, críticas e anseios.
- Dr<sup>a</sup>. Edith Beatriz Camaño Schettini, sorte minha de ter cursado a sua disciplina de Mecânica dos Fluidos. Uso muito o meu caderno da disciplina durante os meus estudos.
- Dr. Raúl Arellano, não tenho palavras! Obrigada por ter me recebido em seu grupo, por ter me apresentado a sua fantástica biblioteca. Aproveito também para agradecer ao seu grupo, em especial, à Sonia Taladriz, pelo acolhimento e atenção.

- Dr. João Paulo Vilas-Boas, sou sua fã! Acho incrível a forma como se comporta, como explica e tudo o que o senhor sabe. Obrigada por contribuir com meus trabalhos desde quando eu era uma aluna de graduação.

- Dr. Flávio Castro, as suas disciplinas na graduação e no pós e as reuniões do antigo GENC foram extremamente valiosas para a minha formação. Nada que escrever aqui será suficiente para expor o quanto sou grata e o quanto lhe admiro e respeito.

- Meu orientador, Dr. Jefferson Fagundes Loss... Jeffe, tenho uma dívida grande com você, né? Obrigada por me orientar ao longo da minha formação acadêmica. Hoje, entendo um pouco melhor a sua forma de agir. Obrigada, mais ainda, por ter me aceitado no doutorado, mesmo sabendo que estaria longe. Aprendi muito, ao longo destes oito anos, com você! Às vezes você lembra o meu pai! E muito, mas muito obrigada por me deixar fazer parte da BIOMECC!

Ah, BIOMECC, em especial, a antiga BIOMECC! Sinto saudades daquele grupo! Com vocês, trabalhei, dividi angústias, ri, chorei, vivi! Não posso deixar de citar os meus pais dentro da BIOMECC: Mônica de Oliveira Melo e Marcelo La Torre. Aprendi muito com vocês!

Aos meus colegas na UNIVASF que permitiram o meu afastamento por um semestre das minhas atividades como docente e diminuíram minha carga horária no último semestre para poder trabalhar no doutorado. Gostaria de agradecer, especialmente, ao meu colega Rodrigo, por toda a ajuda no trabalho e quando estava só em Petrolina.

Aos meus alunos de graduação das disciplinas de TCC e de estágio e aos alunos do PET-Biomecânica e do projeto de extensão. Não há nada mais gratificante do que ver o bem-estar e o sucesso de vocês. Destaco aqueles que foram ou são os meus braços no PET, Cleiton e Ingrid, e no projeto de extensão, Adolfo, Francklin, Mariana, Maurício e Sebastião.

Espero muito que o Projeto Aquaticus dê certo!

Aos meus amigos do Sul e do Sertão: Aninha, Artur, Débora, Fábio, Gui Brodt, Ju Vanassi, Leidjane, Lisi, Marcelo, Mel, Mi, Nati, Orlando, Rodrigo, Simara!

À minha família. Mãe, pai e Sá, obrigada por todo o amor, carinho e atenção! Flávio, Janaína e Sílvia, vocês são exemplos para mim!

À família Marquardt, em especial, aos meus sogros.

Ao meu amor, Gustavo. Gu, obrigada por me aturar, por estar comigo. Como sou feliz por ter lhe encontrado. Sei que em você posso confiar, amar, me permitir, posso construir uma família com você!

*O que sabemos é uma gota; o que ignoramos é um oceano.*

Isaac Newton

## RESUMO

### **Forças propulsivas durante o movimento de palmateio: contribuições para a natação**

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

Apesar da propulsão na natação não ser ainda completamente compreendida, as forças propulsivas efetivas podem ser verificadas, por exemplo, por meio do modelo de Sanders ou pelo teste de nado atado. Esse modelo vem sendo aplicado, embora sem ter sido avaliado de forma aprofundada. Assim, o objetivo geral do presente trabalho foi comparar as forças propulsivas efetivas calculadas com o modelo de Sanders e medidas ao longo de um teste de nado atado. Os objetivos específicos foram: revisar os efeitos das condições instáveis na propulsão na natação a partir de estudos que compararam as condições estáveis e instáveis; comparar a força propulsiva efetiva obtida usando duas áreas, a área projetada da mão e a área da superfície da palma da mão; e comparar a frequência de ciclos, a velocidade, a aceleração, o ângulo de ataque e a amplitude de movimento de ambas as mãos entre as condições atada e livre. Para cada objetivo, geral e específico, foi desenvolvido um estudo. Desse modo, o primeiro compreendeu a revisão sistemática, em que uma busca em bases de dados foi realizada, e somente aqueles que atingissem todos os critérios de elegibilidade foram incluídos. Seis trabalhos que compararam condições estáveis e instáveis usando experimentos físicos ou simulações numéricas foram selecionados. Estes verificaram os efeitos nas forças propulsivas de um ou mais fatores que caracterizam uma condição como instável. Logo, mais pesquisas são necessárias para entender o efeito de cada fator, assim como os efeitos da combinação dos fatores na propulsão. Para o segundo estudo, 13 nadadores executaram um teste de esforço máximo de 30 segundos realizando palmateio, enquanto atados à parede da piscina. A partir dos dados cinemáticos obtidos pela técnica de videogrametria, a força propulsiva efetiva foi estimada com o modelo de Sanders utilizando duas áreas de referência: a área projetada da mão e a área da superfície da palma da mão. A força estimada usando a área da superfície da palma da mão foi aproximadamente 21% maior do que a força estimada usando a área projetada. Considerando esse resultado, associado à literatura, recomenda-se usar a área da superfície da palma da mão no cálculo das forças. No terceiro estudo, a amostra e o teste foram os mesmos do anterior, porém a força propulsiva efetiva, além de ser calculada com o modelo de Sanders usando a área da superfície da palma da mão, também foi medida utilizando uma célula de carga ao longo do teste. Os resultados indicaram que o modelo de Sanders não é adequado para estimar as forças propulsivas, uma vez que a força medida foi 807,7% maior do que a força calculada. Para o último estudo, a amostra foi composta por oito nadadores que executaram o mesmo teste já descrito e um teste de esforço máximo de 25 metros realizando palmateio. Foi notado que há diferenças importantes na velocidade da mão e na amplitude de movimento da mão na direção lateral entre as condições atada e livre e que a condição atada intensifica as assimetrias cinemáticas.

### **PALAVRAS-CHAVE**

Natação. Propulsão. Desempenho. Nado atado. Assimetria.

## **ABSTRACT**

### **Propulsive forces during sculling motion: contributions for swimming**

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

Despite swimming propulsion is still not completely understood, the effective propulsive forces may be verified, for instance, through Sanders' model or through tethered swimming. This model has been applied, although without being evaluated deeply. Thus the main purpose of the present work was to compare the effective propulsive force calculated with Sanders' model with the effective propulsive force measured during tethered swimming. The other purposes were: to review the effects of unsteady conditions on swimming propulsion based on studies that have compared steady and unsteady conditions; to compare the effective propulsive force obtained using two areas: the palmar surface area of the hand and the projected area of the hand; and compare the cycle rate, speed, acceleration, attack angle and range of motion of both hands between tethered and free conditions. For each purpose was developed one study. Therefore, the first one was a systematic review, in which a multiple database search was performed, and only those studies that met all eligibility criteria were included. Six studies that compared steady and unsteady conditions using physical experiments or numerical simulations were selected. These works verified the effects of one or more factors that characterise a condition as unsteady on the propulsive forces. Thus much research is necessary to understand the effect of each individual factor, as well as the effects of the combination of factors on swimming propulsion. For the second study, 13 swimmers performed one all-out 30-second sculling motion trial while the participant was tethered. Based on the kinematic data obtained through videography technique, the effective propulsive force was estimated with Sanders' model using two reference areas: the palmar surface area of the hand and the projected area of the hand. The estimated force with the palmar surface area of the hand was approximately 21% higher than that one estimated with the projected area. According to this result and based on the literature, it is recommended to use the palmar surface area of the hand when calculating the forces. In the third study, the sample and the test were the same of the previous study, but the effective propulsive force, besides being calculated with Sanders' model using the palmar surface area of the hand, was measured with a load cell during the test. The results indicate that Sanders' model is not suitable for estimating propulsive forces, because the measured force was 807.7% higher than the calculated force. For the last study, the sample consisted of eight swimmers, who performed the same test described previously and one all-out 25-meter sculling motion trial. Important differences were found in hand's speed and range of motion in the lateral direction between tethered and free conditions and that the tethered condition intensifies kinematic asymmetries.

## **KEYWORDS**

Swimming. Propulsion. Performance. Tethered swimming. Asymmetry.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Fluxograma dos estudos incluídos. ....	25
<b>Figura 2</b> – Posicionamento das câmeras e do calibrador em relação às bordas da piscina. ....	36
<b>Figura 3</b> – Gráficos de Bland-Altman e a associação entre a diferença e a média das forças estimadas com a área da superfície da palma da mão ( $F_{ASPM}$ ) e a área projetada da mão ( $F_{APM}$ ) para cada intervalo ( $n = 13$ ). ....	41
<b>Figura 4</b> – Vista superior do ambiente de coleta, na qual a seta mais espessa representa o deslocamento do corpo do participante se este não estivesse atado. ....	47
<b>Figura 5</b> – Orientação da mão. (a) Ângulo de ataque ( $\alpha$ ) calculado considerando o vetor perpendicular ao plano da mão ( $\mathbf{n}$ ) e o vetor velocidade ( $\mathbf{v}$ ). (b) Ângulo de orientação ( $\psi$ ) calculado considerando a projeção do vetor deslocamento da mão no plano xy da mão ( $\mathbf{d}_p$ ). ....	49
<b>Figura 6</b> – Gráficos de Bland-Altman e a associação entre a diferença e a média para cada intervalo ( $n = 13$ ). As linhas horizontais de cima para baixo são o limite de concordância superior, a diferença média e o limite de concordância inferior, e $F_m$ e $F_{cal}$ são, respectivamente, as forças medida e calculada. ....	52
<b>Figura 7</b> – Média e desvio-padrão das forças medida e calculada e os resultados estatísticos da comparação entre as forças em cada intervalo, em que $r$ representa o tamanho do efeito ( $n = 13$ ). A mesma letra indica diferença entre os intervalos da força medida, em que $^a p = 0,004$ , $^{b,c,d,e,f,h,i,l} p < 0,001$ , $^g p = 0,002$ , $^j p = 0,042$ , $^k p = 0,001$ , $^m p = 0,025$ , $^n p = 0,027$ . ....	53
<b>Figura 8</b> – Média e desvio-padrão do índice de simetria. As linhas tracejadas indicam um índice de 10 e -10%, A e L são as condições atada e livre, respectivamente, e ADM é a amplitude de movimento. ....	63
<b>Figura 9</b> – Resultado obtido por Sato e Hino (2003) por meio da análise de um modelo 3D de uma mão utilizando o <i>CFD</i> . No eixo vertical, é apresentada a força de arrasto ( <i>drag</i> ) e, no eixo horizontal, são apresentados os valores avaliados de velocidade, sendo que, na situação estável ( <i>steady state</i> ), a velocidade da mão avaliada foi constante. ....	64
<b>Figura 10</b> – Exemplos de coeficientes de velocidade e de aceleração da força de arrasto e dos dois componentes da força de sustentação obtidos para a mão direita de um participante a partir das séries de Fourier descritas por Sanders (1999). ....	80
<b>Figura 11</b> – Exemplos de forças propulsivas e de forças propulsivas efetivas obtidas para a mão direita de um participante a partir do modelo de Sanders (1999). ....	81

**Figura 12** – Exemplos de forças propulsivas efetivas obtidas para um participante: (a) força propulsiva efetiva calculada para a mão esquerda; (b) força propulsiva efetiva calculada para a mão direita; (c) força propulsiva efetiva calculada (somatório das forças propulsivas efetivas calculadas das duas mãos) e (d) força propulsiva efetiva medida. .... 82

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Resumo dos estudos incluídos. ....	26
<b>Tabela 2</b> – Média $\pm$ desvio-padrão das forças propulsivas efetivas estimadas com a área da superfície da palma da mão ( $F_{ASPM}$ ) e a área projetada da mão ( $F_{APM}$ ) para cada intervalo, resultado da comparação entre as forças e da regressão Passing-Bablok em que $x$ é a $F_{ASPM}$ , $y$ é a $F_{APM}$ e IC é o intervalo confiança de 95% ( $n = 13$ ). ....	42
<b>Tabela 3</b> – Características dos participantes ( $n = 13$ ). ....	46
<b>Tabela 4</b> – Predição da força medida a partir da força calculada ( $F_{cal}$ ), em que $R^2$ é o coeficiente de determinação, $B$ é o coeficiente de regressão (não-padronizado) e $\beta$ é coeficiente de regressão padronizado ( $n = 13$ ). ....	54
<b>Tabela 5</b> – Desvio-padrão como nível de reprodutibilidade intra-operador das variáveis cinemáticas, em que ADM é a amplitude de movimento. ....	61
<b>Tabela 6</b> – Média $\pm$ desvio-padrão das variáveis cinemáticas e os resultados estatísticos para cada fator e para a interação entre os fatores, sendo que ADM é a amplitude de movimento e IC é o intervalo de confiança de 95%. ....	62

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 .....	22
Equação 2 .....	22
Equação 3 .....	34
Equação 4 .....	37
Equação 5 .....	37
Equação 6 .....	48
Equação 7 .....	49

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

2D	Bidimensional.
3D	Tridimensional.
A	Condição atada.
ADM	Amplitude de movimento.
$a_x$	Aceleração da mão na direção do seu movimento.
$B$	Coefficiente de regressão padronizado.
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i> (Dinâmica Computacional de Fluidos).
$C_D$	Coefficiente de arrasto.
$C_F$	Coefficiente de força.
$C_L$	Coefficiente de sustentação.
$C_v$	Coefficiente de velocidade.
$D$	Força de arrasto.
$D_a$	Coefficiente de aceleração.
$\mathbf{d}$	Vetor deslocamento do ponto médio da mão.
$\mathbf{d}_p$	Projeção do vetor deslocamento do ponto médio da mão no plano xy da mão.
$\mathbf{d}_x$	Projeção do vetor deslocamento do ponto médio da mão no eixo x da mão.
$\mathbf{d}_y$	Projeção do vetor deslocamento do ponto médio da mão no eixo y da mão.
$F_{dir}$	Força propulsiva que atua em uma determinada direção.
$F_{APM}$	Força propulsiva efetiva estimada com a área projetada da mão.
$F_{ASPM}$	Força propulsiva efetiva estimada com a área da superfície da palma da mão.
$F_{cal}$	Força propulsiva efetiva estimada com o modelo de Sanders.
$F_m$	Força propulsiva efetiva medida por meio do uso da célula de carga.
°	Grau, medida de ângulo.
Hz	Hertz; unidade de frequência.
IC	Intervalo de confiança.
kg	Quilograma; unidade de massa.
$\text{kg/m}^3$	Quilograma por metro cúbico; unidade de massa específica.
$L$	Força de sustentação.
L	Condição livre.
MAD	<i>Measuring Active Drag</i> .
m	Metro; unidade de comprimento.

$m^2$	Metro quadrado; unidade de área.
$m^3$	Metro cúbico; unidade de volume.
$m/s$	Metro por segundo; unidade de velocidade.
$m/s^2$	Metro por segundo ao quadrado; unidade de aceleração.
$N$	Newton; unidade de força.
$Nm$	Newton-metro; unidade de torque.
$n$	Número de participantes.
$\mathbf{n}$	Vetor perpendicular ao plano da mão.
$p$	Nível de significância.
$PIV$	<i>Particle Image Velocimetry.</i>
$r$	Tamanho do efeito para um teste $t$ ou coeficiente de correlação de Pearson.
$R^2$	Coeficiente de determinação.
$RMS$	<i>Root mean square.</i>
$S$	Área da mão.
$s$	Segundo; unidade de tempo.
$\mathbf{v}$	Vetor velocidade da mão.
$v$	Velocidade escalar da mão relativa ao fluido.
$\alpha$	Ângulo de ataque.
$\beta$	Coeficiente de regressão não-padronizado.
$\psi$	Ângulo de orientação.
$\rho$	Massa específica do fluido.
$\omega$	Tamanho do efeito para uma ANOVA

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2 ESTUDO 1 – REVISÃO DOS EFEITOS DAS CONDIÇÕES INSTÁVEIS .....</b>	<b>21</b>
2.1 INTRODUÇÃO.....	21
2.2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	23
2.3 RESULTADOS .....	24
2.4 DISCUSSÃO .....	24
<b>2.4.1 Métodos de comparação das condições estáveis e instáveis.....</b>	<b>24</b>
<b>2.4.2 Resultados e limitações dos estudos revisados .....</b>	<b>29</b>
<b>2.4.3 Sugestões para novos estudos .....</b>	<b>31</b>
2.5 CONCLUSÃO.....	33
<b>3 ESTUDO 2 – ÁREA DA PALMA DA MÃO VERSUS ÁREA PROJETADA DA MÃO .....</b>	<b>34</b>
3.1 INTRODUÇÃO.....	34
3.2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	35
3.3 RESULTADOS .....	39
3.4 DISCUSSÃO .....	39
3.5 CONCLUSÃO.....	43
<b>4 ESTUDO 3 – AVALIAÇÃO DO MODELO DE SANDERS.....</b>	<b>44</b>
4.1 INTRODUÇÃO.....	44
4.2 MATERIAS E MÉTODOS .....	45
<b>4.2.1 Amostra .....</b>	<b>46</b>
<b>4.2.2 Aquisição dos dados .....</b>	<b>46</b>
<b>4.2.3 Análise dos dados.....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.4 Análise de erros de medida .....</b>	<b>50</b>
<b>4.2.5 Análise estatística.....</b>	<b>50</b>

4.3 RESULTADOS .....	51
4.4 DISCUSSÃO .....	54
<b>5 ESTUDO 4 – CINEMÁTICA: NADO ATADO VERSUS LIVRE .....</b>	<b>57</b>
5.1 INTRODUÇÃO.....	57
5.2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	58
5.3 RESULTADOS .....	61
5.4 DISCUSSÃO .....	63
<b>6. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>67</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>71</b>
<b>APÊNDICE A – COEFICIENTES DAS FORÇAS.....</b>	<b>80</b>
<b>APÊNDICE B – FORÇAS PROPULSIVAS.....</b>	<b>81</b>
<b>APÊNDICE C – FORÇAS CALCULADAS E MEDIDAS.....</b>	<b>82</b>
<b>ANEXO A – ACEITE DO ESTUDO 1 .....</b>	<b>83</b>
<b>ANEXO B – ANAIS EM QUE O ESTUDO 2 FOI PUBLICADO .....</b>	<b>84</b>
<b>ANEXO C – SUBMISSÃO DO ESTUDO 3.....</b>	<b>87</b>
<b>ANEXO D – SUBMISSÃO DO ESTUDO 4.....</b>	<b>88</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Se o sucesso de um nadador depende da sua habilidade em gerar propulsão enquanto reduz a resistência ao avanço do seu corpo (TOUSSAINT; BEEK, 1992), a compreensão dos mecanismos propulsivos consiste em uma possibilidade de melhorar o desempenho na natação. Dessa forma, torna-se fundamental entender, por exemplo, como as forças propulsivas são geradas pelo movimento das mãos e como podem ser maximizadas. Com esse propósito, vários estudos têm sido realizados com diferentes perspectivas e abordagens.

Alguns autores determinaram as forças propulsivas usando modelos compostos por, pelo menos, uma mão por meio de experimentos físicos (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; KUDO; VENNEL; WILSON, 2013) ou com simulações numéricas (BIXLER; RIEWALD, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006; SATO; HINO, 2013). Outros, com base em experimentos físicos ou em simulações numéricas, estimaram essas forças a partir da análise de dados cinemáticos tridimensionais obtidos por meio de gravações subaquáticas de uma ação propulsiva (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; BILINAUSKAITE *et al.*, 2013). Há também autores que focaram na visualização do escoamento próximo as mãos em gestos propulsivos (TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002; KAMATA *et al.*, 2006; MATSUUCHI *et al.*, 2009).

Apesar de todo o esforço para determinar as forças propulsivas e os fatores que as afetam, os mecanismos subjacentes à propulsão na natação ainda não estão bem esclarecidos. Conforme Arellano (1992), não há um instrumento que afira a força exata exercida pelo nadador e todos os procedimentos de medidas são aproximações. Embora essa referência citada seja relativamente antiga, parece que esse problema ainda permanece. Vogel (1994), por exemplo, destaca que a turbulência e outros fenômenos limitam a precisão na qual são determinados o comportamento e os efeitos de um fluido. Isto é, o próprio fluido – no caso, a água – e o movimento propulsivo com todas as suas variações e formas tornam os experimentos mais difíceis. Desse modo, é compreensível o fato de que o estudo da propulsão na natação é uma das áreas mais complexas de interesse na biomecânica (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006).

Para tentar amenizar essa complexidade, muitas pesquisas têm sido desenvolvidas em condições estáveis (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; BILINAUSKAITE *et al.*, 2013) ou assumem essa condição (CAPPAERT; PEASE; TROUP, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; GOURGOULIS *et al.*, 2013). Isso significa que esses trabalhos ignoram o que acontece em uma ação propulsiva na prática, como mudanças na

velocidade, na orientação e na forma da mão e rotação de membros, fatores que caracterizam uma condição como instável (BIXLER; SCHLODER, 1996; TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006).

Essa condição instável é associada a dois efeitos dinâmicos: o efeito de massa adicionada e o desprendimento de vórtices (GARDANO; DABNICHKI, 2006), os quais contribuem para o aumento das forças (TAKAGI *et al.*, 2013; 2014b). Consequentemente, negligenciar um ou mais dos fatores que caracterizam uma condição como instável acaba resultando na subestimação das forças propulsivas (LAUDER; DABNICHKI, 2005; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO *et al.*, 2013).

Entre os fatores que caracterizam uma condição como instável, a aceleração foi o primeiro a ser investigado na natação (PAI; HAY, 1988; BIXLER; SCHLODER, 1996). Com base no efeito da aceleração, Sanders (1999) desenvolveu um modelo para estimar as forças propulsivas que atuam na mão em uma situação real de nado, considerando o efeito de massa adicionada a partir da inclusão da aceleração da mão na direção do seu movimento, entre outras variáveis. Com o intuito de aplicar esse modelo, dados cinemáticos como a velocidade, a aceleração e a orientação da mão são obtidos por meio da análise de vídeos subaquáticos. A orientação da mão é empregada nas séries de Fourier descritas por Sanders (1999) para estimar os coeficientes das forças propulsivas. Conhecendo a área, a velocidade e a aceleração da mão e os coeficientes das forças e definindo a massa específica da água, as forças propulsivas – a força de arrasto e os dois componentes da força de sustentação – são estimadas.

Outra forma de avaliar a propulsão, em uma situação real de nado, é por meio do uso da célula de carga (PAPOTI *et al.*, 2003; CASTRO *et al.*, 2010; KALVA-FILHO *et al.*, 2015). Basicamente, uma extremidade da célula de carga é presa na borda da piscina, enquanto a outra é presa ao nadador por meio de um cabo de aço rígido ou com um material elástico. Desse modo, a célula de carga é usada para verificar a força propulsiva efetiva, ou seja, a componente da força resultante que atua na direção do deslocamento do corpo se este não estivesse preso à célula de carga (PAYTON; BARTLETT, 1995; GOURGOULIS *et al.*, 2008).

Esse teste é conhecido como nado atado e apresenta repetibilidade (DOPSAJ *et al.*, 2003; PAPOTI *et al.*, 2003; BARBOSA *et al.*, 2012), reprodutibilidade (KJENDLIE; THORSVALD, 2006), além de respostas fisiológicas similares à condição não-atada (condição livre) (THANOPOULOS; ROZI; PLATANOU, 2010; MOROUÇO *et al.*, 2014). Parâmetros obtidos pelo teste de nado atado também apresentam associação com a velocidade

de nado (DOPSAJ; MATKOVIĆ; ZDRAVKOVIĆ, 2000; MOROUÇO; VILAS-BOAS; FERNANDES, 2012; SANTOS *et al.*, *in press*), assim como a frequência de braçadas é similar entre o teste de nado atado e a condição livre (CASTRO *et al.*, 2010; DOMINGUEZ-CASTELLS; ARELLANO, 2012; MOROUÇO *et al.*, 2014).

Apesar do teste de nado atado ser mais empregado para verificar a força propulsiva efetiva no nado *crawl* (MOROUÇO *et al.*, 2011), esse teste já foi utilizado para avaliar o palmateio (DIOGO *et al.*, 2010; GOMES *et al.*, 2011; GOMES *et al.*, 2013). Este compreende uma ação propulsiva em que os braços ficam relativamente estacionários, enquanto os cotovelos flexionam e estendem, fazendo com que as mãos, simultaneamente, aproximem-se e afastem-se da linha média do corpo (GOMES *et al.*, 2014). Assim, cada mão percorre um trajeto similar ao símbolo do infinito ou a uma forma oval dentro da água (HOMMA; HOMMA, 2006; ITO, 2006; POCHON; ARELLANO; ARRÁEZ, 2007) com o objetivo de gerar sustentação e/ou deslocamento (GOMES *et al.*, 2014).

Gomes *et al.* (2013) mediram a força propulsiva efetiva gerada em uma palmateio executado por uma atleta de nado sincronizado na posição vertical (de cabeça para cima). Nessa análise, a força propulsiva efetiva (o componente vertical da força propulsiva resultante) foi avaliada usando uma célula de carga fixada no fundo da piscina e presa à atleta por meio de um tubo elástico. Gomes *et al.* (2013) também calcularam a força propulsiva efetiva por meio do modelo apresentado por Sanders (1999) e compararam as forças propulsivas efetivas calculada com o modelo e medida com o teste de nado atado. Os autores observaram maiores valores para a força medida do que para a força calculada. Contudo, essa análise foi realizada em somente 13 ciclos com uma amostra reduzida ( $n = 1$ ), sendo que não foi observado o que acontecia com a diferença entre as forças ao longo do teste.

Com base nessas limitações do trabalho de Gomes *et al.* (2013) e considerando que o modelo apresentado por Sanders (1999) tem sido aplicado para obter as forças propulsivas geradas pela mão no nado *crawl* (GOURGOULIS *et al.*, 2008; 2013; 2014, 2015), foi definida a seguinte questão:

- Há diferença entre as forças propulsivas efetivas calculada com o modelo de Sanders e medida ao longo de um teste de nado atado?

Embora o modelo de Sanders (1999) tente incluir o efeito da aceleração da mão, o mesmo ignora os outros fatores que caracterizam uma condição como instável. Conseqüentemente, antes de buscar a resposta para o problema de pesquisa apresentado, foi

necessário revisar os estudos que compararam as condições estáveis e instáveis, destacando os seus métodos, limitações e resultados.

Além da revisão, também foi necessário definir previamente, para o cálculo das forças propulsivas, a área de referência da mão que seria empregada, uma vez que os estudos escolheram diferentes áreas. Por exemplo, alguns autores usaram áreas que independem da orientação da mão, como a área molhada (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999) e a área da superfície da palma da mão (SCHLEIHAUF, 1979; PAYTON; BARTLETT, 1995; GOURGOULIS *et al.*, 2013). Outros utilizaram áreas que variam com a orientação da mão, como a área frontal em relação ao fluxo (GARDANO; DABNICHKI, 2006; ROUBOA *et al.*, 2006) ou a área projetada para cada força (MARINHO *et al.*, 2009; 2010; VILAS-BOAS *et al.*, 2015).

Além disso, apesar de que alguns estudos demonstraram que existe semelhança na frequência de braçadas entre o teste de nado atado e a condição livre no nado *crawl* (CASTRO *et al.*, 2010; DOMINGUEZ-CASTELLS; ARELLANO, 2012; MOROUÇO *et al.*, 2014), Maglischo *et al.* (1984) destacaram algumas diferenças cinemáticas, tais como maior tempo para completar uma braçada e menor amplitude de movimento quando atado. Entretanto, Maglischo *et al.* (1984) somente analisaram a mão direita, o que não permitiu verificar se há simetrias bilaterais em ambas as condições.

A partir de todas essas colocações, o objetivo geral do presente estudo foi:

- Comparar as forças propulsivas efetivas calculada com o modelo de Sanders e medida ao longo de um teste de nado atado.

Para isso, o gesto propulsivo analisado foi o palmateio, por facilitar a visualização dos marcadores, uma vez que as mãos permanecem dentro da água, diferentemente do que ocorre nos nados competitivos, em que bolhas tendem a ser geradas quando a mão entra na água (PAYTON; BARTLETT, 1995; ROUBOA *et al.*, 2006). Logo, a ação investigada tende a diminuir os erros provenientes dos procedimentos de digitalização.

Por sua vez, os objetivos específicos foram:

- Revisar os efeitos das condições instáveis na propulsão na natação a partir de estudos que compararam as condições estáveis e instáveis;
- Comparar a força propulsiva efetiva obtida usando duas áreas: a área projetada da mão e a área da superfície da palma da mão;

- Comparar a frequência de ciclos, a velocidade, a aceleração, o ângulo de ataque e a amplitude de movimento de ambas as mãos entre as condições atada e livre.

Conforme os objetivos geral e específicos, quatro estudos foram definidos:

- Estudo 1: Efeitos das condições instáveis na propulsão gerada pelo movimento da mão na natação: Uma revisão sistemática. Esse trabalho foi aceito para publicação na *Journal of Sports Sciences* (Anexo A).
- Estudo 2: Área da palma da mão e área projetada da mão: Implicações do uso de diferentes áreas no cálculo da força propulsiva na natação. Esse trabalho foi publicado nos Anais do V Simpósio em Neuromecânica Aplicada (Anexo B).
- Estudo 3: A adequabilidade da inclusão da aceleração da mão no modelo de Sanders para estimar as forças propulsivas na natação. Esse trabalho está em revisão no periódico *Journal of Biomechanics* (Anexo C).
- Estudo 4: Diferenças cinemáticas entre as condições atada e livre na natação. Esse trabalho está em revisão no periódico *International Journal of Sports Medicine* (Anexo D).

## 2 ESTUDO 1 – REVISÃO DOS EFEITOS DAS CONDIÇÕES INSTÁVEIS

Efeitos das condições instáveis na propulsão gerada pelo movimento da mão na natação:

Uma revisão sistemática

Lara Elena Gomes e Jefferson Fagundes Loss

### Resumo

O entendimento da propulsão na natação é um fator chave na melhora do desempenho nesse esporte. Forças propulsivas têm sido quantificadas em condições estáveis desde a década de 1970, mas uma situação real de nado envolve condições instáveis. Assim, o objetivo do presente trabalho foi revisar os efeitos das condições instáveis na propulsão na natação conforme os estudos que compararam condições estáveis e instáveis, enquanto explorando seus métodos, limitações e resultados, assim como encorajando novos estudos de acordo com os achados desta revisão sistemática. Uma busca em bases de dados foi realizada, e somente os trabalhos que atingissem todos os critérios de elegibilidade foram incluídos. Seis estudos que compararam condições estáveis e instáveis usando experimentos físicos ou simulações numéricas foram selecionados. Estes verificaram os efeitos nas forças propulsivas de um ou mais fatores que caracterizam uma condição como instável. Consequentemente, mais pesquisas são necessárias para entender o efeito de cada variável individual que caracteriza uma condição como instável, assim como os efeitos dessas variáveis, como um todo, na propulsão na natação.

Palavras-chave: Aceleração. Força propulsiva. Medições diretas. Aproximação quase-estática.

### 2.1 INTRODUÇÃO

O entendimento da propulsão na natação é essencial para a melhora no desempenho nesse esporte. Por essa razão, vários estudos têm focado nesse tema ao longo dos últimos 45 anos. Apesar da tecnologia disponível, a propulsão na natação permanece um assunto intrigante na área da biomecânica.

Um dos pioneiros nessa área foi James “Doc” Counsilman, o qual tentou entender como os nadadores movem-se na água e relacionar o movimento dos nadadores com o movimento de animais aquáticos (BROWN; COUNSILMAN, 1971; LANGENDORFER,

2008). Brown e Counsilman (1971) destacaram que nadadores propelem-se predominantemente por meio da força de sustentação; isto é, com base nas análises das trajetórias das mãos, eles notaram que os nadadores geram propulsão realizando movimentos de palmateio e que as mãos exibem um componente de movimento para trás pequeno, o que implicaria em uma menor força de arrasto do que esperado.

Após os achados de Brown e Counsilman (1971), novos estudos foram desenvolvidos com o intuito de quantificar as forças de arrasto e de sustentação (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999). Nessas investigações, as forças foram calculadas por meio da aproximação quase-estática, a qual envolve as seguintes etapas (PAYTON; BARTLETT, 1995): (1) usando modelos, as forças são medidas para diferentes orientações de mão, enquanto a velocidade e a orientação da mão permanecem constantes e, em seguida, os coeficientes das forças de sustentação e de arrasto são calculados para cada orientação; (2) análise dos dados cinemáticos tridimensionais a partir de vídeos subaquáticos para definir a velocidade e a orientação das mãos; e (3) combinação das duas primeiras etapas. Ou seja, a partir da orientação da mão obtida na segunda etapa, é possível determinar os coeficientes das forças considerando os resultados da primeira etapa e, então, as forças são calculadas a partir das seguintes equações hidrodinâmicas:

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

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

em que  $D$  [N] e  $L$  [N] são as forças de arrasto e de sustentação, respectivamente,  $\rho$  [kg/m<sup>3</sup>] é a massa específica do fluido,  $v$  [m/s] é a velocidade da mão relativa ao fluido,  $C_D$  e  $C_L$  são os coeficientes de arrasto e de sustentação, respectivamente, e  $S$  [m<sup>2</sup>] é a área da mão.

Estudos têm sido conduzidos com essa aproximação (SCHLEIHAUF, 1979; CAPPAERT; PEASE; TROUP, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; BILINAUSKAITE *et al.*, 2013), e algumas das recomendações técnicas em relação ao movimento da mão na natação são baseadas nessa metodologia (KUDO *et al.*, 2008b). Por outro lado, essa análise assume que o escoamento em condições estáveis, em que a orientação e a velocidade da mão são constantes, é comparável ao escoamento durante uma situação real de nado, a qual é caracterizada por condições instáveis, já que há mudanças na velocidade, na

orientação e na forma da mão, assim como rotação dos membros (BIXLER; SCHLODER, 1996; TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006).

Consequentemente, com o intuito de verificar os efeitos das mudanças da velocidade e da orientação da mão e da rotação dos membros, alguns estudos compararam as forças obtidas em condições estáveis e instáveis. Esses trabalhos identificaram que as forças propulsivas em condições estáveis são menores do que aquelas em condições instáveis (BIXLER; SCHLODER, 1996; LAUDER; DABNICHKI, 2005; SATO; HINO, 2003; ROUBOA *et al.*, 2006; DABNICHKI, 2011; KUDO; VENNEL; WILSON, 2013). Apesar dessa conclusão em comum, eles focaram em um ou mais fatores que caracterizam uma condição como instável, apresentando diferentes perspectivas em relação à propulsão. Não obstante, as razões para as diferenças entre as forças propulsivas avaliadas em condições estáveis e instáveis permanecem indeterminadas (TAKAGI *et al.*, 2013). Desse modo, a propulsão na natação não é ainda completamente entendida.

Para verificar os efeitos de um ou mais fatores que caracterizam uma condição como instável nas forças propulsivas, é necessário comparar as forças obtidas em condições estáveis e instáveis. Infelizmente, os estudos que conduziram essa comparação não são ainda suficientes para explicar as diferenças entre as condições. Dessa forma, o objetivo do presente trabalho foi revisar os efeitos das condições instáveis na propulsão na natação conforme os estudos que compararam as condições estáveis e instáveis, enquanto explorando seus métodos, limitações e resultados, assim como encorajando novos estudos de acordo com os achados desta revisão sistemática.

## 2.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Uma busca foi conduzida (até agosto de 2013) em bases de dados eletrônicas tais como PubMed, SCOPUS e Science Direct. A pesquisa incluiu as seguintes palavras: [*“human swimming” OR “swimming” OR “swimmer” OR “swim”*] AND [*“propulsive force” OR “direct measurement” OR “propulsion” OR “unsteady” OR “acceleration” OR “hand”*]. Além disso, uma busca manual de referências relevantes em estudos publicados foi conduzida.

Não houve restrição em relação ao ano de publicação. Os critérios de elegibilidade para inclusão foram: (1) estudos sobre propulsão na natação que compararam as forças propulsivas em condições estáveis (ou usando a aproximação quase-estática) com as forças propulsivas em condições instáveis enquanto considerando, pelo menos, um fator que

caracteriza uma condição como instável; (2) estudos que analisaram, pelo menos, a mão ou um modelo similar a esta e (3) estudos que foram publicados em inglês. A busca também incluiu trabalhos completos publicados em anais de conferências. Entretanto, aqueles que não apresentavam uma descrição completa de seus métodos e/ou resultados foram excluídos. Após a exclusão dos estudos em duplicata, dois avaliadores independentes determinaram quais estudos seriam incluídos na revisão, analisando os títulos e resumos de todos os artigos, seguido da revisão do texto completo. Qualquer discordância entre os avaliadores foi resolvida via consenso.

## 2.3 RESULTADOS

Onze artigos foram selecionados conforme os seus títulos e resumos (PAI; HAY, 1988; BIXLER; SCHLODER, 1996; SATO; HINO, 2003; LAUDER; DABNICHKI, 2005; GARDANO; DABNICHKI, 2006; ROUBOA *et al.*, 2006; DABNICHKI, 2008; KUDO *et al.*, 2008b; DABNICHKI, 2011; KUDO; VENNEL; WILSON, 2013; TAKAGI *et al.*, 2013). Os textos completos das publicações foram avaliados com o intuito de determinar se eles estavam de acordo com os critérios de elegibilidade. Consequentemente, seis estudos foram selecionados (Figura 1). A Tabela 1 apresenta o resumo desses seis trabalhos.

O estudo de Pai e Hay (1988) foi excluído porque os autores analisaram um modelo cilíndrico em vez de um modelo similar a uma mão. Os estudos de Gardano e Dabnichki (2006), Kudo *et al.* (2008b) e Takagi *et al.* (2013) foram excluídos já que eles não compararam condições estáveis e instáveis. O estudo de Dabnichki (2008) foi excluído, uma vez que seus resultados foram apresentados em outro trabalho, o qual realizou uma análise mais aprofundada.

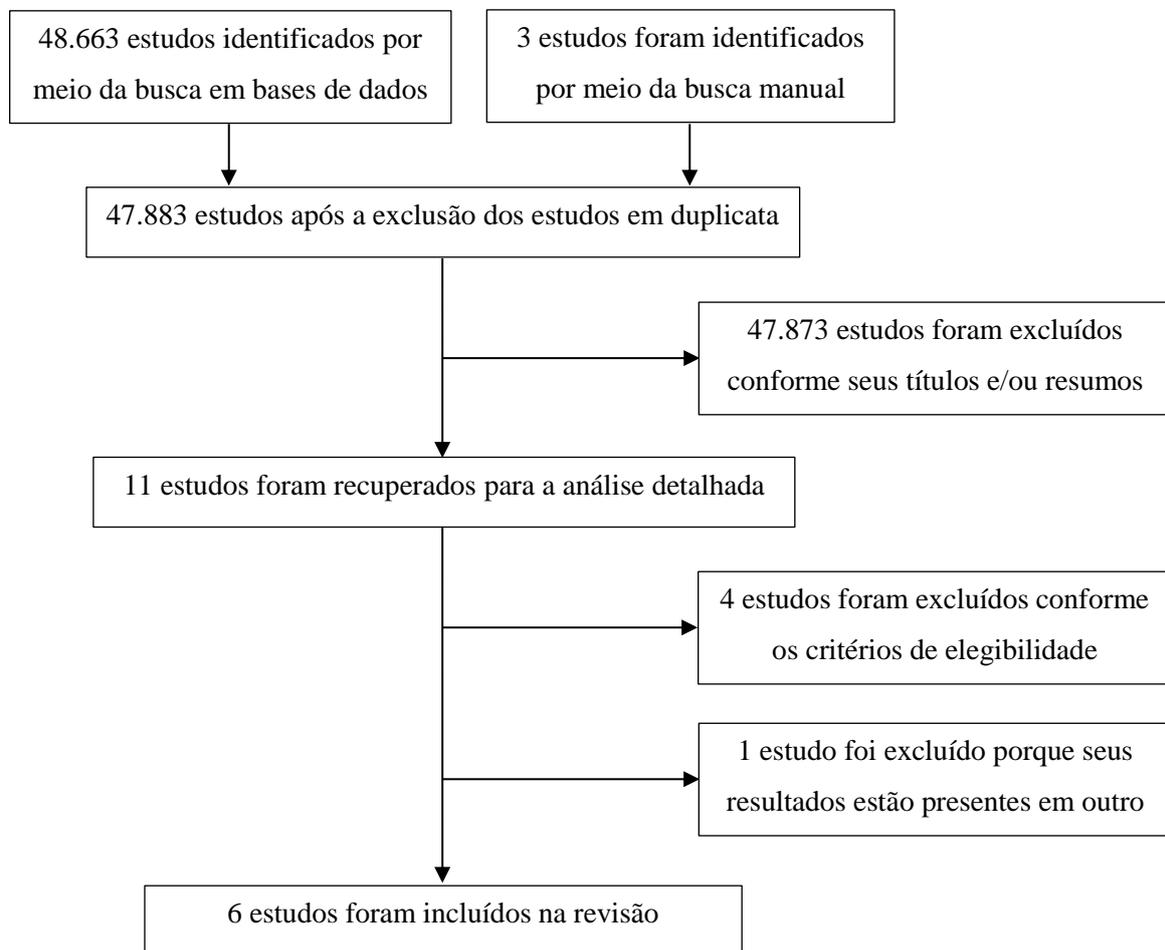
## 2.4 DISCUSSÃO

### 2.4.1 Métodos de comparação das condições estáveis e instáveis

A análise das forças de sustentação e de arrasto pode ser realizada por meio de experimentos físicos ou simulações numéricas. Experimentos físicos consistem em testar um modelo mecânico instrumentado de uma mão, mão/antebraço ou mão/antebraço/braço em um túnel de vento, canal aberto de água ou *swimming flume*, enquanto que as forças propulsivas são obtidas com um dinamômetro ou com sensores de pressão. Simulações numéricas

consistem em testar um modelo, mas as forças são determinadas por meio da Dinâmica Computacional de Fluidos (*CFD*). Além disso, o modelo pode ser testado em uma faixa de orientações, as quais são frequentemente definidas pelos ângulos de ataque e de orientação. O primeiro é o ângulo entre o vetor velocidade e o plano da mão (SANDERS, 1999; ROUBOA *et al.*, 2006); o segundo define a direção da borda da mão relativa ao escoamento (SCHLEIHAUF, 1979; PAYTON; BARTLETT, 1995).

**Figura 1** – Fluxograma dos estudos incluídos.



**Tabela 1** – Resumo dos estudos incluídos.

Estudo (ano)	Modelo	Método	Resultados chaves
Bixler e Schloder (1996)	Disco 2D com uma área similar a de uma mão.	Efeito da aceleração linear na força de arrasto usando <i>CFD</i> .	A força de arrasto foi maior (cerca de 40%) em condições com aceleração do que em condições estáveis.
Sato e Hino (2003)	Modelo 3D de uma mão.	Efeitos da aceleração linear usando <i>CFD</i> .	A força de arrasto foi maior em condições de fluxo acelerado do que em condições estáveis, e a força aumentou à medida que a aceleração aumentava.
Lauder e Dabnichki (2005)	Mão, antebraço e braço.	Compararam torques de ombro calculados pela aproximação quase-estática com medidas diretas obtidas usando um braço mecânico instrumentado em diferentes ângulos do cotovelo, enquanto que a extensão do ombro foi simulada.	Quando o cotovelo estava flexionado, o torque medido diretamente foi maior que o torque estimado.
Rouboa <i>et al.</i> (2006)	Modelo 2D de uma mão e antebraço.	Efeitos da aceleração linear usando <i>CFD</i> .	A força de arrasto foi, aproximadamente, 22,5% maior em uma condição de fluxo acelerado do que em uma condição estável.
Dabnichki (2011)	Mão, antebraço e braço.	Comparação do torque do ombro, forças de arrasto e de sustentação medidos experimentalmente, medidos diretamente usando um braço mecânico instrumentado e medidos experimentalmente e corrigidos considerando o	O torque do ombro e a força de arrasto obtidos experimentalmente, incluindo a correção da massa adicionada, foram próximos daqueles medidos diretamente.

efeito de massa adicionada.

Kudo, Vennell e Mão. Comparação das forças de sustentação e de No movimento angular, as forças foram 1,9 e 10  
Wilson (2013) arrasto usando um modelo mecânico vezes maiores do que no movimento linear. No  
instrumentado nas seguintes situações: movimento geral, as forças foram entre 1,7 e 25  
movimento angular, movimento geral e vezes maiores do que no movimento linear.  
movimento linear.

---

O uso de experimentos físicos precede o uso de simulações numéricas. Um dos pioneiros na metodologia de experimentos físicos foi Robert Schleihauf (1979), o qual aplicou a aproximação quase-estática para calcular as forças propulsivas na natação. Em relação à pesquisa realizada nesta revisão, Pai e Hay (1988) foram os primeiros a comparar os efeitos das condições estáveis e instáveis relacionadas à natação por meio de experimentos físicos, porém analisaram um modelo cilíndrico oscilando em um plano vertical sobre um eixo transversal normal ao fluxo.

Após isso, Bixler e Schloder (1996) compararam os efeitos das condições estáveis e instáveis analisando um disco que tinha uma área similar a de uma mão e simulando vários valores de aceleração linear; mais do que isso, esses autores introduziram o *CFD* no estudo da propulsão na natação (Tabela 1). Com um modelo melhor do que Bixler e Schloder (1996), Sato e Hino (2003) também compararam os efeitos de vários valores de aceleração linear na força de arrasto e no coeficiente da força de arrasto com *CFD* (Tabela 1). Seu modelo consistiu em uma mão com um espaço entre os dedos.

Além dos trabalhos de Bixler e Schloder (1996) e Sato e Hino (2003), Rouboa *et al.* (2006) também avaliaram os efeitos da aceleração linear com *CFD*. Eles compararam os efeitos das condições estáveis e instáveis nos coeficientes das forças de arrasto e de sustentação e na força de arrasto com um modelo de mão/antebraço orientado com ângulos de ataque de  $0^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $180^\circ$ , enquanto que o ângulo de orientação foi de  $0^\circ$ . De acordo com as figuras apresentadas nesse estudo, não havia espaço entre os dedos do modelo (Tabela 1).

Desse modo, Bixler e Schloder (1996), Sato e Hino (2003) e Rouboa *et al.* (2006) destacaram os efeitos da aceleração linear nas forças propulsivas por meio do *CFD*. Diferentemente, Lauder e Dabnichki (2005), usando um modelo similar ao reportado por Berger, Groot e Hollander (1995), compararam os perfis de torque do ombro calculados a partir da força de arrasto obtida pela aproximação quase-estática com as medidas obtidas usando um braço mecânico instrumentado com vários ângulos de extensão do cotovelo, enquanto que a extensão do ombro era simulada (Tabela 1). Consequentemente, eles avaliaram os efeitos de rotação do membro nos perfis do torque do ombro.

Dabnichki (2011), estendendo o estudo de Lauder e Dabnichki (2005), usou diferentes ângulos de extensão do cotovelo para comparar o torque do ombro e as forças de arrasto e de sustentação (i) medidos experimentalmente em um túnel de vento em condições estáveis (GARDANO; DABNICHKI, 2006), (ii) medidos diretamente usando um braço mecânico instrumentado (LAUDER; DABNICHKI, 2005) e (iii) medidos experimentalmente em um túnel de vento e corrigidos considerando o efeito de massa adicionada conforme o método dos elementos de contorno (Tabela 1). O efeito de massa adicionada e o desprendimento de vórtices são efeitos dinâmicos associados a um segmento acelerado imerso (PAI; HAY, 1988; SANDERS, 1999;

GARDANO; DABNICHKI, 2006). Assim, Dabnichki (2011) não somente comparou os efeitos das condições estáveis e instáveis (situação i versus situação ii), mas também verificou os efeitos de um método aplicado para corrigir as forças medidas em condições estáveis considerando um efeito instável.

Enquanto (i) Dabnichki (2011) e Lauder e Dabnichki (2005) avaliaram os efeitos de rotação do membro e (ii) Bixler e Schloder (1996), Sato e Hino (2003) e Rouboa *et al.* (2006) avaliaram os efeitos da aceleração linear, Kudo, Vennell e Wilson (2013) investigaram os movimentos linear, angular e geral (Tabela 1). Seus experimentos ocorreram em um *swimming flume*, no qual um modelo de mão mecânico instrumentado foi usado para comparar as forças de sustentação e de arrasto nas seguintes situações: (i) movimento angular (o *swimming flume* estava “desligado”; o modelo foi girado enquanto que a direção da aceleração do fluxo era tangencial ao arco de rotação da mão), (ii) movimento geral (o *swimming flume* estava “ligado”; o modelo foi girado em duas condições, uma com aceleração positiva da mão e outra com aceleração negativa da mão) e (iii) movimento linear (o modelo foi fixado e avaliado usando uma velocidade constante, caracterizando uma condição estável). O modelo de mão testado não apresentava espaço entre os dedos, com exceção do polegar que formava um ângulo de 30° com o dedo indicador (KUDO *et al.*, 2008a).

#### 2.4.2 Resultados e limitações dos estudos revisados

Bixler e Schloder (1996), Sato e Hino (2003) e Rouboa *et al.* (2006) verificaram os efeitos da aceleração linear na força de arrasto com *CFD*. Esses estudos indicam que a força de arrasto é maior em condições com aceleração do que com uma velocidade constante (Tabela 1). Embora os modelos de Sato e Hino (2003) e Rouboa *et al.* (2006) foram melhores do que o de Bixler e Schloder (1996) (Tabela 1), Bixler e Schloder (1996) simularam vários valores de aceleração (de 0 a 23,5 m/s<sup>2</sup>), enquanto que Rouboa *et al.* (2006) simularam uma aceleração de 6 m/s<sup>2</sup> com um modelo bidimensional de uma mão e antebraço, e Sato e Hino (2003) simularam valores de 1 a 5 m/s<sup>2</sup> com um modelo tridimensional de uma mão.

As orientações das mãos simuladas nesses estudos foram limitadas, uma vez que Bixler e Schloder (1996) e Sato e Hino (2003) realizaram suas avaliações somente com um ângulo de ataque de 90° (o ângulo de orientação não foi informado) e Rouboa *et al.* (2006) realizaram suas avaliações com ângulos de ataque de 0°, 90° e 180° e com um ângulo de orientação de 0°. Outra limitação é em relação à forma da mão. Enquanto Bixler e Schloder (1996) usaram um modelo muito simples (um disco), os outros dois estudos analisaram só uma possibilidade de forma de mão, assim como um único tamanho de modelo foi analisado.

Além disso, as forças propulsivas são dependentes não somente do tamanho, da orientação, da forma e da velocidade da mão, mas também dependem da aceleração naquele tempo e no histórico da aceleração anterior àquele tempo (BIXLER; SCHLODER, 1996; ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Logo, é possível concluir que os estudos de Sato e Hino e de Rouboa *et al.* (2006) têm outras limitações, já que eles avaliaram valores constantes de aceleração.

Baseados em experimentos físicos, Kudo, Vennell e Wilson (2013) conduziram uma investigação que considerou os movimentos linear, angular e geral e notaram que as forças propulsivas foram maiores em condições instáveis (movimentos angular e geral) do que em condições estáveis (movimento linear); isso foi verdade não somente quando a aceleração da mão foi positiva, mas também quando foi negativa (Tabela 1).

Lauder e Dabnichki (2005) observaram que o torque do ombro medido foi maior que o torque do ombro estimado pela aproximação quase-estática (Tabela 1), o que indica que a força de arrasto medida foi maior do que a força de arrasto estimada, uma vez que somente essa força foi considerada. Outro resultado interessante do trabalho de Lauder e Dabnichki (2005) é o fato de que eles encontraram o maior torque medido, em termos de um platô mais prolongado dos valores próximos ao pico, com um ângulo de extensão do cotovelo de 160°.

Dabnichki (2011), o qual estendeu o estudo mencionado anteriormente, observou que o torque do ombro e a força de arrasto obtidos experimentalmente (GARDANO; DABNICHKI, 2006), incluindo a correção de massa adicionada, foram muito próximos daqueles medidos experimentalmente (Tabela 1). Dessa forma, o efeito de massa adicionada pode explicar o padrão do torque medido.

Dabnichki (2011) também destacou que o efeito de massa adicionada é mais importante do que o desprendimento de vórtices, porque este último efeito dinâmico não foi considerado e a correção da massa adicionada foi suficiente para obter uma boa concordância entre (i) o torque do ombro e a força de arrasto medidos diretamente (LAUDER; DABNICHKI, 2005) e (ii) o torque do ombro e a força de arrasto obtidos experimentalmente (GARDANO; DABNICHKI, 2006) e corrigidos considerando o efeito de massa adicionada. Entretanto, Lauder e Dabnichki (2005), Dabnichki (2011) e os outros quatro estudos não avaliaram mudanças de sentido do movimento da mão que ocorrem na natação, os quais são relacionados ao desprendimento de vórtices (ARELLANO, 1999; MATSUUCHI *et al.*, 2009; TAKAGI *et al.*, 2013; TAKAGI *et al.*, 2014b). Ainda, existe evidência de que vórtices que giram em sentidos opostos, os quais fornecem propulsão, não ocorrem ao longo de toda a braçada; em vez disso, eles ocorrem em um ângulo de ataque particular e em resposta à aceleração da mão (TAKAGI *et al.*, 2013).

Apesar de que uma comparação entre os resultados dos estudos não é simples devido às diferentes abordagens, Kudo, Vennell e Wilson (2013) empenharam-se para comparar seus resultados com os de outros trabalhos. Esses autores encontraram uma força de 37 N no movimento angular quando o ângulo de ataque foi de 90°, a aceleração do fluxo tangencial ao arco de rotação da mão foi de 12 m/s<sup>2</sup> e a velocidade do fluxo relativa à mão foi de 1,8 m/s, enquanto que a força de arrasto na condição sem aceleração foi igual a 20 N. Com um ângulo de ataque de 90°, uma velocidade de 2 m/s e uma aceleração de 6 m/s<sup>2</sup>, Rouboa *et al.* (2006) encontraram uma força de arrasto de 54,440 N, enquanto que na condição sem aceleração, a força foi 44,428 N. Sato e Hino (2003), com um ângulo de ataque de 90°, uma velocidade de 2 m/s e uma aceleração de 5 m/s<sup>2</sup>, encontraram uma força de arrasto de 95 N, enquanto que essa força foi, aproximadamente, 70 N na condição sem aceleração. Bixler e Schloder (1996), com um ângulo de ataque de 90° e acelerações constantes de 4,96 e 6,20 m/s<sup>2</sup>, encontraram médias de 74 e 113 N para a força de arrasto, respectivamente, enquanto que a média foi de 58 e 97 N na condição sem aceleração.

Segundo Kudo, Vennell e Wilson (2013), as diferenças entre as pesquisas podem ser relacionadas ao tamanho dos modelos e ao histórico da aceleração da mão, uma vez que os resultados anteriormente mencionados de Bixler e Schloder (1996), Sato e Hino (2003) e Rouboa *et al.* (2006) foram obtidos com valores constantes de aceleração. A diferença também pode ser devida às diferentes formas dos modelos, as quais afetam as forças propulsivas (MINETTI; MACHTSIRAS; MASTERS, 2009; MARINHO *et al.*, 2009; 2010; LORENTE *et al.*, 2012; BILINAUSKAITE *et al.*, 2013).

Com o intuito de comparar seus resultados com os de Lauder e Dabnichki, Kudo, Vennell e Wilson (2013) estimaram o torque devido à força que atua na mão e no antebraço quando o modelo estava a 90° em relação ao fluxo do *flume* e a aceleração no ponto médio da área plana imersa do antebraço era de 1,3 m/s<sup>2</sup>. Eles encontraram um torque de 56 Nm, enquanto que Lauder e Dabnichki (2005) mediram um torque de aproximadamente 60 Nm quando o cotovelo estava completamente estendido e a posição angular do ombro estava entre 50 e 90°.

### 2.4.3 Sugestões para novos estudos

Quais são os mecanismos que aumentam a propulsão? Como os nadadores podem aumentar a propulsão? Quais são as técnicas de nado mais efetivas? Infelizmente, os estudos sobre propulsão na natação não conseguem responder essas questões ainda e, devido à complexidade desse fenômeno, levará tempo para respondê-las. O que nós sabemos sobre a propulsão gerada pelo movimento das mãos? Sabemos que as forças propulsivas em condições instáveis são maiores do

que aquelas em condições estáveis, mas as razões para essa diferença permanecem não determinadas (TAKAGI *et al.*, 2013).

Considerando os experimentos físicos, os resultados de Kudo, Vennell e Wilson (2013) levantam dúvidas se um aumento ou uma diminuição na aceleração necessariamente implica em uma maior força propulsiva. Desse modo, uma futura investigação poderia verificar o efeito do histórico da aceleração linear da mão na propulsão. Essa sugestão de pesquisa é simples em comparação com alguns outros estudos (KUDO; VENNELL; WILSON, 2013; SATO; HINO, 2013; TAKAGI *et al.*, 2014b), mas seria benéfica para o entendimento do efeito da mudança da aceleração linear na propulsão. Além disso, seria interessante verificar os efeitos da mudança do sentido do movimento da mão. Outro passo seria avaliar o efeito do histórico da aceleração associado com a mudança da orientação ou do sentido do movimento da mão usando experimentos físicos. Embora Takagi *et al.* (2014b) elucidaram alguns mecanismos propulsivos quando analisaram a braçada do nado *crawl*, tal análise deve ser tridimensional, como os próprios autores destacaram. Ainda, seria benéfico adicionar a variação do ângulo de flexão do cotovelo na análise (LAUDER; DABNICHKI, 2005), e é importante que a análise inclua, pelo menos, o antebraço além da mão (BIXLER; RIEWALD, 2002).

Essas análises poderiam ser conduzidas com o uso do *Particle Image Velocimetry (PIV)* com o intuito de avaliar o campo de fluxo instável ao redor do modelo. Apesar das desvantagens relacionadas ao *PIV* – tais como limitações na área de observação (TAKAGI *et al.*, 2014a) – os estudos realizados com o *PIV* têm esclarecido alguns mecanismos propulsivos, especialmente a geração de vórtices associada com a mudança do sentido do movimento da mão (MATSUUCHI *et al.*, 2009; TAKAGI *et al.*, 2013; 2014b)

Uma vez que a simulação computacional apresenta dificuldades em lidar com o movimento de um corpo flexível e articulado (SATO; HINO, 2013), o *CFD* poderia ser utilizado para verificar o efeito da aceleração linear negativa e positiva na propulsão, aplicando valores que sejam mais similares aos observados no nado real. É importante avaliar ambos os componentes da força de sustentação, porque essa força só pode ser estimada corretamente quando as forças nas três dimensões são determinadas, já que, por definição, a força de sustentação atua em um plano perpendicular à força de arrasto (BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; SANDERS, 1999; BIXLER; RIEWALD, 2002).

Outra possibilidade de estudo seria investigar a aceleração associada com várias formas e tamanhos de mãos usando o *CFD* e experimentos físicos. De acordo com alguns trabalhos, existe um espaço ótimo entre os dedos para a propulsão devido a um aumento da área de projeção da mão com um espaço que não permita que a água flua livremente entre os dedos (MINETTI *et al.*, 2009; MARINHO *et al.*, 2010; LORENTE *et al.*, 2012; BILINAUSKAITE *et al.*, 2013). Esses trabalhos

avaliaram o efeito de várias formas da mão na propulsão; para o nosso conhecimento, contudo, ninguém verificou a interação entre a aceleração da mão e as formas e os tamanhos da mão ou os efeitos de mudar a forma da mão na propulsão.

Essa última sugestão reflete o fato de que a propulsão não é afetada por somente um fator ou por uma variável. A propulsão é resultado da interação entre o movimento do corpo do nadador e a água deslocada (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006; UNGERECHTS; ARELLANO, 2011). Assim, uma possibilidade adicional para estudo seria analisar a força propulsiva efetiva de nadadores – medida por meio do teste de nado estacionário ou semi-estacionário – e analisar a associação entre a força propulsiva efetiva e a trajetória, a aceleração, a velocidade e a orientação da mão.

Outra forma potencial de verificar os efeitos das condições instáveis na propulsão é por meio do uso de sensores de pressão. Como Takagi e Wilson (1998) afirmaram, o uso de sensores de pressão pode ser considerado prático e vantajoso para avaliar a força hidrodinâmica que atua na mão durante o nado real, e também é possível obter as forças propulsivas que atuam na mão conforme o método apresentado por Kudo *et al.* (2008b). Além disso, sensores de pressão também podem ser usados para verificar os resultados provenientes do *CFD* e interpretar as imagens obtidas com o *PIV* (TAKAGI *et al.*, 2014a).

Uma limitação da presente revisão é que somente os estudos que estavam de acordo com os critérios de elegibilidade foram incluídos e conduziram a discussão, apesar de que outros trabalhos também tratam sobre propulsão na natação. Por outro lado, esta revisão segue determinadas diretrizes (MOHER *et al.* 2009). Por exemplo, foi conduzida por meio de um método sistemático, explícito para identificar aquelas pesquisas que deveriam ser incluídas, resumiu os principais resultados e limitações dos trabalhos incluídos. Além disso, a revisão também apresenta sugestões para novos estudos.

## 2.5 CONCLUSÃO

Embora a propulsão na natação não seja ainda completamente compreendida, estudos que compararam as condições estáveis e instáveis concordam que as forças propulsivas em condições instáveis são maiores do que em condições estáveis. A questão é “Por que essas forças aumentam nas condições instáveis?”. Cada estudo fornece uma peça do quebra-cabeça, mas muita pesquisa é ainda necessária. As limitações dos trabalhos incluídos nesta revisão sistemática são compreensíveis, se o tempo gasto na análise e a tecnologia disponível são considerados. Desse modo, as sugestões mencionadas anteriormente não serão tarefas fáceis de serem cumpridas, mas podem ajudar a esclarecer os mecanismos subjacentes à propulsão na natação.

### 3 ESTUDO 2 – ÁREA DA PALMA DA MÃO VERSUS ÁREA PROJETADA DA MÃO

Área da palma da mão e área projetada da mão: Implicações do uso de diferentes áreas no cálculo da força propulsiva na natação

Lara Elena Gomes, Lucas Boeira e Jefferson Fagundes Loss

#### 3.1 INTRODUÇÃO

A propulsão na natação é considerada um dos fatores determinantes para o desempenho nesse esporte. Dessa forma, vários trabalhos foram realizados com o intuito de estimar as forças propulsivas, isto é, as forças de arrasto e de sustentação (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; SANDERS, 1999; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNELL; WILSON, 2013). Uma forma de obter as forças propulsivas é por meio da análise quase-estática, na qual dados cinemáticos de nadadores, tais como a velocidade e a orientação da mão, são usados para estimar as forças a partir da seguinte equação geral (SCHLEIHAUF, 1979; PAYTON; BARTLETT, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999):

$$F_{dir} = 1/2 \rho v^2 C_F S \quad \text{Equação 3}$$

em que,  $F_{dir}$  [N] é uma força propulsiva que atua em uma determinada direção,  $\rho$  [kg/m<sup>3</sup>] é a massa específica do fluido,  $v$  [m/s] é a velocidade da mão,  $C_F$  é o coeficiente da respectiva força determinado conforme a orientação da mão e  $S$  [m<sup>2</sup>] é a área do membro que gera propulsão.

Em relação a essa área na Equação 3, pode ser observado nos estudos que há diferença na definição e, conseqüentemente, na determinação da área. Por exemplo, em alguns trabalhos (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999), a área molhada da mão e do antebraço foi usada, sendo que essa área compreende a superfície total exposta ao fluxo (VOGEL, 1994). Outros autores (SCHLEIHAUF, 1979; PAYTON; BARTLETT, 1995; GOURGOULIS *et al.*, 2008; 2013) usaram a área da superfície da palma da mão, enquanto outros usaram a área frontal da mão em relação ao fluxo (GARDANO; DABNICHKI, 2006; ROUBOA *et al.*, 2006). Em outros estudos (MARINHO *et al.*, 2009; 2010), foi usada a área projetada conforme a orientação da mão, a qual compreende a área que contribui efetivamente para gerar determinada força.

A área frontal e a área projetada da mão dependem da orientação do membro, assim, mudam constantemente durante um gesto propulsivo. Desse modo, quando uma dessas duas áreas é usada, há um valor de área empregado na equação para cada orientação do membro. Já os valores da área molhada e da área da superfície da palma da mão permanecem constantes na equação independentemente da orientação do membro.

A definição da área empregada na estimativa das forças propulsivas e de seus respectivos coeficientes não é um problema que envolve somente os estudos sobre propulsão na natação. Alexander (1990) também observou que isso ocorre na biologia. Esse autor comparou os coeficientes de arrasto calculados usando a área molhada e a área frontal entre duas espécies de isópodes e observou que uma espécie apresentava um coeficiente maior quando uma determinada área era empregada, mas o resultado era o oposto quando a outra área era usada.

Embora, na biologia, já foi observado que existe diferença nos resultados quando áreas diferentes são empregadas, esse assunto parece que ainda não foi avaliado por estudos sobre propulsão na natação. Assim, o objetivo do presente trabalho foi comparar a força propulsiva que atua na direção do movimento desejado, obtida usando duas áreas: a área projetada, a qual depende da orientação da mão, e a área da superfície da palma da mão, a qual não depende da orientação da mão.

### 3.2 MATERIAIS E MÉTODOS

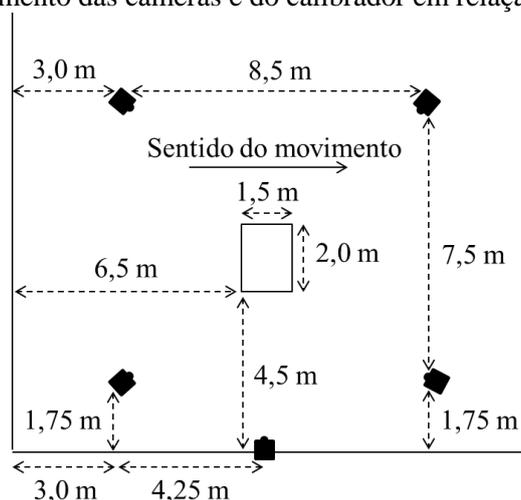
Com o intuito de verificar se há diferença na força propulsiva efetiva, que é a força propulsiva que atua na direção do movimento desejado (PAYTON; BARTLETT, 1995; GOURGOULIS *et al.*, 2008), essa força foi estimada a partir de dados cinemáticos obtidos de nadadores, os quais realizaram palmateio com o objetivo de se deslocar para frente ao mesmo tempo em que estavam atados a um cabo rígido. O palmateio foi a ação propulsiva investigada, uma vez que diminui alguns problemas relacionados à visualização dos marcadores, já que não há bolhas decorrentes da entrada da mão na água, o que ocorre nos nados competitivos (PAYTON; BARTLETT, 1995; ROUBOA *et al.*, 2006).

A amostra foi composta por 13 nadadores ( $20,2 \pm 5,8$  anos;  $1,71 \pm 0,08$  m;  $63,2 \pm 9,6$  kg), os quais deveriam ter, no mínimo, cinco anos de experiência na natação e um ano de experiência na realização de palmateio. Todos os participantes ou os seus responsáveis, no caso de menores de idade, assinaram o termo de consentimento, e o presente trabalho foi aprovado pelo comitê de ética da universidade aonde foi realizado.

Para a coleta de dados, foram usadas cinco câmeras de vídeo (Dual Camera Waterproof VPC – WH1 Sanyo;  $640 \times 480$  pixels; 60 Hz), posicionadas abaixo do nível da água (Figura 2; ver

também Figura 4) e sincronizadas por meio de um sinal luminoso. Também foi usado um calibrador (1,50 x 0,75 x 2,00 m<sup>3</sup>) com 25 pontos controles, o qual foi posicionado de forma que o eixo X foi alinhado com a direção longitudinal, o eixo Y com a direção vertical e o eixo Z com a direção transversal do movimento do corpo se o mesmo não estivesse atado.

**Figura 2** – Posicionamento das câmeras e do calibrador em relação às bordas da piscina.



O contorno de ambas as mãos dos nadadores foi desenhado sobre papel milimetrado e, após, fitas reflexivas foram colocadas ao redor do punho, da falange distal do terceiro dedo e das falanges proximais dos segundo e quinto dedos de ambas as mãos. Batom preto também foi aplicado ao redor dos marcadores para melhorar a visualização dos mesmos.

Anteriormente ao teste, foram realizados um aquecimento e a familiarização com as condições de coleta. O teste consistiu na execução de 30 segundos de esforço máximo realizando palmateio em decúbito ventral com a intenção de se deslocar para frente com as mãos movendo-se entre os quadris e a cabeça, enquanto o participante estava atado à parede da piscina por meio de um cabo de aço rígido.

Durante o teste, também foram usados um *snorkel* frontal (Hammerhead®) e flutuadores ao redor e entre as pernas com a intenção de evitar, respectivamente, o efeito da respiração e do batimento de pernas sobre os dados cinemáticos. O teste foi iniciado e finalizado por meio de um sinal sonoro.

Para a análise, os dois primeiros segundos do teste foram removidos (DIOGO *et al.*, 2010), os marcadores foram digitalizados manualmente por um operador experiente no *software* Dvideow (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). As coordenadas tridimensionais foram obtidas aplicando o

método de transformação linear direta nesse *software*. Após, todos os procedimentos de filtragem e cálculos foram conduzidos no *software* Matlab (R2009b).

As coordenadas foram suavizadas por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte determinada com auxílio da análise residual (WINTER, 2005). A orientação de cada mão foi definida por meio dos ângulos de ataque e de orientação (ver Figura 5), em que o primeiro é o ângulo entre o plano da mão e o vetor velocidade da mão, e o segundo define a direção da borda da mão relativa ao escoamento (SCHLEIHAUF, 1979). Para estimar a orientação, o plano da mão foi determinado considerando dois vetores: um vetor do punho à falange distal do terceiro dedo e um vetor da falange proximal do segundo dedo à falange proximal do quinto dedo. O produto vetorial entre esses dois vetores representou o plano da mão ( $\mathbf{n}$ ), enquanto que o vetor velocidade ( $\mathbf{v}$ ) foi obtido após a suavização, seguindo os mesmos procedimentos de filtragem já descritos, dos valores obtidos pela derivação em relação ao tempo da posição do ponto médio dos quatro pontos analisados. O ângulo de ataque ( $\alpha$ ) foi estimado conforme a seguinte equação:

$$\alpha = 90^\circ - \cos^{-1} \left( \frac{\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}}{|\mathbf{v}| |\mathbf{n}|} \right) \quad \text{Equação 4}$$

O ângulo de orientação foi calculado considerando o deslocamento do ponto médio ( $\mathbf{d}$ ) e o sistema de referência da mão. A projeção de  $\mathbf{d}$  nos eixos paralelos ao plano da mão ( $\mathbf{d}_x$  e  $\mathbf{d}_y$ ) foi determinada, e a tangente entre  $\mathbf{d}_x$  e  $-\mathbf{d}_y$ , em que  $360^\circ$  foi somado quando o ângulo era negativo, foi igual ao ângulo de orientação.

Os coeficientes das forças propulsivas foram determinados a partir dos ângulos de ataque e de orientação, os quais foram os dados de entrada para as séries de Fourier descritas por Sanders (1999)<sup>1</sup>. Após isso, cada força propulsiva (arrasto e os dois componentes da força de sustentação) foi estimada de acordo com a seguinte equação geral (SANDERS, 1999):

$$F_{dir} = 1/2 \rho v^2 C_v S + D_a \rho S |a_x| \quad \text{Equação 5}$$

em que,  $F_{dir}$  (N) é uma força que atua em uma direção,  $\rho$  ( $\text{kg/m}^3$ ) é a massa específica da água ( $996 \text{ kg/m}^3$ ),  $v$  (m/s) é a velocidade resultante da mão,  $C_v$  é o coeficiente de velocidade,  $D_a$  (m) é o

<sup>1</sup> Para um melhor entendimento, o Apêndice A ilustra exemplos de valores de coeficientes encontrados.

coeficiente de aceleração,  $a_x$  ( $m/s^2$ ) é a aceleração da mão na direção do seu movimento e  $S$  ( $m^2$ ) é a área da mão, a qual foi estimada de duas formas.

A Equação 5, descrita por Sanders (1999), foi aplicada, em vez da Equação 3, uma vez que ela incorpora, com algumas limitações, o efeito da aceleração, o qual contribui para o aumento da força propulsiva (SANDERS, 1999; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNELL; WILSON, 2013) e também porque os coeficientes para cada mão foram estimados seguindo o modelo proposto por Sanders (1999).

A área da superfície da palma de cada mão foi calculada como sendo a área da figura formada pelo contorno da mão. Já a área projetada foi estimada para cada força e para cada instante, como sendo o módulo do produto entre (1) a área da superfície da palma da mão e (2) o produto escalar entre o vetor unitário da direção da força considerada e o vetor unitário de  $\mathbf{n}$ .

A aceleração da mão foi obtida por meio da derivação da velocidade em relação ao tempo e, após, foi filtrada seguindo os mesmos procedimentos já descritos. A aceleração da mão na direção do seu movimento foi calculada por meio do produto escalar entre a aceleração da mão e o vetor unitário da velocidade da mão (SANDERS, 1999).

A força propulsiva efetiva foi obtida pelo somatório dos componentes das forças que atuam na direção do movimento desejado (direção X) de ambas as mãos<sup>2</sup>. Para a análise, os 28 segundos de teste foram divididos em sete intervalos de 4 segundos cada, e a média das forças propulsivas efetivas foram determinadas para cada intervalo de cada participante.

Para verificar a acurácia do sistema de medida, oito marcadores posicionados no volume de calibração, mas não usados como pontos controles, foram digitalizados ao longo de 10 quadros. O erro de medida foi estimado como a diferença média absoluta (PSYCHARAKIS; SANDERS; MILL, 2005), a qual foi igual a 4,0 mm para o eixo X, 1,0 mm para o eixo Y e 3,4 mm para o eixo Z.

Para a análise estatística de cada intervalo, primeiramente, o método de Limites de Concordância (BLAND; ALTMAN, 1986; 2007) foi aplicado para verificar se as forças propulsivas efetivas calculadas com áreas diferentes poderiam ser usadas de forma intercambiável, sendo que os limites foram estabelecidos como sendo a média da diferença  $\pm 2$ \*desvio-padrão da diferença. Também foi verificada a associação entre a diferença e a média das duas forças (MANTHA *et al.*, 2000) por meio do teste de correlação de Pearson. Como a literatura não dá suporte para a escolha *a priori* dos limites de concordância aceitáveis nesse caso, um teste *t* para amostras dependentes também foi aplicado para comparar as forças, assim como a regressão linear Passing-Bablok (PASSING; BABLOK, 1983) foi conduzida para cada intervalo. Os testes foram realizados após a

---

<sup>2</sup> Para um melhor entendimento, os Apêndices B e C ilustram exemplos de forças propulsivas e forças propulsivas efetivas obtidas considerando a área da superfície da palma da mão.

verificação da normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. Embora a normalidade não fora atingida para duas variáveis (entre 28 variáveis), os testes paramétricos foram aplicados devido ao pequeno tamanho amostral (HOPKINS *et al.*, 2009). O método de Limites de Concordância e a regressão Passing-Bablok foram realizados no *software* Matlab, enquanto que os outros testes foram realizados no *software* SPSS (versão 17.0 *for Windows*). O nível de significância de 5% foi adotado para todos os testes.

### 3.3 RESULTADOS

A Figura 3 ilustra os resultados do método de Limites de Concordância. Pode ser observado que a diferença média foi positiva em todos os intervalos (Figura 3), indicando que, em média, a força propulsiva efetiva estimada usando a área da superfície da palma da mão foi maior em todos os intervalos do que usando a área projetada. Esse resultado foi confirmado por meio da comparação entre as forças (Tabela 2).

Também é possível observar na Figura 2 que há um erro proporcional, uma vez que a diferença entre as forças cresce à medida que a média das forças aumenta. Esse resultado foi confirmado pela regressão Passing-Bablok (Tabela 2), em que  $p > 0,05$  indica que há uma relação linear entre as forças, enquanto que o intervalo de confiança da inclinação aponta que há esse erro proporcional, uma vez que esse intervalo de confiança não inclui o número 1. Já o intervalo de confiança do intercepto inclui o número 0, indicando a ausência de um erro fixo em todos os intervalos.

### 3.4 DISCUSSÃO

Estudos que estimaram as forças propulsivas na natação usaram diferentes áreas como referência no cálculo das forças (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; GOURGOULIS *et al.*, 2013; MARINHO *et al.*, 2010). Embora, na biologia, já tenha sido verificado que há diferença na estimativa das forças quando usando uma determinada área (ALEXANDER, 1990), na natação, parece que esse problema ainda não tinha sido avaliado. Assim, o presente trabalho evidencia que a escolha da área da mão tem efeitos significativos sobre os resultados das forças propulsivas estimadas na natação.

Os resultados demonstram que a força propulsiva efetiva estimada usando a área da superfície da palma da mão é maior do que a força estimada usando a área projetada (Figura 3 e Tabela 2). Por meio da análise dos resultados encontrados, é possível pensar que a diferença encontrada – em torno de 1 N – é muito pequena. Contudo, essa diferença implica que a força

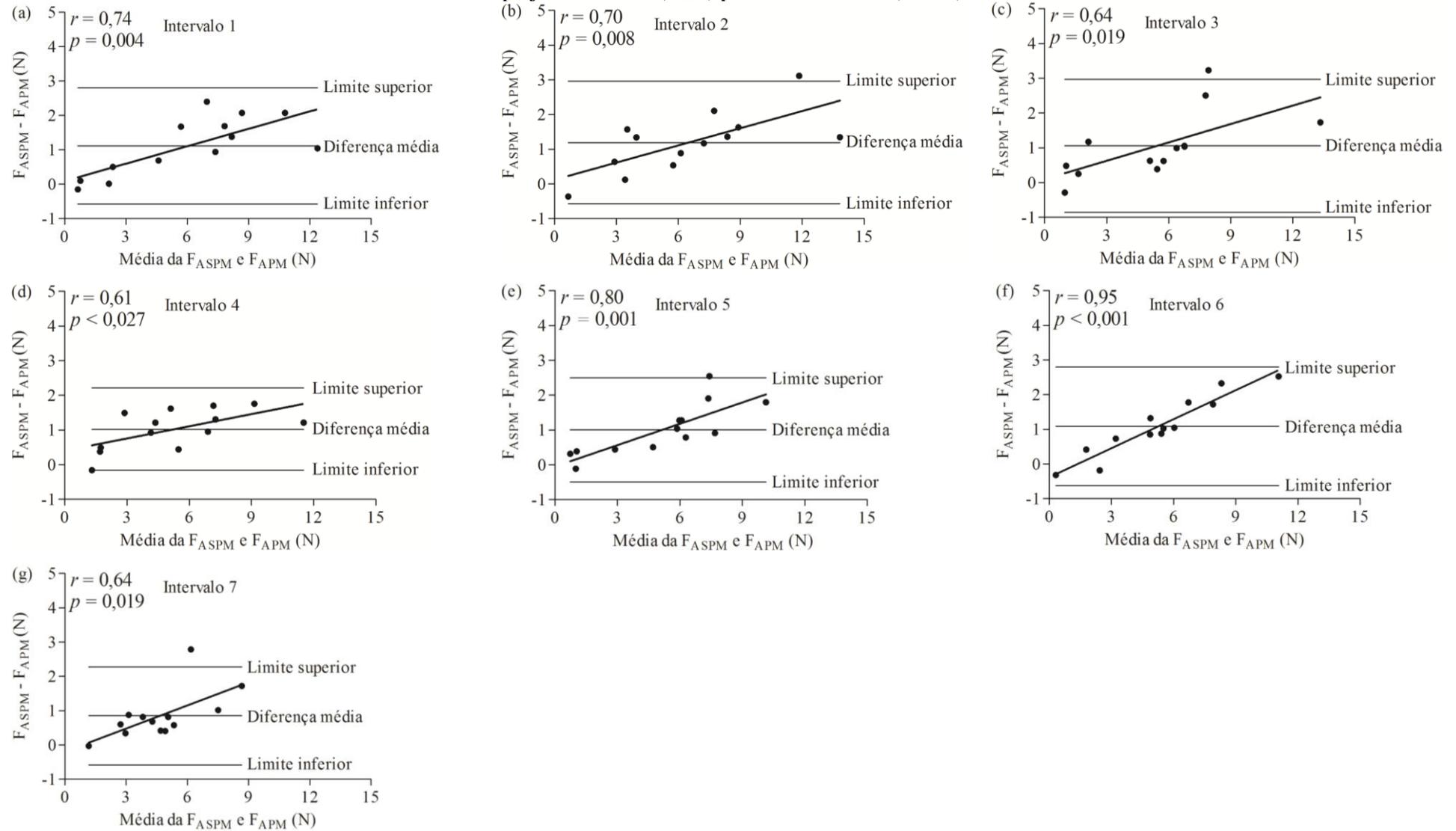
propulsiva efetiva estimada usando a área da superfície da palma da mão é aproximadamente 21% maior do que a força estimada usando a área projetada (Tabela 2).

Também é necessário considerar que o cálculo das forças propulsivas subestima a força propulsiva efetiva (LAUDER; DABNICHKI, 2005; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNELL; WILSON, 2013; GOMES *et al.*, 2013). A análise quase-estática, em que se aplica a Equação 3, subestima os valores das forças propulsivas, porque desconsidera a variação da velocidade, da orientação e da direção da mão e a rotação do membro (LAUDER; DABNICHKI, 2005; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNELL; WILSON, 2013). Para amenizar essa limitação, o presente estudo estimou as forças usando o modelo proposto por Sanders (1999). Apesar de que esse modelo tenta incorporar o efeito da aceleração, ele também subestima a força propulsiva efetiva (GOMES *et al.*, 2013). Assim, a diferença de aproximadamente 21% entre as forças também se torna importante à medida que o cálculo por si só subestima as força propulsivas. Desse modo, o resultado encontrado indica que, com o intuito de estimar as forças propulsivas por meio das Equações 3 ou 5, é aconselhável usar como área de referência a área da superfície da palma da mão, evitando subestimar mais ainda as forças propulsivas, assim como essa área é livre de erros provenientes dos procedimentos de digitalização e de reconstrução.

Além disso, também foi possível observar que, além dos limites de concordância serem muito amplos, os pontos nos gráficos de Bland-Altman não apresentaram um comportamento aleatório ou heterogêneo (Figura 3), uma vez que foi encontrada associação entre a diferença e a média das forças, o que implica em um erro nas medidas (MANTHA *et al.*, 2000). Essa associação indica que à medida que a média das forças cresce, a diferença entre as forças também aumenta. Desse modo, a diferença nas forças propulsivas efetivas obtidas usando a área da superfície da palma da mão e a área projetada da mão é maior quando as forças são maiores. Esse erro também foi confirmado por meio da análise de regressão Passing-Bablok, uma vez que os intervalos de confiança das inclinações das retas não incluíram o número 1 (Tabela 2).

Com o intuito de compreender melhor os resultados, também foram verificados os componentes da força de sustentação e da força de arrasto estimados usando as duas áreas. Uma análise qualitativa dessas forças possibilitou notar que a escolha da área tem um impacto maior na estimativa do segundo componente da força de sustentação, porque os coeficientes de velocidade e de aceleração dessa força são muito baixos, assim a área torna-se importante nesse cálculo (ver a Equação 5), embora o componente dessa força que atua na direção do movimento desejado seja pequeno.

**Figura 3** – Gráficos de Bland-Altman e a associação entre a diferença e a média das forças estimadas com a área da superfície da palma da mão ( $F_{ASPM}$ ) e a área projetada da mão ( $F_{APM}$ ) para cada intervalo ( $n = 13$ ).



**Tabela 2** – Média  $\pm$  desvio-padrão das forças propulsivas efetivas estimadas com a área da superfície da palma da mão ( $F_{ASPM}$ ) e a área projetada da mão ( $F_{APM}$ ) para cada intervalo, resultado da comparação entre as forças e da regressão Passing-Bablok em que  $x$  é a  $F_{ASPM}$ ,  $y$  é a  $F_{APM}$  e IC é o intervalo confiança de 95% ( $n = 13$ ).

	$F_{ASPM}$ (N)	$F_{APM}$ (N)	Comparação	Regressão
Intervalo 1	6,59 $\pm 4,06$	5,48 $\pm 3,44$	$t(12) = 4,75, p < 0,001, r = 0,81$	$y = 0,82x + 0,07 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,73 e 0,92    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,33 e 0,57
Intervalo 2	7,08 $\pm 4,04$	5,89 $\pm 3,43$	$t(12) = 4,84, p < 0,001, r = 0,81$	$y = 0,80x + 0,36 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,73 e 0,94    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,71 e 0,83
Intervalo 3	6,00 $\pm 3,78$	4,94 $\pm 3,17$	$t(12) = 4,02, p = 0,002, r = 0,76$	$y = 0,80x + 0,42 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,59 e 0,90    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,33 e 1,57
Intervalo 4	5,80 $\pm 3,26$	4,78 $\pm 2,90$	$t(12) = 6,23, p < 0,001, r = 0,87$	$y = 0,87x - 0,25 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,73 e 0,97    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,80 e 0,48
Intervalo 5	5,68 $\pm 3,25$	4,67 $\pm 2,65$	$t(12) = 4,86, p < 0,001, r = 0,81$	$y = 0,83x + 0,04 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,72 e 0,91    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,29 e 0,59
Intervalo 6	5,82 $\pm 3,32$	4,72 $\pm 2,51$	$t(12) = 4,58, p = 0,001, r = 0,80$	$y = 0,75x + 0,46 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,70 e 0,81    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,04 e 0,76
Intervalo 7	5,08 $\pm 2,27$	4,23 $\pm 1,82$	$t(12) = 4,28, p < 0,001, r = 0,78$	$y = 0,83x + 0,12 \quad p > 0,05$ IC <sub>da inclinação</sub> : 0,72 e 0,97    IC <sub>do intercepto</sub> : -0,53 e 0,61

Outro ponto envolve uma limitação inerente à estimativa das duas áreas avaliadas. A área projetada é determinada considerando a área da superfície da palma da mão, o deslocamento e a orientação da mão. A área da superfície da palma da mão foi quantificada usando o desenho da palma da mão em que os dedos estavam unidos. Estudos que abordam o efeito do espaço entre os dedos na propulsão indicam que existe um espaço ideal entre os dedos, uma vez que esse espaço aumenta a área da mão, mas, ao mesmo tempo, esse espaço não pode ser muito grande ao ponto da água fluir entre os dedos (MINETTI; MACHTSIRAS; MASTERS, 2009; MARINHO *et al.*, 2010). Assim, provavelmente, a área quantificada pelo presente estudo foi subestimada, subestimando, ao mesmo tempo, as forças propulsivas, o que também pode ter ocorrido em outros trabalhos (SCHLEIHAUF, 1979; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; GOURGOULIS *et al.*, 2013; GOMES *et al.*, 2013).

Mas afinal, qual é a melhor área para usar na estimativa das forças propulsivas? Com base no resultado encontrado, recomenda-se usar a área da superfície da palma da mão. Isso pode ser explicado pelo fato de que (1) a força propulsiva efetiva é maior quando usando a área da superfície da palma da mão do que quando usando a área projetada (Figura 3 e Tabela 2), (2) os cálculos subestimam as forças propulsivas como explicado anteriormente e (3) a determinação da área da superfície da palma da mão é livre de erros associados aos procedimentos de digitalização de vídeo e de reconstrução.

Além disso, conforme Vogel (1994), a área de referência não deve ser mudada, mesmo se o corpo for reorientado no fluxo. Vogel (1994) também aconselha que, para fazer uma comparação entre as forças de arrasto e de sustentação, por meio dos coeficientes, a mesma área deve ser usada para a determinação de ambos os coeficientes, sendo mais usual a área plana, a qual compreende a área da superfície da palma da mão no presente trabalho.

### 3.5 CONCLUSÃO

Os resultados encontrados pela presente investigação evidenciam que a força propulsiva efetiva é maior quando estimada usando a área da superfície da palma da mão do que quando usando a área projetada da mão. Considerando esse achado, associado à literatura, recomenda-se usar a área da superfície da palma da mão no cálculo das forças propulsivas na natação. Além disso, como os estudos na natação usam diferentes áreas de referência, com base nos resultados aqui encontrados, nota-se que também é necessária cautela na interpretação e na comparação das forças propulsivas ou dos coeficientes das forças entre os estudos.

## 4 ESTUDO 3 – AVALIAÇÃO DO MODELO DE SANDERS

A adequabilidade da inclusão da aceleração da mão no modelo de Sanders para o cálculo das forças propulsivas na natação

Lara Elena Gomes, Lucas Boeira e Jefferson Fagundes Loss

### Resumo

Este estudo verificou se o modelo de Sanders é adequado para estimar as forças propulsivas na natação por meio da comparação entre a força calculada, obtida com o modelo, e a força medida durante uma ação propulsiva real. As forças medidas e calculadas foram obtidas a partir de 13 nadadores, os quais, enquanto atados, realizaram palmateio em decúbito ventral com o objetivo de deslocar o corpo para frente (no sentido da cabeça). Análises cinemáticas foram conduzidas para obter a força calculada, enquanto que a força medida foi obtida com uma célula de carga. A força medida foi, em média, 807,7% maior do que a força calculada, o que indica que a diferença das forças determinadas pelo presente trabalho é muito maior do que aquela reportada por outros estudos. Consequentemente, esta pesquisa concluiu que o modelo de Sanders não é adequado para estimar as forças propulsivas. No entanto, o estudo também revelou que quanto maior é a força medida, maior é a diferença absoluta entre as forças medida e calculada: ou seja, há um erro no cálculo que cresce quando a força medida aumenta. Logo, o modelo poderia ser melhorado se os mecanismos que aumentam as forças propulsivas fossem elucidados.

Palavras-chave: Propulsão. Fluxo instável. Força de sustentação. Força de arrasto. Aproximação quase-estática.

### 4.1 INTRODUÇÃO

A propulsão tem um importante papel no desempenho na natação. Consequentemente, muitas pesquisas têm sido conduzidas com o intuito de avaliar as forças propulsivas e de investigar os mecanismos subjacentes. O primeiro método aplicado para avaliar as forças propulsivas na natação foi a aproximação quase-estática (SCHLEIHAUF, 1979). Esse método assume que o fluxo em condições estáveis, no qual a orientação e a velocidade da mão são constantes, pode ser comparável com o fluxo durante o nado real, o qual é caracterizado por

condições instáveis devido à rotação dos membros e mudanças na velocidade, na orientação e na forma das mãos (TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006).

A condição instável é associada a dois efeitos dinâmicos: o efeito de massa adicionada e o desprendimento de vórtices (GARDANO; DABNICHKI, 2006), os quais contribuem para o aumento das forças propulsivas (TAKAGI *et al.*, 2013; 2014b). Assim, as forças medidas em condições instáveis são maiores do que as forças medidas em condições estáveis (BIXLER; SCHLODER, 1996; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNELL; WILSON, 2013).

Com o intuito de melhorar a aproximação quase-estática, Sanders (1999) desenvolveu um modelo que considera o efeito de massa adicionada com algumas limitações, uma vez que esse efeito é avaliado indiretamente considerando, entre outras variáveis, a aceleração da mão na direção do seu movimento. Esse modelo tem sido aplicado para analisar os efeitos agudos do uso de implementos, como resistências adicionadas, nas forças propulsivas da mão (GOURGOULIS *et al.*, 2008; 2013). Não obstante, é necessário verificar se o modelo de Sanders é adequado para estimar as forças propulsivas por meio da comparação das obtidas em condições instáveis com aquelas obtidas a partir do modelo.

Apesar de que alguns estudos compararam as forças propulsivas obtidas em condições estáveis e instáveis (BIXLER; SCHLODER, 1996; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNELL; WILSON, 2013), estes analisaram um pequeno número de fatores que caracteriza uma condição como instável. Por essa razão, e considerando que é necessário avaliar o modelo de Sanders, o objetivo deste trabalho foi verificar se este modelo é adequado para estimar as forças propulsivas em um movimento real.

## 4.2 MATERIAS E MÉTODOS

Para verificar se o modelo de Sanders é adequado para estimar as forças propulsivas, a força propulsiva efetiva, a qual é o componente da força propulsiva resultante que atua na direção do movimento (PAYTON; BARTLETT, 1995), foi medida com uma célula de carga e calculada de acordo com o modelo. As forças propulsivas efetivas medida e calculada – forças medida e calculada, respectivamente – foram obtidas a partir de nadadores, os quais, enquanto atados, realizaram palmateio. Essa ação propulsiva foi escolhida com o intuito de evitar alguns problemas relacionados à digitalização, tais como o distúrbio da água e bolhas, os quais podem ocorrer nos nados competitivos, especialmente, quando as mãos entram na água, arrastando ar para dentro da água (PAYTON; BARTLETT, 1995; ROUBOA *et al.*, 2006).

### 4.2.1 Amostra

A amostra foi composta por 13 nadadores (sete homens e seis mulheres), os quais tinham que ter, pelo menos, um ano de experiência com palmateio e cinco anos de experiência com natação (Tabela 3). Como o objetivo do presente trabalho envolveu a comparação das forças medida e calculada, a amostra apresentou variabilidade na idade e no nível competitivo a fim de obter uma faixa ampla de valores de força. Todos os participantes que tinham 18 anos ou mais assinaram os termos de consentimento; para os nadadores com menos de 18 anos, os termos de consentimento foram assinados pelos seus responsáveis. O comitê de ética aonde o estudo foi conduzido aprovou a presente pesquisa.

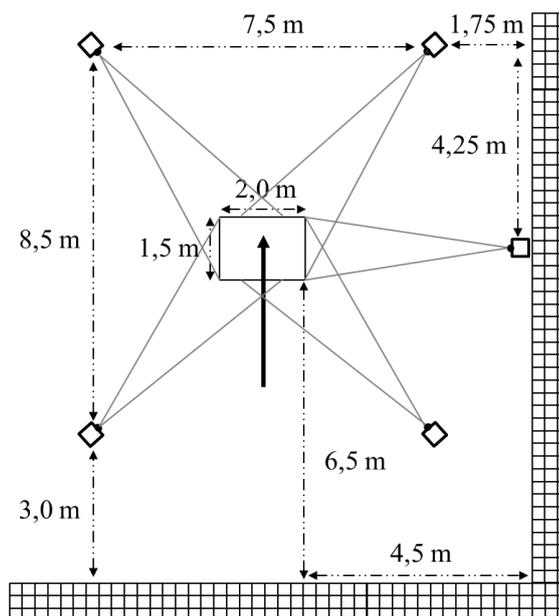
**Tabela 3** – Características dos participantes (n = 13).

	Média ± desvio-padrão	Valor mínimo	Valor máximo
Idade (anos)	20,2 ± 5,8	14,8	37,2
Estatura (m)	1,71 ± 0,08	1,59	1,83
Envergadura (m)	1,78 ± 0,09	1,64	1,96
Massa corporal (kg)	63,2 ± 9,6	47,0	80,0
Tempo de experiência com palmateio (anos)	7,3 ± 6,5	2,0	27,2
Tempo de experiência na natação (anos)	14,4 ± 7,3	7,8	32,2

### 4.2.2 Aquisição dos dados

Para calcular as forças propulsivas, cinco câmeras de vídeo subaquáticas (*Dual Camera Waterproof VPC – WH1 Sanyo; 640 x 480 pixels; 60 Hz*) foram posicionadas abaixo do nível da água (Figura 4) em uma piscina de 25 metros. Um calibrador de 1,50 m (comprimento) x 0,75 m (altura) x 2,00 m (largura), com 25 pontos controles, foi usado. Esse calibrador foi posicionado de tal forma que o eixo X foi alinhado com a direção do movimento do corpo se o mesmo não estivesse atado, o eixo Y com a direção vertical e o eixo Z com a direção lateral. Fitas reflexivas foram colocadas ao redor da falange distal do terceiro dedo, ao redor da falange proximal dos segundo e quinto dedos e ao redor do punho de ambas as mãos. Para melhorar o contraste entre as fitas e o ambiente, batom preto foi aplicado ao redor das mesmas.

**Figura 4** – Vista superior do ambiente de coleta, na qual a seta mais espessa representa o deslocamento do corpo do participante se este não estivesse atado.



Para medir a força, uma célula de carga (modelo ZX 250 Alfa Instrumentos Eletrônicos Ltda, com capacidade para 2500 N), previamente calibrada, foi usada com o auxílio de um sistema de aquisição de dados (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda). Esse sistema permitiu a gravação dos dados de força com uma taxa de amostragem de 2 kHz e o alinhamento dos dados de força com as câmeras (CANDOTTI *et al.*, 2009). Uma extremidade da célula de carga foi fixada na parede da piscina e a outra extremidade foi presa a um cabo de aço rígido. Cada participante usou um cinto no qual a outra ponta do cabo foi presa, permitindo a pessoa realizar palmateio dentro do volume de calibração. Esse cabo, quando tracionado, formava um ângulo de aproximadamente  $2,7^\circ \pm 1,0^\circ$  em relação à linha da água.

O protocolo consistiu na realização de um teste de esforço máximo de 30 segundos realizando palmateio enquanto que o participante estava atado. Palmateio, com o objetivo de deslocar o corpo para frente (no sentido da cabeça), foi realizado em decúbito ventral com as mãos movendo-se entre a cabeça e os quadris. Durante o teste, um *snorkel* frontal (Hammerhead®) e flutuadores entre e ao redor das pernas foram utilizados para evitar, respectivamente, qualquer efeito da respiração e do movimento das pernas sobre os dados cinéticos e cinemáticos. O início e o final do teste foram demarcados por meio de um sinal sonoro. Antes disso, todos os participantes realizaram aquecimento e foram familiarizados com as condições de coleta.

### 4.2.3 Análise dos dados

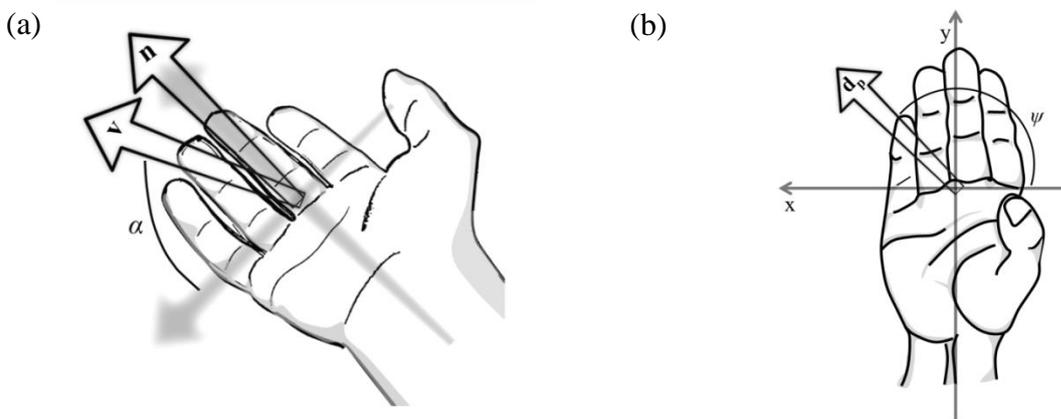
Os primeiros dois segundos do teste foram removidos (DIOGO *et al.*, 2010) para evitar o efeito inercial da extensão do cabo no início da avaliação (MOROUÇO *et al.*, 2011). Para obter a força calculada, os marcadores foram manualmente digitalizados por um operador experiente no *software* Dvideow (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). As coordenadas tridimensionais foram obtidas aplicando o método de transformação linear direta nesse *software*. Todos os procedimentos de filtragem e cálculos foram realizados no *software* Matlab (R2009b).

As coordenadas tridimensionais foram suavizadas com um filtro digital Butterworth passa baixa de quarta ordem com frequências de corte entre 2,5 e 7 Hz baseadas na análise residual (WINTER, 2005). As orientações das mãos foram definidas por meio dos ângulos de ataque e de orientação: o ângulo de ataque é o ângulo entre o plano da mão e o seu vetor velocidade, e o ângulo de orientação define a direção da borda da mão relativa ao escoamento (SCHLEIHAUF, 1979). O plano da mão foi estabelecido com dois vetores: (1) do punho até a falange distal do terceiro dedo e (2) da falange proximal do segundo dedo até a falange proximal do quinto dedo. O produto vetorial desses vetores definiu um novo vetor ( $\mathbf{n}$ ). O vetor velocidade ( $\mathbf{v}$ ) foi estimado por meio do método das diferenças finitas das coordenadas do ponto médio entre os quatro pontos, e esses dados de velocidade também foram suavizados conforme os mesmos procedimentos descritos anteriormente. O ângulo de ataque ( $\alpha$ ) foi calculado a partir da Equação 6 (Figura 5a):

$$\alpha = 90^\circ - \cos^{-1} \left( \frac{\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}}{|\mathbf{v}| \cdot |\mathbf{n}|} \right) \quad \text{Equação 6}$$

O ângulo de orientação ( $\psi$ ) foi estimado considerando o vetor deslocamento do ponto médio ( $\mathbf{d}$ ) e um sistema de referência da mão, onde o eixo y representou um vetor do punho à falange distal do terceiro dedo, o eixo z foi igual ao produto vetorial entre o eixo y e o vetor da falange proximal do segundo dedo à falange proximal do quinto dedo, e o eixo x foi igual ao produto vetorial entre os eixos z e y. O ângulo de orientação foi igual ao ângulo formado entre o eixo x e a projeção de  $\mathbf{d}$  no plano xy ( $\mathbf{d}_p$ ) no sentido anti-horário (Figura 5b).

**Figura 5** – Orientação da mão. (a) Ângulo de ataque ( $\alpha$ ) calculado considerando o vetor perpendicular ao plano da mão ( $\mathbf{n}$ ) e o vetor velocidade ( $\mathbf{v}$ ). (b) Ângulo de orientação ( $\psi$ ) calculado considerando a projeção do vetor deslocamento da mão no plano xy da mão ( $\mathbf{d}_p$ ).



Os ângulos de ataque e de orientação foram os dados de entrada nas séries de Fourier, como descrito por Sanders (1999), para calcular os coeficientes das forças propulsivas. Cada força propulsiva (força de arrasto e os dois componentes da força de sustentação) de cada mão foi estimada por meio da seguinte equação geral (SANDERS, 1999):

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

em que  $F_{dir}$  é a força que atua em uma direção,  $\rho$  é a massa específica da água ( $996 \text{ kg/m}^3$ ),  $v$  é a velocidade resultante da mão,  $C_v$  é um coeficiente que Sanders (1999) nomeou como coeficiente de velocidade,  $S$  é a área da superfície da palma da mão,  $D_a$  é um coeficiente de força que Sanders (1999) nomeou como coeficiente de aceleração, e  $a_x$  é a aceleração da mão na direção do seu movimento.

A velocidade resultante da mão foi estimada a partir dos componentes suavizados do vetor velocidade. A aceleração foi calculada por meio do método das diferenças finitas dos dados suavizados de velocidade e foi filtrada conforme os procedimentos já descritos. A aceleração da mão na direção do seu movimento foi obtida pelo produto escalar da aceleração da mão e o vetor unitário da velocidade (SANDERS, 1999). Apesar de que a velocidade e a aceleração foram determinadas por meio do método das diferenças finitas, os dados foram suavizados com um filtro passa baixa antes da diferenciação para reduzir os componentes de ruído de alta frequência (CHALLIS, 2008).

A força calculada foi igual à soma dos componentes, de ambas as mãos, das forças que atuavam na direção do movimento (eixo X). A força medida foi obtida suavizando a força medida pela célula de carga a partir de um filtro digital Butterworth passa baixa com

frequências de corte entre 5 e 14 Hz conforme a análise residual (WINTER, 2005). A força filtrada foi subamostrada com o intuito de apresentar a mesma frequência de amostragem dos dados cinemáticos<sup>3</sup>.

#### 4.2.4 Análise de erros de medida

De acordo com Challis (2008), a acurácia do sistema de medida da videogrametria foi avaliada por meio da diferença entre coordenadas conhecidas e calculadas usando o erro *RMS* (*root mean square*). Oito marcadores posicionados no calibrador, mas não usados como pontos controles, foram digitalizados ao longo de 10 quadros, e suas coordenadas tridimensionais foram obtidas. Os erros *RMS* foram 5,7 mm para o eixo X, 1,3 mm para o eixo Y e 5,3 mm para o eixo Z, representando 0,38%, 0,17% e 0,27% das direções X, Y e Z respectivamente.

O nível de reprodutibilidade intra-operador para a força calculada foi definido por meio do desvio-padrão dessa variável (CHALLIS, 2008), o qual foi obtido digitalizando cinco vezes um ciclo de um participante, ambos escolhidos aleatoriamente. Para verificar o erro da medida da força, oito pesos conhecidos foram aplicados à célula de carga, e os valores conhecidos e medidos foram plotados e a linearidade da curva foi estabelecida pelo coeficiente de determinação que foi igual a 0,9998.

#### 4.2.5 Análise estatística

O método de Limites de Concordância foi aplicado para verificar a concordância entre as forças medida e calculada (BLAND; ALTMAN, 1986), sendo que os limites foram estabelecidos como sendo a média da diferença  $\pm 2$ \*desvio-padrão da diferença. Limites de concordância aceitáveis foram definidos como iguais ou menores que -26,1 e +28,1 N (BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999). A normalidade dos dados foi confirmada por meio do teste de Shapiro-Wilk, e a relação entre a diferença e a média das forças foi verificada pelo coeficiente de correlação de Pearson. Como o método de Limites de Concordância pode não ser adequado quando há observações repetidas provenientes dos mesmos participantes (BLAND; ALTMAN, 2007), os 28 segundos do teste foram divididos em intervalos, e o método de Limites de Concordância foi aplicado para cada intervalo.

---

<sup>3</sup> Para um melhor entendimento, os Apêndices B e C ilustram exemplos de forças propulsivas e forças propulsivas efetivas calculadas e medidas.

Para saber em quantos intervalos o tempo poderia ser dividido, a média da força medida foi comparada entre os intervalos para cada uma das seguintes possibilidades: 28 intervalos de 1 segundo, 14 intervalos de 2 segundos, 7 intervalos de 4 segundos. A média entre cada intervalo dentro de cada possibilidade foi comparada por meio de múltiplos testes de ANOVA de medidas repetidas. Anteriormente, a normalidade e a esfericidade dos dados foram verificadas com os testes de Shapiro-Wilk e de Mauchly respectivamente. A normalidade não foi confirmada em somente um intervalo. Apesar disso, estatística paramétrica foi aplicada (HOPKINS *et al.*, 2009). Os graus de liberdade foram ajustados pela correção de Greenhouse-Geiser quando a hipótese de esfericidade foi violada. O teste *post hoc* de Bonferroni foi utilizado para identificar as diferenças entre os intervalos. A quantidade de intervalos foi escolhida pela análise da possibilidade com o maior número de intervalos à possibilidade com o menor número de intervalos. Quando um intervalo foi diferente de todos os outros intervalos dentro de uma mesma possibilidade, a presente quantidade analisada de intervalos foi escolhida.

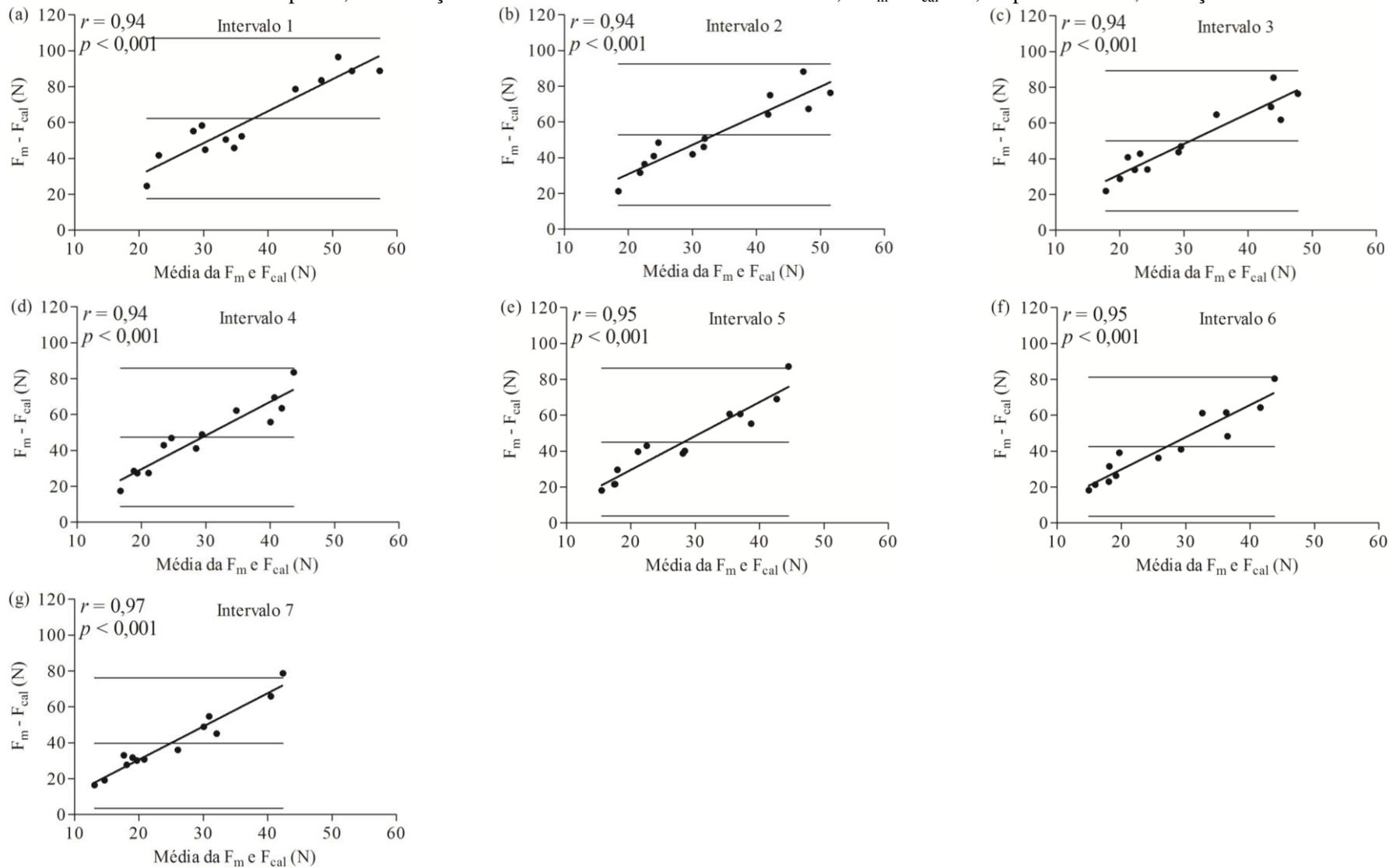
Uma regressão linear simples foi também conduzida (HOPKINS *et al.*, 2009) para verificar se a força calculada poderia prever a força medida. As forças medida e calculada também foram comparadas em cada intervalo por meio de testes *t* para amostras dependentes, enquanto que a comparação entre os intervalos para cada força foi conduzida por meio de uma ANOVA de medidas repetidas, como descrito anteriormente.

O método de Limites de Concordância foi realizado no *software* Matlab, enquanto que os outros procedimentos estatísticos foram conduzidos no *software* SPSS (versão 17.0 para Windows); o nível de significância de 5% foi adotado para todos os testes. Os resultados estatísticos são apresentados conforme Field (2009).

### 4.3 RESULTADOS

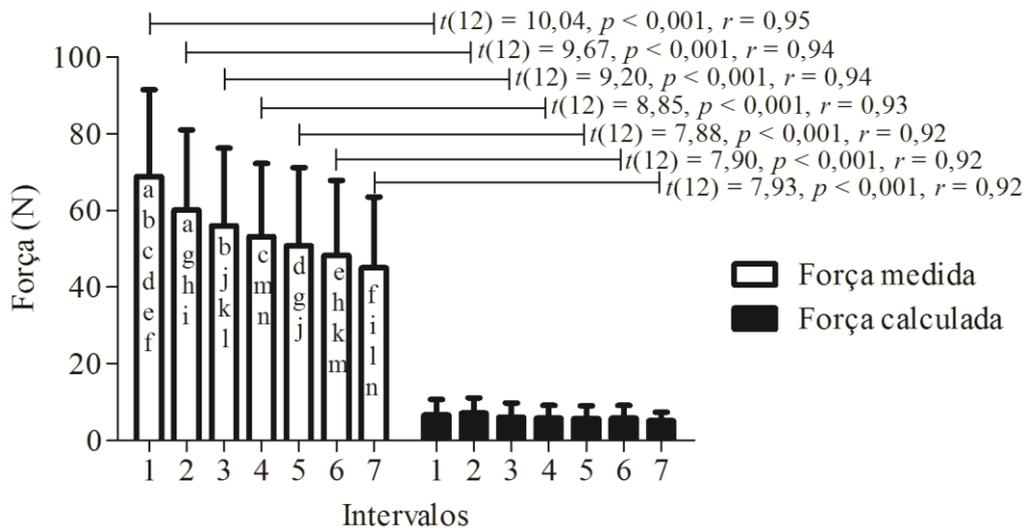
A comparação entre as forças medida e calculada foi conduzida em sete intervalos de 4 segundos de acordo com os procedimentos estatísticos. Como ilustrado na Figura 6, é evidente que há falta de concordância entre as forças medida e calculada conforme os limites de concordância definidos previamente. É também possível verificar uma correlação entre a diferença e a média das forças em todos os intervalos (Figura 6).

**Figura 6** – Gráficos de Bland-Altman e a associação entre a diferença e a média para cada intervalo ( $n = 13$ ). As linhas horizontais de cima para baixo são o limite de concordância superior, a diferença média e o limite de concordância inferior, e  $F_m$  e  $F_{cal}$  são, respectivamente, as forças medida e calculada.



Como pode ser observada na Figura 6, a diferença entre as forças é sempre positiva, indicando que a força medida é muito maior do que a força calculada. Esse resultado é também confirmado pela comparação entre as médias das forças (Figura 7) e pela regressão linear simples, na qual o coeficiente de determinação revela que a força calculada somente pode explicar de 0 a 14% da variação da força medida (Tabela 4). Como ilustrada na Figura 7, a força medida diminui ao longo dos intervalos ( $F(2,90, 34,81) = 41,82, p < 0,001, \omega^2 = 0,78$ ). Apesar de que a ANOVA também indicou que a força calculada diminuiu ao longo dos intervalos ( $F(6, 72) = 2,69, p = 0,021, \omega^2 = 0,17$ ), o teste *post hoc* não identificou nenhuma diferença entre os intervalos.

**Figura 7** – Média e desvio-padrão das forças medida e calculada e os resultados estatísticos da comparação entre as forças em cada intervalo, em que  $r$  representa o tamanho do efeito ( $n = 13$ ). A mesma letra indica diferença entre os intervalos da força medida, em que <sup>a</sup> $p = 0,004$ , <sup>b,c,d,e,f,h,i,l</sup> $p < 0,001$ , <sup>g</sup> $p = 0,002$ , <sup>j</sup> $p = 0,042$ , <sup>k</sup> $p = 0,001$ , <sup>m</sup> $p = 0,025$ , <sup>n</sup> $p = 0,027$ .



O desvio-padrão de 0,4 N foi obtido como o nível de reprodutibilidade intra-operador. Esse erro e os outros descritos são pequenos para comprometer a comparação entre as forças medida e calculada (Figura 7). Assim, o presente estudo mostra que o modelo de Sanders subestima as forças propulsivas em um movimento real.

**Tabela 4** – Predição da força medida a partir da força calculada ( $F_{cal}$ ), em que  $R^2$  é o coeficiente de determinação,  $B$  é o coeficiente de regressão (não-padronizado) e  $\beta$  é coeficiente de regressão padronizado ( $n = 13$ ).

		$R^2$	$B$	Erro padrão	$\beta$	$p$
Intervalo 1	Constante		63,29	12,71		
	$F_{cal}$	0,02	0,85	1,66	0,15	0,618
Intervalo 2	Constante		46,50	11,69		
	$F_{cal}$	0,14	1,92	1,45	0,37	0,213
Intervalo 3	Constante		47,41	10,93		
	$F_{cal}$	0,07	1,44	1,56	0,27	0,376
Intervalo 4	Constante		52,71	11,63		
	$F_{cal}$	0,00	0,08	1,76	0,01	0,966
Intervalo 5	Constante		50,03	12,30		
	$F_{cal}$	0,00	0,13	1,90	0,02	0,947
Intervalo 6	Constante		42,95	11,69		
	$F_{cal}$	0,03	0,93	1,76	0,16	0,609
Intervalo 7	Constante		36,88	13,29		
	$F_{cal}$	0,04	1,59	2,41	0,20	0,521

#### 4.4 DISCUSSÃO

Para melhorar a aproximação quase-estática, Sanders (1999) desenvolveu um modelo que considera a aceleração da mão na direção do seu movimento. Os resultados demonstram que o modelo não é adequado para estimar as forças propulsivas devido à clara diferença entre as forças medida e calculada (Figuras 6 e 7). Ainda, a força calculada não é capaz de prever a força medida (Tabela 4). Por outro lado, as diferenças entre as forças medida e calculada variam de uma forma sistemática ao longo das amplitudes das forças médias em todos os intervalos, e a diferença absoluta média entre as forças diminui ao longo dos intervalos (Figura 6).

A diferença média entre as forças medida e calculada é 62,3 N no primeiro intervalo e diminui para 39,9 N no último intervalo (Figura 6). A força medida varia, em média, de 68,9 a 45,0 N ao longo dos intervalos, decrescendo 34,7% (Figura 7). Embora a força calculada reduza 22,7% do primeiro intervalo para o último, a força calculada é muito menor e decresce menos do que a força medida (Figura 7). Com o intuito de entender esse resultado, foi

hipotetizado que quanto maior é a força medida, maior é a diferença absoluta entre as forças medida e calculada. Essa hipótese foi confirmada verificando a relação entre a diferença das forças e a força medida pelo coeficiente de correlação de Pearson ( $r = 0,98$  a  $r = 0,99$ ;  $p < 0,001$ ).

Isso significa que o modelo apresenta um erro absoluto que cresce quando a força medida aumenta, uma vez que o modelo não considera uma ou mais variáveis que aumentam a força propulsiva. Essas variáveis podem ser o espaço entre os dedos (MARINHO *et al.*, 2010; BILINAUSKAITE *et al.*, 2013) e o ângulo do cotovelo (LAUDER; DABNICHKI, 2005), os quais mudam durante o movimento. Outra variável pode ser a área do antebraço (BIXLER; RIEWALD, 2002), apesar de que ela é constante. Além disso, Sanders (1999) destacou que o modelo deveria ser melhorado para incorporar o efeito das acelerações que não atuam na direção do movimento da mão e deveria ser verificado se os coeficientes de aceleração são independentes da velocidade da mão. Na verdade, conforme Rouboa *et al.* (2006), os coeficientes de velocidade não são dependentes somente da orientação da mão, mas também dependem da velocidade da mão quando há aceleração, o que, quando usando o modelo, não é levado em consideração na estimativa dos coeficientes.

Outra possível explicação para a diferença entre as forças é a mudança no sentido do movimento da mão que caracteriza a ação propulsiva analisada (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Quando a mão muda de sentido, a força propulsiva pode ser aumentada devido a um jato de fluxo induzido por um par de vórtices que giram em sentidos opostos (MATSUUCHI *et al.*, 2009; TAKAGI *et al.*, 2014b). Apesar de que a visualização do escoamento não foi conduzida no presente trabalho, é possível estimar o número de Reynolds com base nas variáveis cinemáticas. Como o número de Reynolds foi entre 1,9 e  $2,5 \times 10^5$ , as forças inerciais foram maiores do que as forças viscosas, indicando a presença de vórtices (VOGEL, 1994), o que não é considerado pelo modelo.

Além do erro que cresce quando a força medida aumenta, a diferença entre as forças medida e calculada neste estudo é significativamente maior do que aquela reportada por outras pesquisas. Berger, Hollander e Groot (1999) compararam a força de arrasto obtida com o *MAD system (Measuring Active Drag system)* com a força propulsiva efetiva obtida pela aproximação quase-estática. Esses autores encontraram uma diferença média entre as forças de, aproximadamente, 5 a 17%, indicando que a força medida com o *MAD system* era maior do que a calculada. Na presente investigação, a diferença entre as forças medida e calculada varia de 90,4% no primeiro intervalo a 88,7% no último intervalo.

Lauder e Dabnichki (2005) encontraram uma razão média entre o torque do ombro obtido pela aproximação quase-estática e o torque do ombro medido de 46,8% a 83,6%. No presente trabalho, a razão média entre as forças calculada e medida é, em média, 11,1%. Rouboa *et al.* (2006), por meio do *CFD*, reportaram que a força propulsiva foi aproximadamente 22,5% maior em uma condição de fluxo acelerado do que em uma condição estável. Na presente investigação, a força medida, em média, foi 807,7% maior do que a força calculada.

Kudo, Vennell e Wilson (2013), quando verificaram os efeitos da aceleração da mão, notaram que as forças propulsivas foram, no máximo, 1,9 a 10 vezes e 1,7 a 25 vezes maiores em condições com aceleração do que em condições sem aceleração, respectivamente, durante os movimentos angular e geral. Com a intenção de comparar os resultados obtidos com os de Kudo, Vennell e Wilson (2013), as diferenças máximas entre as forças medida e calculada foram verificadas para cada intervalo e participante: a força medida é, pelo menos, 29,5 vezes e, no máximo, 231 vezes maior do que a força calculada.

Essa diferença notável reportada por esta investigação, quando comparada com os estudos anteriores, pode ser por causa dos diferentes métodos conduzidos, especialmente, porque um movimento propulsivo real foi analisado pelo presente trabalho. Apesar dos resultados interessantes, para medir a força propulsiva, os nadadores foram atados. Essa situação poderia afetar os dados cinemáticos, assim como o escoamento, quando comparada a uma situação em que o nadador não se encontra atado. Ainda, o método aplicado permitiu somente analisar a força propulsiva efetiva. Desse modo, um futuro trabalho deveria analisar as forças propulsivas que atuam na mão durante uma ação propulsiva real, por exemplo, usando sensores de pressão de acordo com a metodologia descrita por Kudo *et al.* (2008b), e essas forças poderiam ser comparadas com as forças obtidas pelo modelo de Sanders. Além disso, a visualização do escoamento ao redor das mãos deveria ser realizada para complementar os resultados.

O presente estudo demonstrou que existe uma diferença entre as forças medida e calculada durante uma ação propulsiva real, e essa diferença é muito maior do que aquela reportada por outros trabalhos. Consequentemente, o modelo de Sanders não é adequado para estimar as forças propulsivas; isto é, a inclusão da aceleração da mão no modelo não é suficiente para o cálculo das forças. Contudo, também foi revelado que quanto maior é a força medida, maior é a diferença absoluta entre as forças medida e calculada. Ou seja, existe um erro no cálculo que cresce quando a força medida aumenta; assim, o modelo poderia ser melhorado se os mecanismos que aumentam as forças fossem esclarecidos.

## 5 ESTUDO 4 – CINEMÁTICA: NADO ATADO VERSUS LIVRE

Diferenças cinemáticas entre as condições atada e livre na natação

Lara Elena Gomes, Lucas Boeira e Jefferson Fagundes Loss

### Resumo

Este estudo comparou a frequência de ciclos, a velocidade, a aceleração, o ângulo de ataque e a amplitude de movimento de ambas as mãos entre as condições atada e livre. Oito nadadores foram solicitados a executar dois testes realizando palmateio: um esforço máximo de 30 segundos enquanto atado e um esforço máximo de 25 metros. Ambos os testes foram gravados por cinco câmeras de vídeo. Múltiplas ANOVAs de medidas repetidas, com dois fatores (mão e condição) e o índice de simetria foram utilizados para a análise de um ciclo. A frequência de ciclos, a velocidade e a amplitude de movimento na direção lateral apresentaram um efeito principal significativo da condição, embora somente, para as duas últimas variáveis, esse efeito poderia ser considerado provavelmente relevante. O índice de simetria mostrou que a condição livre apresenta simetria bilateral para frequência de ciclos, velocidade, aceleração e amplitude de movimento na direção lateral, enquanto que a condição atada só apresenta simetria bilateral para a frequência de ciclos. Assim, o presente trabalho encontrou diferenças importantes na velocidade e na amplitude de movimento lateral das mãos entre as condições atada e livre e que a condição atada intensifica as assimetrias cinemáticas.

Palavras-chave: Desempenho. Assimetria. Palmateio.

### 5.1 INTRODUÇÃO

A propulsão tem um importante papel no desempenho na natação. Consequentemente, muitas investigações têm focado nas forças propulsivas (SCHLEIHAUF, 1979; SATO; HINO, 2003; ROUBOA *et al.*, 2006) e nos mecanismos subjacentes à propulsão (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006; MATSUUCHI *et al.*, 2009). Contudo, esse tema ainda não é completamente entendido, especialmente devido à complexidade da interação entre o movimento do corpo do nadador e a água deslocada (AKIS; ORCAN, 2004; ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006). Apesar dessa complexidade, o teste de

nado atado tem sido comumente empregado para avaliar a força propulsiva efetiva (YEATER *et al.*, 1981; KESKINEN; KOMI, 1993; SANTOS *et al.*, 2013).

Vários experimentos têm encontrado uma relação entre a velocidade de nado e os parâmetros obtidos no teste de nado atado (DOPSAJ; MATKOVIĆ; ZDRAVKOVIĆ, 2000; MOROUÇO *et al.*, 2011; SANTOS *et al.*, 2013). Ainda, alguns estudos indicaram que esse teste apresenta repetibilidade e reprodutibilidade (DOPSAJ *et al.*, 2003; KJENDLIE; THORSVALD, 2006; AMARO *et al.*, 2014) e que a frequência de braçadas (DOMINGUEZ-CASTELLS; ARELLANO, 2012; MOROUÇO *et al.*, 2014) e as respostas fisiológicas (THANOPOULOS; ROZI; PLATANOU, 2010; MOROUÇO *et al.*, 2014) são similares entre os testes de nado atado e não-atado (condições atada e livre, respectivamente). Diferentemente, Maglischo *et al.* (1984; 1985) encontraram algumas diferenças na mecânica da braçada entre as condições, apesar de que esses autores somente avaliaram o movimento de uma única mão.

Com o intuito de garantir que a mecânica da braçada seja similar entre as condições, uma comparação mais aprofundada deve ser realizada. Não obstante, uma dificuldade de conduzir essa comparação pode ser devido a alguns problemas relacionados à digitalização. Isto é, a visualização da mão pode tornar-se difícil por causa do distúrbio da água e de bolhas, o que ocorre nos nados competitivos, especialmente, quando as mãos rompem a superfície (PAYTON; BARTLETT, 1995; ROUBOA *et al.*, 2006). Para evitar esses problemas, o presente estudo analisou o palmateio, o qual é uma ação propulsiva caracterizada por mudanças no sentido do movimento das mãos (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006) o que ocorre nas fases de transição nos nados competitivos (BROWN; COUNSILMAN, 1971; MATSUUCHI *et al.*, 2009). Além disso, nadadores também podem realizar palmateio como exercício técnico (LANGENDORFER, 2008).

Dessa forma, com o intuito de verificar se as variáveis cinemáticas entre as condições atada e livre são similares, o objetivo do presente estudo foi comparar a frequência de ciclos, a velocidade, a aceleração, o ângulo de ataque e a amplitude de movimento de ambas as mãos entre as condições durante o palmateio.

## 5.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Conforme um trabalho anterior (MAGLISCHO *et al.*, 1984), a estimativa do tamanho amostral foi conduzida com um poder de 90% a um nível de significância de 5% no G\*Power (FAUL *et al.*, 2007). Assim, a amostra foi composta por oito nadadores (quatro homens e

quatro mulheres; idade:  $17,4 \pm 2,0$  anos; estatura:  $1,7 \pm 0,1$  m; massa corporal:  $61,1 \pm 9,1$  kg). Como critérios de inclusão, eles deveriam ser destros (OLDFIELD, 1971), deveriam ter, pelo menos, um ano de experiência com palmateio e cinco anos de experiência com natação e deveriam ser capazes de percorrer 25 m realizando palmateio com uma velocidade limpa (sem efeitos da saída e da chegada) de, pelo menos, 0,6 m/s para que fosse possível comparar as condições atada e livre. Os termos de consentimento foram assinados pelos nadadores com 18 anos ou mais e pelos responsáveis dos nadadores que tinham menos de 18 anos. O comitê de ética de onde o estudo foi realizado aprovou este trabalho, o qual também está de acordo com as diretrizes éticas da revista em que foi submetido (HARRISS; ATKINSON, 2013).

Fitas reflexivas foram colocadas ao redor da falange distal do terceiro dedo, das falanges proximais do segundo e quinto dedos e dos punhos de ambas as mãos e sobre os trocânteres maiores. Batom preto foi aplicado ao redor das fitas para melhorar a visualização delas. Os testes foram gravados por cinco câmeras de vídeo subaquáticas (VPC—WH1 Sanyo; 640 x 480 pixels; 60 Hz) posicionadas abaixo do nível de água (GOMES; BOEIRA; LOSS, 2014) e sincronizadas com um sinal luminoso. Um calibrador (1,50 m de comprimento x 0,75 m de altura x 2,00 m de largura) com 25 pontos controle foi utilizado. Esse calibrador foi posicionado de tal forma que o eixo X foi alinhado com a direção longitudinal, o eixo Y com a direção vertical e o eixo Z com a direção transversal do movimento do corpo. Próximo ao calibrador, o piso da piscina foi marcado permitindo ao participante identificar o início e o final do volume calibrado.

Palmateio, com o objetivo de mover o corpo para frente (no sentido da cabeça), foi realizado em decúbito ventral com as mãos movendo-se entre a cabeça e os quadris. Os participantes executaram dois testes: (1) um esforço máximo de 30 segundos enquanto atado à parede da piscina por meio de um cabo de aço rígido (condição atada) e (2) um esforço máximo de 25 metros (condição livre). Os testes ocorreram de forma aleatória com recuperação passiva de 10 minutos entre eles para evitar qualquer efeito da fadiga. Na condição atada, um *snorkel* frontal foi usado, enquanto que, na condição livre, o participante foi solicitado a não respirar no volume de calibração conforme as marcas no piso da piscina para evitar qualquer efeito da respiração sobre os dados cinemáticos. Com o mesmo propósito, flutuadores entre e ao redor das pernas foram utilizados em ambos os testes. Antes de iniciar a avaliação, todos os nadadores aqueceram e foram familiarizados com as condições de coleta.

As fitas reflexivas foram digitalizadas por um operador experiente e as coordenadas tridimensionais foram obtidas aplicando o método de transformação linear direta no *software*

Dvideow (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). Após obter as coordenadas, todos os cálculos foram conduzidos no *software* Matlab (R2009b), no qual cada dado de posição, de velocidade e de aceleração foi suavizado com um filtro digital Butterworth passa baixa (CHALLIS, 2008) de quarta ordem com a frequência de corte entre 2,5 e 7 Hz (WINTER, 2005).

O componente X da velocidade do trocâter maior na condição livre foi estimado a partir dos dados de posição em relação ao tempo. A média dessa velocidade foi calculada e, sabendo que o participante deveria nadar 17 metros para atingir o espaço calibrado, o tempo médio gasto para atingir o volume calibrado foi determinado. Esse tempo permitiu identificar o ciclo do palmateio que deveria ser analisado na condição atada com o intuito de comparar situações mais similares.

Somente um ciclo foi avaliado (GOMES *et al.*, 2014) em ambas as condições. Após subtrair as coordenadas do trocâter de todos os pontos das mãos em ambas às condições, as coordenadas do ponto médio entre os quatro pontos de cada mão foram utilizadas para calcular: (1) a frequência de ciclos que foi definida como a razão entre um ciclo e o tempo despendido para completar esse ciclo; (2) a velocidade resultante da mão que foi estimada a partir das coordenadas do ponto médio em relação ao tempo; (3) a aceleração resultante da mão que foi estimada a partir dos dados de velocidade do ponto médio em relação ao tempo e (4) a amplitude de movimento (ADM) da mão que foi definida para cada direção (X, Y e Z) como resultado da subtração entre os valores máximo e mínimo das coordenadas do ponto médio. O ângulo de ataque foi calculado como o ângulo entre o plano da mão e o vetor velocidade da mão (SCHLEIHAUF, 1979).

Para verificar a acurácia do sistema de medida, oito marcadores posicionados no espaço calibrado, mas não usados como pontos controles, foram digitalizado ao longo de 10 quadros e suas coordenadas tridimensionais foram obtidas. A diferença entre as coordenadas conhecidas e calculadas foram avaliadas pela diferença média absoluta (CHALLIS, 2008), a qual foi 4,0 mm, 1,0 mm e 3,4 mm para as direções X, Y e Z respectivamente (GOMES; BOEIRA; LOSS, 2014). Um ciclo de um participante na condição atada foi digitalizado cinco vezes, obtendo cinco médias de ambas as mãos para cada variável cinemática. O nível de reprodutibilidade intra-operador das variáveis foi estabelecido pelo desvio-padrão (CHALLIS, 2008) como pode ser observado na Tabela 5.

A normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. Apesar de que a normalidade não foi confirmada para três variáveis (em um total de 28), estatística paramétrica foi conduzida conforme o tamanho amostral (HOPKINS *et al.*, 2009). As

variáveis foram comparadas por meio do teste de ANOVA de medidas repetidas com dois fatores: mão (esquerda e direita) e condição (atada e livre). Os tamanhos de efeito são reportados na forma de intervalos de confiança de 95% para as diferenças (BATTERHAM; HOPKINS, 2006; HARRISS; ATKINSON, 2013). Os testes foram realizados no *software* SPSS (versão 17.0 para Windows) e um nível de significância de 5% foi adotado. Diferenças bilaterais também foram avaliadas utilizando o índice de simetria para cada variável cinemática (HERZOG *et al.*, 1989):

$$SI = \frac{X_D - X_E}{\frac{1}{2}(X_D + X_E)} \times 100 \quad \text{Equação 8}$$

em que,  $SI$  (%) é o índice de simetria,  $X_D$  é o valor da variável da mão direita e  $X_E$  é o valor da variável da mão esquerda. Como em outros estudos (TOURNY-CHOLLET; SEIFERT; CHOLLET, 2009; MOROUÇO *et al.*, 2015), foi assumido que um índice entre -10 e 10% indica simetria, enquanto que valores menores que -10% indicam assimetria para o lado esquerdo e valores maiores que 10% indicam assimetria para o lado direito.

**Tabela 5** – Desvio-padrão como nível de reprodutibilidade intra-operador das variáveis cinemáticas, em que ADM é a amplitude de movimento.

	Desvio-padrão
Frequência de ciclos (Hz)	0,02
Velocidade (m/s)	0,05
Aceleração (m/s <sup>2</sup> )	0,45
Ângulo de ataque (graus)	1,8
ADM na direção longitudinal (m)	0,03
ADM na direção vertical (m)	0,01
ADM na direção lateral (m)	0,02

### 5.3 RESULTADOS

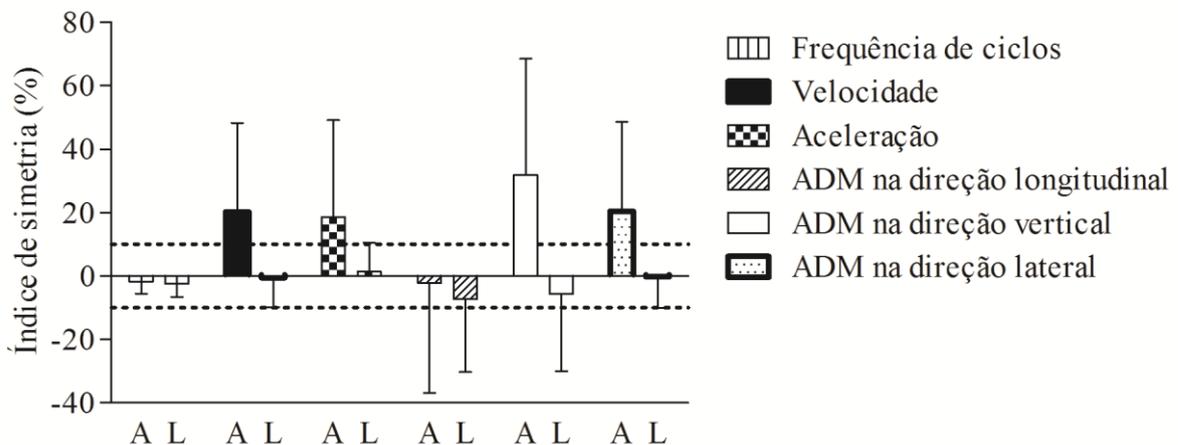
Como pode ser observado na Tabela 6, a frequência de ciclos, a velocidade e a amplitude de movimento da mão na direção lateral apresentaram um efeito principal significativo da condição. A velocidade também apresentou um efeito principal significativo da mão. Não foi encontrada interação entre condição e mão para qualquer variável. Além disso, o nível de reprodutibilidade para cada variável (Tabela 5) é aceitável conforme os resultados (Tabela 6).

**Tabela 6** – Média  $\pm$  desvio-padrão das variáveis cinemáticas e os resultados estatísticos para cada fator e para a interação entre os fatores, sendo que ADM é a amplitude de movimento e IC é o intervalo de confiança de 95%.

	Condição		Mão			Interação	
	Atada	Livre	Resultados estatísticos	Esquerda	Direita		Resultados estatísticos
Frequência de ciclos (Hz)	1,7 $\pm$ 0,3	1,6 $\pm$ 0,3	$F(1, 7) = 6,2, p = 0,041$ IC: 0,006 e 0,228	1,7 $\pm$ 0,3	1,6 $\pm$ 0,3	$F(1, 7) = 5,4, p = 0,053$ IC: -0,001 e 0,077	$F(1, 7) = 0,1, p = 0,761$
Velocidade (m/s)	1,6 $\pm$ 0,3	1,9 $\pm$ 0,2	$F(1, 7) = 5,8, p = 0,046$ IC: -0,414 e -0,005	1,7 $\pm$ 0,3	1,8 $\pm$ 0,2	$F(1, 7) = 5,6, p = 0,050$ IC: -0,266 e 0,000	$F(1, 7) = 3,0, p = 0,124$
Aceleração (m/s <sup>2</sup> )	20,5 $\pm$ 6,0	22,4 $\pm$ 3,5	$F(1, 7) = 1,5, p = 0,256$ IC: -5,455 e 1,708	20,8 $\pm$ 5,2	22,2 $\pm$ 3,8	$F(1, 7) = 2,6, p = 0,148$ IC: -3,391 e 0,630	$F(1, 7) = 1,2, p = 0,303$
Ângulo de ataque (graus)	24 $\pm$ 11	23 $\pm$ 13	$F(1, 7) = 0,03, p = 0,873$ IC: -12,052 e 13,868	23 $\pm$ 14	24 $\pm$ 8	$F(1, 7) = 0,07, p = 0,805$ IC: -10,774 e 8,665	$F(1, 7) = 0,7, p = 0,442$
ADM na direção longitudinal (m)	0,20 $\pm$ 0,10	0,21 $\pm$ 0,04	$F(1, 7) = 0,2, p = 0,686$ IC: -0,091 e 0,063	0,21 $\pm$ 0,04	0,21 $\pm$ 0,08	$F(1, 7) = 0,005, p = 0,947$ IC: -0,042 e 0,044	$F(1, 7) = 1,0, p = 0,354$
ADM na direção vertical (m)	0,13 $\pm$ 0,07	0,16 $\pm$ 0,05	$F(1, 7) = 3,0, p = 0,128$ IC: -0,083 e 0,013	0,14 $\pm$ 0,05	0,15 $\pm$ 0,06	$F(1, 7) = 3,2, p = 0,115$ IC: -0,029 e 0,004	$F(1, 7) = 3,4, p = 0,109$
ADM na direção lateral (m)	0,41 $\pm$ 0,10	0,48 $\pm$ 0,10	$F(1, 7) = 14,0, p = 0,007$ IC: -0,123 e -0,027	0,42 $\pm$ 0,08	0,47 $\pm$ 0,10	$F(1, 7) = 4,7, p = 0,068$ IC: -0,086 e 0,004	$F(1, 7) = 2,7, p = 0,145$

A Figura 8 ilustra o índice de simetria. A frequência de ciclos foi a única variável que apresentou simetria em ambas as condições. A velocidade, a aceleração e a amplitude de movimento da mão na direção lateral apresentaram simetria somente na condição livre. Apesar de que a média do índice de simetria das amplitudes de movimento na direção longitudinal e vertical indica simetria na condição livre, o desvio-padrão excede os limites de simetria. O ângulo de ataque não foi ilustrado na Figura 8, porque ele apresenta um índice muito grande em ambas as condições ( $98 \pm 224\%$  e  $-218 \pm 479\%$  nas condições atada e livre respectivamente).

**Figura 8** – Média e desvio-padrão do índice de simetria. As linhas tracejadas indicam um índice de 10 e -10%, A e L são as condições atada e livre, respectivamente, e ADM é a amplitude de movimento.



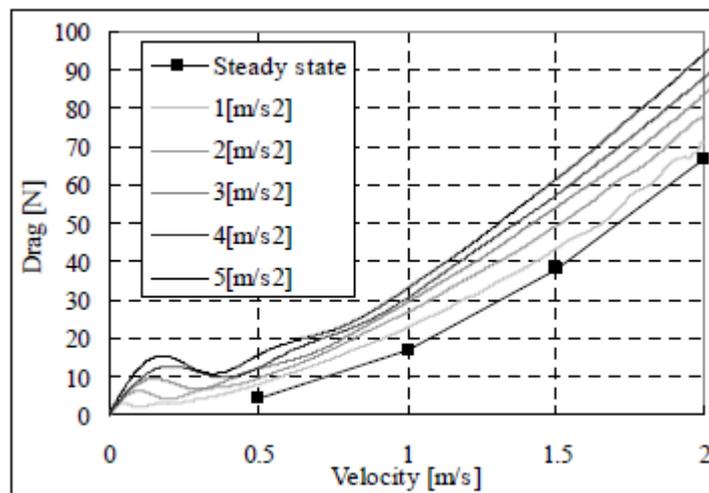
#### 5.4 DISCUSSÃO

Diferenças foram encontradas entre as condições e entre as mãos (Tabela 6 e Figura 8). Entretanto, é necessário definir se esses resultados apresentam importância prática (BATTERHAM; HOPKINS, 2006; HARRISS; ATKINSON, 2013). Por exemplo, conforme Morouço *et al.* (2014), pode ser assumido que uma diferença de frequência de braçadas entre as condições atada e livre de -0,079 a 0,112 Hz não apresenta uma importância prática. Isto é, no presente trabalho (Tabela 6), o limite inferior do intervalo de confiança e a diferença média entre as condições poderiam indicar uma similaridade entre as condições. Por outro lado, o limite superior do intervalo de confiança poderia mostrar uma diferença prática entre as condições. Desse modo, o efeito da condição na frequência de ciclos poderia ser possivelmente não importante. Esse resultado vai ao encontro de outros estudos que

encontraram uma frequência de braçadas similar entre as condições no nado *crawl* (DOMINGUEZ-CASTELLS; ARELLANO, 2012; MOROUÇO *et al.*, 2014), mas vai de encontro com Maglischo *et al.* (1984; 1985) que identificaram uma menor frequência de braçadas na condição atada do que na condição livre.

Para a velocidade da mão (Tabela 6), o limite superior do intervalo de confiança poderia indicar uma similaridade prática entre as condições. Com base em alguns estudos sobre propulsão na natação (SATO; HINO, 2003; ROUBOA *et al.*, 2006), a diferença média e, especialmente, o limite inferior poderiam mostrar uma diferença prática importante entre as condições, uma vez que quanto maior é a velocidade da mão, maior é a força propulsiva (Figura 9). Assim, o efeito da condição na velocidade da mão poderia ser provavelmente relevante. Uma maior velocidade da mão na condição livre do que na condição atada também foi reportada por Maglischo *et al.* (1984; 1985).

**Figura 9** – Resultado obtido por Sato e Hino (2003) por meio da análise de um modelo 3D de uma mão utilizando o *CFD*. No eixo vertical, é apresentada a força de arrasto (*drag*) e, no eixo horizontal, são apresentados os valores avaliados de velocidade, sendo que, na situação estável (*steady state*), a velocidade da mão avaliada foi constante.



Em relação à ADM na direção lateral (Tabela 6), o limite superior do intervalo de confiança poderia indicar uma similaridade prática entre as condições se a reprodutibilidade intra-operador for considerada (Tabela 5). Por outro lado, a diferença média e, especialmente, o limite inferior poderiam mostrar uma diferença prática importante entre as condições conforme alguns trabalhos sobre propulsão na natação. Palmateio é caracterizado por uma significativa aplicação da força de sustentação (SCHLEIHAUF, 1979), o que resulta da diferença de pressão entre a palma e o dorso da mão (TOUSSAINT; VAN DEN BERG;

BEEK, 2002). Essa diferença de pressão pode ser gerada por uma circulação ao redor da mão, o qual necessita tempo para desenvolver-se até o seu final, ou seja, espera-se que a mão percorra 0,6 m (seis vezes a sua corda que é próxima de 0,1 m) para que a força de sustentação alcance 90% do seu valor (TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002). De acordo com a diferença média e com o limite inferior do intervalo de confiança (Tabela 6), as mãos poderiam percorrer uma maior distância na condição livre do que na condição atada, o que poderia implicar em uma maior força na condição livre do que na condição atada (TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002). Dessa forma, o efeito da condição na ADM na direção lateral poderia ser provavelmente relevante.

O efeito da condição nas outras variáveis poderia ser considerado não claro com base nos intervalos de confiança (Tabela 6). Apesar desse efeito não claro, é necessário reconhecer que a interação entre o movimento do corpo do nadador e a água não é a mesma em ambas as condições (YEATER *et al.*, 1981; ADAMS *et al.*, 1984; SANDERS *et al.*, 2012), o que pode implicar em diferenças cinéticas mesmo se a cinemática fosse semelhante entre as condições.

A Tabela 6 também mostra um efeito significativo da mão na velocidade. Conforme os intervalos de confiança, esse efeito poderia ser considerado possivelmente não importante. Os intervalos de confiança para as diferenças entre as mãos das outras variáveis poderiam ser considerados não importantes ou não claros. Com o intuito de esclarecer o efeito da mão em cada condição, o índice de simetria foi verificado. A Figura 8 ilustra uma diferença relevante entre as condições. A frequência de ciclos, a velocidade, a aceleração e a ADM na direção lateral apresentaram simetria bilateral na condição livre, uma vez que suas médias e desvios-padrão estão dentro dos limites de simetria. Contudo, na condição atada, somente a frequência de ciclos apresentou simetria bilateral. Logo, a condição atada intensifica as assimetrias cinemáticas.

Alguns autores têm sugerido analisar a assimetria de força propulsiva no nado *crawl* por meio do teste de nado atado (COSTILL *et al.*, 1986; MOROUÇO *et al.*, 2011; SANDERS *et al.*, 2012). De fato, experimentos têm sido conduzidos com este tipo de análise (BARBOSA; ANDRIES JÚNIOR, 2011; SANTOS *et al.*, 2013; MOROUÇO *et al.*, 2015). No entanto, os resultados do presente estudo fornecem a primeira evidência, para o nosso conhecimento, que a condição atada intensifica as assimetrias cinemáticas. Consequentemente, é questionável se a assimetria de força pode ser avaliada pelo teste de nado atado.

Apesar de ter encontrado um aumento da assimetria cinemática na condição atada, o presente estudo analisou o palmateio em vez do nado *crawl* com o propósito de reduzir erros

na análise cinemática. Desse modo, um futuro trabalho é necessário para determinar se a condição atada não aumenta a assimetria de força no nado *crawl*. Essa futura pesquisa poderia ser realizada com sensores de pressão (KUDO *et al.*, 2008b), o que permitiria comparar a assimetria da força que atua nas mãos entre as condições atada e livre.

Por mais de 30 anos, pesquisadores têm demonstrado uma relação entre a velocidade de nado e os parâmetros obtidos no teste de nado atado. Contudo, poucos estudos têm focado na comparação da mecânica da braçada. Adams *et al.* (1984) destacaram que foi possível, visualmente, observar mudanças na mecânica da braçada no teste de nado atado. Maglischo *et al.* (1984; 1985) confirmaram, parcialmente, essa observação. O presente trabalho encontrou diferenças importantes na velocidade e na ADM na direção lateral das mãos entre as condições atada e livre e também revelou que a condição atada intensifica assimetrias cinemáticas.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Compreender os mecanismos propulsivos é fundamental para a melhora do desempenho na natação, e desempenho não se limita ao alto rendimento, também envolve o ensino desse esporte. Saber como a propulsão é gerada, como as forças propulsivas podem ser aumentadas, como, de fato, um ser humano nada é algo extremamente intrigante. Assim, vários trabalhos – com diferentes perspectivas e abordagens – têm sido realizados tendo como tema central a propulsão na natação. Apesar disso, o conhecimento sobre esse assunto é ainda insuficiente.

Em uma tentativa de contribuir com uma pecinha deste quebra-cabeça, a presente tese foi composta por quatro estudos. O primeiro foi a revisão sistemática sobre o efeito das condições instáveis na propulsão, uma vez que é necessário reconhecer que, em uma situação real de nado, ocorrem mudanças na velocidade, na orientação e na forma da mão e rotação de membros, fatores estes que caracterizam uma condição como instável (BIXLER; SCHLODER, 1996; TOUSSAINT; VAN DEN BERG; BEEK, 2002; ROUBOA *et al.*, 2006).

Essa revisão incluiu seis trabalhos realizados com experimentos físicos ou com simulações numéricas (BIXLER; SCHLODER, 1996; LAUDER; DABNICHKI, 2005; SATO; HINO, 2003; ROUBOA *et al.*, 2006; DABNICHKI, 2011; KUDO; VENNEL; WILSON, 2013) e confirmou que as forças propulsivas são subestimadas quando avaliadas em condições estáveis, em que a orientação e a velocidade da mão são constantes, ou quando uma condição estável é assumida. Além disso, entre os estudos incluídos, o efeito da aceleração da mão foi o mais investigado, sendo também o primeiro a ser analisado.

Uma importante observação destacada na revisão compreende o fato de que os trabalhos avaliaram somente um fator ou alguns fatores que caracterizam uma condição como instável, além de analisar quantidades muito limitadas de possibilidades em relação à orientação, à aceleração, à forma e ao tamanho da mão. Desse modo, é importante continuar a avaliar os fatores de forma isolada, porém analisando situações mais próximas da realidade. Ainda, a partir da ideia de que a propulsão é resultado de uma interação complexa entre o movimento do corpo e a água deslocada (ARELLANO; TERRÉS-NICOLI; REDONDO, 2006; UNGERECHTS; ARELLANO, 2011), torna-se fundamental, embora não seja simples, verificar o efeito da combinação de dois ou mais fatores ou de todos juntos sobre as forças propulsivas.

O modelo apresentado por Sanders (1999), para estimar as forças propulsivas, poderia ser aplicado para fazer essa avaliação em uma situação real de nado, uma vez que tenta

incorporar o efeito de massa adicionada pela inclusão da aceleração da mão e de outras variáveis. Esse modelo vem sendo aplicado na natação (GOURGOULIS *et al.*, 2008; 2013; 2014; 2015) apesar de não ter sido avaliado de forma mais aprofundada. Assim, surgiu o próximo objetivo que foi verificar se o modelo de Sanders é adequado para estimar as forças propulsivas em um movimento real. Entretanto, antes disso, foi necessário definir a área de referência da mão que seria empregada nas equa es hidrodinâmicas para calcular as forças com o modelo. Este compreendeu o segundo estudo da presente tese.

Por meio de uma revisão de literatura, constatou-se que os autores definiram diferentes áreas de referência, tais como: (1) a área molhada (BERGER; GROOT; HOLLANDER, 1995; BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999); (2) a área da superfície da palma da mão (SCHLEIHAUF, 1979; PAYTON; BARTLETT, 1995; GOURGOULIS *et al.*, 2013); (3) a área frontal em rela o ao fluxo (GARDANO; DABNICHKI, 2006; ROUBOA *et al.*, 2006) e (4) a área projetada (MARINHO *et al.*, 2009; 2010; VILAS-BOAS *et al.*, 2015). Assim, o objetivo do segundo estudo foi comparar a força propulsiva efetiva, obtida com o modelo de Sanders, usando duas áreas: a área projetada, a qual depende da orienta o da mão, e a área da superfície da palma da mão, a qual não depende da orienta o da mão.

Os resultados demonstraram que a escolha da área tem efeitos significativos sobre os resultados, uma vez que a força propulsiva efetiva estimada usando a área da superfície da palma da mão foi, aproximadamente, 21% maior do que a força estimada usando a área projetada. Com base nesse resultado e considerando que (1) o modelo tende a subestimar a força propulsiva efetiva (GOMES *et al.*, 2013), (2) a área da superfície da palma da mão   livre de erros provenientes dos procedimentos de digitaliza o e de reconstru o e (3) que Vogel (1994) recomenda que a área de referência não deve ser mudada mesmo se o corpo for reorientado no fluxo, o presente estudo indica o uso da área da superfície da palma da mão no cálculo das forças propulsivas.

A partir disso, foi realizado o terceiro estudo, o qual trata sobre a compara o entre as forças propulsivas efetivas calculada com o modelo e medida ao longo de um teste de nado atado. Conforme os resultados, o modelo de Sanders não é adequado para estimar as forças propulsivas devido à grande diferença entre as forças medida e calculada, sendo a medida, em média, 807,7% maior do que a calculada. A diferença absoluta média entre as forças diminui ao longo do teste, enquanto que a diferença relativa praticamente se mantem. Ainda, quanto maior é a força medida, maior é a diferença absoluta entre as forças medida e calculada, isto é, existe um erro no cálculo que cresce quando a força medida aumenta. Assim, o modelo poderia ser melhorado se os mecanismos que aumentam as forças fossem esclarecidos.

A diferença entre as forças medida e calculada neste estudo é significativamente maior do que aquela reportada por outras pesquisas (BERGER; HOLLANDER; GROOT, 1999; LAUDER; DABNICHKI, 2005; ROUBOA *et al.*, 2006; KUDO; VENNEL; WILSON, 2013). Isso pode ser por causa dos diferentes métodos conduzidos, especialmente, porque um movimento propulsivo real foi analisado pelo presente trabalho. Apesar dos resultados intrigantes encontrados, para medir a força propulsiva efetiva, os nadadores foram atados. Essa condição poderia afetar os dados cinemáticos quando comparada a uma condição em que o nadador não se encontra atado.

Consequentemente, o quarto estudo foi definido com o objetivo de verificar se a cinemática é similar entre as condições atada e livre. Embora Maglischo *et al.* (1984; 1985) observaram algumas diferenças entre as duas condições, somente analisaram o movimento de uma única mão, o que não permitiu aos autores analisar a simetria bilateral. A partir da análise realizada, foi observado que a frequência de ciclos, a velocidade e a amplitude de movimento da mão na direção lateral apresentam um efeito principal significativo da condição, embora somente, para as duas últimas variáveis, esse efeito poderia ser considerado provavelmente relevante. Isto é, na condição livre, a velocidade da mão e a amplitude de movimento da mão na direção lateral são maiores do que na condição atada, o que pode indicar uma maior força propulsiva na condição livre.

Além disso, foi observado que a condição livre apresenta simetria bilateral para frequência de ciclos, velocidade, aceleração e amplitude de movimento da mão na direção lateral, enquanto que a condição atada só apresenta simetria bilateral para a frequência de ciclos. Ou seja, a condição atada intensifica as assimetrias cinemáticas. Esse resultado permite questionar se a assimetria de força propulsiva pode ser, de fato, avaliada pelo teste de nado atado, o que vem sendo realizado por alguns autores (BARBOSA; ANDRIES JÚNIOR, 2011; SANTOS *et al.*, 2013; MOROUÇO *et al.*, 2015). Como o presente estudo analisou somente dados cinemáticos no palmateio, um futuro trabalho é necessário para determinar se a condição atada não aumenta a assimetria de força no nado *crawl*. Essa sugestão de investigação poderia ser conduzida utilizando sensores de pressão. Estes também poderiam ser empregados para comparar as forças propulsivas obtidas em um movimento real com as forças calculadas pela aproximação quase-estática.

Portanto, a presente tese evidenciou que:

- Os estudos que compararam condições estáveis com condições instáveis avaliaram somente um fator ou alguns fatores que caracterizam uma condição como instável, além de analisar

possibilidades muito limitadas em relação à orientação, à aceleração, à forma e ao tamanho da mão. Logo, é fundamental verificar o efeito de um fator ou da combinação de dois ou mais fatores, que caracterizam uma condição como instável, sobre as forças propulsivas, usando dados mais próximos da realidade, assim como analisando também uma situação real de nado.

- Para estimar as forças propulsivas com o modelo apresentado por Sanders (1999), é recomendável utilizar a área da superfície da palma da mão.

- O modelo de Sanders não é adequado para estimar as forças propulsivas, ou seja, a inclusão da aceleração da mão no modelo não é suficiente para o cálculo das forças, uma vez que a força medida foi muito maior do que a força calculada pelo modelo.

- Entre as condições atada e livre, há diferenças importantes na velocidade da mão e na amplitude de movimento da mão na direção lateral, além de que a condição atada intensifica as assimetrias cinemáticas.

## REFERÊNCIAS

- ADAMS, T.; MARTIN, R. B.; YEATER, R. A.; GILSON, K. A. Tethered force and velocity relationships. **Swimming Technique**, [s.l.], v. , n. , p.21-26, 1984.
- AKIS, T.; ORCAN, Y. Experimental and analytical investigation of the mechanics of crawl stroke swimming. **Mechanics Research Communications**, New York, v. 31, n. 2, p.243-261, 2004.
- ALEXANDER, D. E. Drag coefficients of swimming animals: Effects of using different reference areas. **The Biological Bulletin**, Lancaster, v. 179, n. 2, p.186-190, 1990.
- AMARO, N.; MARINHO, D. A.; BATALHA, N.; MARQUES, M. C.; MOROUÇO, P. Reliability of tethered swimming evaluation in age group swimmers. **Journal of Human Kinetics**, Kraków, v. 41, n.1, p.155-162, 2014.
- 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.; 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.
- BARBOSA, A. C.; ANDRADE, R. M.; MOREIRA, A.; SERRÃO, J. C. ANDRIES JÚNIOR, O. Reprodutibilidade da curva força-tempo do estilo “Crawl” em protocolo de curta duração. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 26, n. 1, p.37-45, 2012.
- BARBOSA, A. C.; ANDRIES JÚNIOR, O. Effects of different hand paddle sizes on bilateral propulsive force difference in front crawl swimming. **Serbian Journal of Sports Sciences**, Belgrade, v. 5, n. 3, p.91-97, 2011
- BATTERHAM, A. M.; HOPKINS, W. G. Making meaningful inferences about magnitudes. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, Champaign, v. 1, n. 1, p.50-57, 2006.
- BERGER, M. A. M.; GROOT, G.; HOLLANDER, A. P. Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 28, n. 2, p.125-133, 1995.
- BERGER, M. A. M.; HOLLANDER, A. P; GROOT, G. Determining propulsive force in front crawl swimming: a comparison of two methods. **Journal of Sports Sciences**, London, v. 17, n. 2, p.97-105, 1999.

BILINAUSKAITE, M.; MANTHA, V. R.; ROUBOA, A. I.; ZILIUKAS, P.; SILVA, A. J. Computational fluid dynamics study of swimmer's hand velocity, orientation, and shape: Contributions to hydrodynamics. **BioMed Research International**, New York, v. 2013, n. , p.1-14, 2013.

BIXLER, B.; RIEWALD, S. Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 35, n. 5, p.713-717, 2002.

BIXLER, B.; SCHLODER, M. Computational fluid dynamics: An analytical tool for the 21st century swimming scientist. **Journal of Swimming Research**, Fort Lauderdale, v. 11, n. 1, p.4-22, 1996.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. **Journal of Biopharmaceutical Statistics**, London, v. 17, n. 4, p.571-582, 2007.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **The Lancet**, London, v. 327, n. 8476, p.307-310, 1986.

BROWN, R; COUNSILMAN, J. The role of lift in 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.

CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F.; BAGATINI, D.; SOARES, D. P.; ROCHA, E. K.; OLIVEIRA, A. R.; GUIMARÃES, A. C. S. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p.915-921, 2009.

CAPPAERT, J. M; PEASE, D. L.; TROUP, J. P. Three-dimensional analysis of the men's 100-m freestyle during the 1992 Olympic Games. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 11, n. 1, p. 103-112, 1995.

CASTRO, F. A. S.; DE OLIVEIRA, T. S.; MORÉ, F. C.; MOTA, C. B. Relações entre desempenho em 200m nado crawl e variáveis cinéticas do teste de nado estacionário. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, Campinas, v. 31, n. 3, p.161-176, 2010.

CHALLIS, J. H. Data processing and error estimation. In: PAYTON, C. J.; BARTLETT, R. M. **Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise**. Abingdon: Routledge, 2008. p. 129-152.

COSTILL, D. L.; RAYFIELD, F.; KIRWAN, J.; THOMAS, R. A computer based system for the measurement of force and power during crawl swimming. **Journal of Swimming Research**, Fort Lauderdale, v. 2, n. 1, p.16-19, 1986.

DABNICHKI, P. Modelling, computing and sport. **Informatick-Spektrum**, Berlin, v. 31, n. 4, p.316-322, 2008.

DABNICHKI, P. Unsteady fluid mechanics effects in water based human locomotion. **Mathematics and Computers in Simulation**, Amsterdam, v. 82, n. 3, p.471-482, 2011.

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.

DOMINGUEZ-CASTELLS, R.; ARELLANO, R. Effect of different loads on stroke and coordination parameters during freestyle semi-tethered swimming. **Journal of Human Kinetics**, Kraków, v. 32, n. , p.33-41, 2012.

DOPSAJ, M.; MATKOVIĆ, I.; THANOPOULOS, V.; OKIČIĆ, T. Reliability and validity of basic kinematics and mechanical characteristics of pulling force in swimmers measured by the method of tethered swimming with maximum intensity of 60 seconds. **Physical Education and Sport**, Niš, v. 1, n. 10, p.11-22, 2003.

DOPSAJ, M.; MATKOVIĆ, I.; ZDRAVKOVIĆ, I. The relationship between 50m – freestyle results and characteristics of tethered forces in male sprint swimmers: A new approach to tethered swimming test. **Physical Education and Sport**, Niš, v. 1, n. 7, p15-22, 2000.

FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A. G.; BUCHNER, A. G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, Austin, v. 39, n. 2, p.175-191, 2007.

FIELD, A. **Discovering statistics using SPSS**. 3. ed. SAGE Publications Ltd: London, 2009.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer methods and programs in biomedicine**, Amsterdam, v. 72, n. 2, p.155-165, 2003.

GARDANO, P.; DABNICHKI, P. On hydrodynamics of drag and lift of the human arm. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 39, n. 15, p.2767-2773, 2006.

GOMES, L. E.; BOEIRA, L.; LOSS, J. F. Área da palma da mão e área projetada da mão: Implicações do uso de diferentes áreas no cálculo da força propulsiva na natação. In: SIMPÓSIO EM NEUROMECÂNICA APLICADA, 5., 2014, Caxias do Sul. **Anais do V Simpósio em Neuromecânica Aplicada**. Caxias do Sul: Universidade de Caxias do Sul, 2014, p. 32 - 40.

GOMES, L. E.; MELO, M. O.; TREMEA, V. W.; LA TORRE, M.; DA SILVA, Y. O.; CASTRO, F. S.; LOSS, J. F. Position of arm and forearm, and elbow flexion during performance of the sculling technique: Technical recommendation versus actual performance. **Motriz**, Rio Claro, v. 20, n. 1, p.33-41, 2014.

GOMES, L. E.; SILVEIRA, R. P.; CASTRO, F.; MOTA, C. B.; LOSS, J. Comparison between calculated and measured effective propulsive forces during a support sculling motion. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 24., 2013, Natal. **Proceedings of the XXIV Congress of the International Society of Biomechanics**. Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2013. p. 1 - 2.

GOMES, L. E.; TREMEA, V. W.; SILVEIRA, R. P.; CASTRO, F. A. S.; LOSS, J. F. Força propulsiva efetiva durante um palmateio de sustentação – Um estudo de caso. **Revista Mackenzie de Educação Física**, São Paulo, v. 10, n. 1, p.28-37, 2011.

GOURGOULIS, V.; AGGELOUSSIS, N.; MAVRIDIS, G.; BOLI, A.; KASIMATIS, P.; VEZOS, N.; TOUBEKIS, A.; ANTONIOU, P.; MAVROMMATIS, G. Acute effect of front crawl sprint resisted swimming on the propulsive forces of the hand. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 29, n. 1, p. 98-104, 2013.

GOURGOULIS, V.; AGGELOUSSIS, N.; VEZOS, N.; KASIMATIS, P.; ANTONIOU, P.; MAVROMMATIS, G. Estimation of hand forces and propelling efficiency during front crawl swimming with hand paddles. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 41, n. 1, p.208-215, 2008.

GOURGOULIS, V.; BOLI, A.; AGGELOUSSIS, N.; ANTONIOU, P.; TOUBEKIS, A.; MAVROMMATIS, G. The influence of the hand's acceleration and the relative contribution of drag and lift forces in front crawl swimming. **Journal of Sports Sciences**, London, v. 33, n. 7, p.696-712, 2015.

GOURGOULIS, V.; BOLI, A.; AGGELOUSSIS, N.; TOUBEKIS, A.; ANTONIOU, P.; KASIMATIS, P.; VEZOS, N.; MICHALOPOULOU, M.; KAMBAS, A.; MAVROMMATIS, G. The effect of leg kick on sprint front crawl swimming. **Journal of Sports Sciences**, London, v. 32, n. 3, p.278-289, 2014.

HARRISS, D. J.; ATKINSON, G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2014 update. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 34, n. 12, p.1025-1028, 2013.

HERZOG, W. B.; NIGG, B. M.; READ, L. J.; OLSSON, E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Medison, v. 21, n.1, p.110-114, 1989.

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.

HOPKINS, W. G.; MARSHALL, S. W.; BATTERHAM, A. M.; HANIN, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Medison, v. 41, n. 1, p.3-12, 2009.

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.

KALVA-FILHO, C. A.; ZAGATTO, A. M.; ARAÚJO, M. I. C.; SANTIAGO, P. R. P.; DA SILVA, A. S. R.; GOBATTO, C. A.; PAPOTI, M. Relationship between aerobic and anaerobic parameters from 3-minute all-out tethered swimming and 400-m maximal front

crawl effort. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 29, n. 1, p.238-245, 2015.

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.

KESKINEN, K. L.; KOMI, P. V. Intracycle variation in force, velocity and power as a measure of technique performance during front crawl swimming. In: **CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**, 14., 1993, Paris. **Proceedings of the XIV Congress of the International Society of Biomechanics**. Paris: [s.e.], 1993. p. 676 - 677.

KJENDLIE, P. L.; THORSVALD, K. A tethered swimming power test is highly reliable. 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. 231 - 233.

KUDO, A.; VENNEL, R.; WILSON, B. The effect of unsteady flow due to acceleration on hydrodynamic forces acting on the hand in swimming. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 46, n. 10, p.1697-1704, 2013.

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**, New York, v. 41, 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. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 41, n. 5, p.1131-1136, 2008b.

LANGENDORFER, S. J. To scull or not to scull: Implications of Bernoulli's principle. **International Journal of Aquatic Research and Education**, v. 2, n. 2, p.93-102, 2008.

LAUDER, M. A.; DABNICHKI, P. Estimating propulsive forces – sink or swim? **Journal of Biomechanics**, New York, v. 38, n. 10, p.1984-1990, 2005.

LORENTE, S.; CETKIN, E.; BELLO-OCHEDE, T.; MEYER, J. P.; BEJAN, A. The constructal-law physics of why swimmers must spread their fingers and toes. **Journal of Theoretical Biology**, v. 308, n. 7, p.141-146, 2012.

MAGLISCHO, C. W.; MAGLISCHO, E. W.; SHARP, R. L.; ZIER, D. J.; KATZ, A. Tethered and nontethered crawl swimming. In: **INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS**, 2., 1984, Colorado Springs. **Proceedings of the Second International Symposium on Biomechanics in Sports**. Del Mar: Academic Publication, 1984. p. 163 - 176.

MAGLISCHO, E. W.; MAGLISCHO, C. W.; ZIER, D. J.; SANTOS, T. R. The effect of sprint-assisted and sprint-resisted swimming on stroke mechanics. **Journal of Swimming Research**, Fort Lauderdale, v. 1, n. 2, p.27-33, 1985.

MANTHA, S.; ROIZEN, M. F.; FLEISHER, L. A.; THISTED, R.; FOSS, J. Comparing methods of clinical measurement: Reporting standards for Bland and Altman analysis. **Anesthesia and Analgesia**, Cleveland v. 90, n. 3, p.593-602, 2000.

MARINHO, D. A.; BARBOSA, T. M.; REIS, V. M.; KJENDLIE, P. L.; ALVES, F. B.; VILAS-BOAS, J. P.; MACHADO, L.; SILVA, A. J.; ROUBOA, A. I. Swimming propulsion forces are enhanced by a small finger spread. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 26, n. 1, p.87-92, 2010.

MARINHO, D. A.; ROUBOA, A. I.; ALVES, F. B.; VILAS-BOAS, J. P.; MACHADO, L.; REIS, V. M.; SILVA, A. J. Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming. **Journal of Sports Science and Medicine**, Bursa, v. 8, n. 1, p.58-66, 2009.

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

MINETTI, A. E.; MACHTSIRAS, G.; MASTERS, J. C. The optimum finger spacing in human swimming. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 42, n. 13, p.2188-2190, 2009.

MOHER, D.; LIBERATI, A.; TETZLAFF, J.; ALTMAN, D. G.; THE PRISMA GROUP. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA Statement. **Plos Medicine**, San Francisco, v. 6, n. 7, p.1-6, 2009.

MOROUÇO, P.; KESKINEN, K. L.; VILAS-BOAS, J. P.; FERNANDES, R. J. Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 27, n. 2, p.161-169, 2011.

MOROUÇO, P. G.; MARINHO, D. A.; FERNANDES, R. J.; MARQUES, M. C. Quantification of upper limb kinetic asymmetries in front crawl swimming. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 40, n. , p.185-192, 2015.

MOROUÇO, P. G.; MARINHO, D. A.; KESKINEN, K. L.; BADILLO, J. J.; MARQUES, M. C. Tethered swimming can be used to evaluate force contribution for short-distance swimming performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 28, n. 11, p.3093-3099, 2014.

MOROUÇO, P. G.; VILAS-BOAS, J. P.; FERNANDES, R. J. Evaluation of adolescent swimmers through a 30-s tethered test. **Pediatric Exercise Science**, Champaign, v. 24, n. 2, p.321-321, 2012.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, Oxford, v. 9, n. 1, p.97-113, 1971.

PAI, Y. C.; HAY, J. G. A hydrodynamic study of the oscillation motion in swimming. **International Journal of Sport Biomechanics**, Champaign, v. 4, n. 1, p.21-37, 1988.

PAPOTI, M.; MARTINS, L.; CUNHA, S.; ZAGATTO, A.; GOBATTO, C. Padronização de um protocolo específico para determinação da aptidão anaeróbia de nadadores utilizando células de carga. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, Porto, v. 3, n. 3, p.36-42, 2003.

PASSING, H.; BABLOK, W. A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine**, Berlin, v. 21, n. 11, p.709-720, 1983.

PAYTON, C.; BARTLETT, R. Estimating propulsive forces in swimming from three-dimensional kinematic data. **Journal of Sports Sciences**, London, v. 13, 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: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 23., 2005, Beijing. **Proceedings of the XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports**. Beijing: [s.e.], 2005. p. 901 - 904.

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**, New York, v. 39, n. 7, p.1239-1248, 2006.

SANDERS, R.; THOW, J.; ALCOCK, A.; FAIRWEATHER, M.; RIACH, I.; MATHER, F. How can asymmetries in swimming be identified and measured? **Journal of Swimming Research**, Fort Lauderdale, v. 19, n. 1, p.1-15, 2012.

SANDERS, R. Hydrodynamic characteristics of a swimmer's hand. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 15, n. 1, p.3-26, 1999.

SANTOS, K. B.; BENTO, P. C. B.; PEREIRA, G.; RODACKI, A. L. F. The relationship between propulsive force in tethered-swimming and 200m-front crawl performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, *in press*.

SANTOS, K. B.; PEREIRA, G.; PAPOTI, M.; BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. Propulsive force asymmetry during tethered-swimming. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 34, n. 7, p.606-611, 2013.

SATO, Y.; HINO, T. A computational fluid dynamics analysis of hydrodynamic force acting on a swimmer's hand in a swimming competition. **Journal of Sports Science and Medicine**, Bursa, v. 12, n. 4, p.679-689, 2013.

SATO, Y.; HINO, T. Estimation of thrust of swimmer's hand using CFD. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON AQUA BIO-MECHANISMS, 2., 2003, Honolulu.

**Proceedings of the 2nd International Symposium on Aqua Bio-Mechanisms.** Honolulu: [s.e.], 2003, p. 1 - 7.

SCHLEIHAUF, R. E. A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM OF BIOMECHANICS IN SWIMMING, 3., 1978, Edmonton. **Swimming III: Proceedings of the Third International Symposium of Biomechanics in Swimming.** Edmonton: University of Alberta, 1979. p. 70 - 109.

TAKAGI, H.; MURASE, Y.; NAKASHIMA, M.; MATSUUCHI, K. A review of experimental and numerical investigations about the unsteady flow in human swimming motions. **Bulletin of Institute of Health and Sport Science**, Tsukuba, v. 37, n. , p.31-39, 2014a.

TAKAGI, H.; NAKASHIMA, M.; OZAKI, T.; MATSUUCHI, K. Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic arm and its flow field: Application to the crawl stroke. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 47, n. 6, p.1401-1408, 2014b.

TAKAGI, H.; NAKASHIMA, M.; OZAKI, T.; MATSUUCHI, K. Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 46, n. 11, p.1825-1832, 2013.

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.

THANOPOULOS, V.; ROZI, G.; PLATANOU, T. Lactate comparison between 100m freestyle and tethered swimming of equal duration. In: 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. 230 - 233.

TOURNY-CHOLLET, C.; SEIFERT, L.; CHOLLET, D. Effect of force symmetry on coordination in crawl. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 30, n. 3, p.182-187, 2009.

TOUSSAINT, H. M.; BEEK, P. J. Biomechanics of competitive front crawl swimming. **Sports Medicine**, Auckland, V. 13, n. 1, p.8-24, 1992.

TOUSSAINT, H. M.; VAN DEN BERG, C.; BEEK, W. J. "Pumped-up propulsion" during front crawl swimming. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Medison, v. 34, n. 2, p.314-319, 2002.

UNGERECHTS, B.; ARELLANO, R. Hydrodynamics in swimming. In: SEIFERT, L.; CHOLET, D.; MUJKA, I. **World book of swimming: From science to performance.** New York: Nova Science Publishers, 2011. p. 21-41.

VILAS-BOAS, J. P.; RAMOS, R. J.; FERNANDES, R. J.; SILVA, A. J.; ROUBOA, A. I.; MACHADO, L.; BARBOSA, T. M.; MARINHO, D. A. Hydrodynamic analysis of different finger positions in swimming: A computational fluid dynamics approach. **Journal of Applied**

**Biomechanics**, Champaign, v. 31, n. 1, p.48-55, 2015.

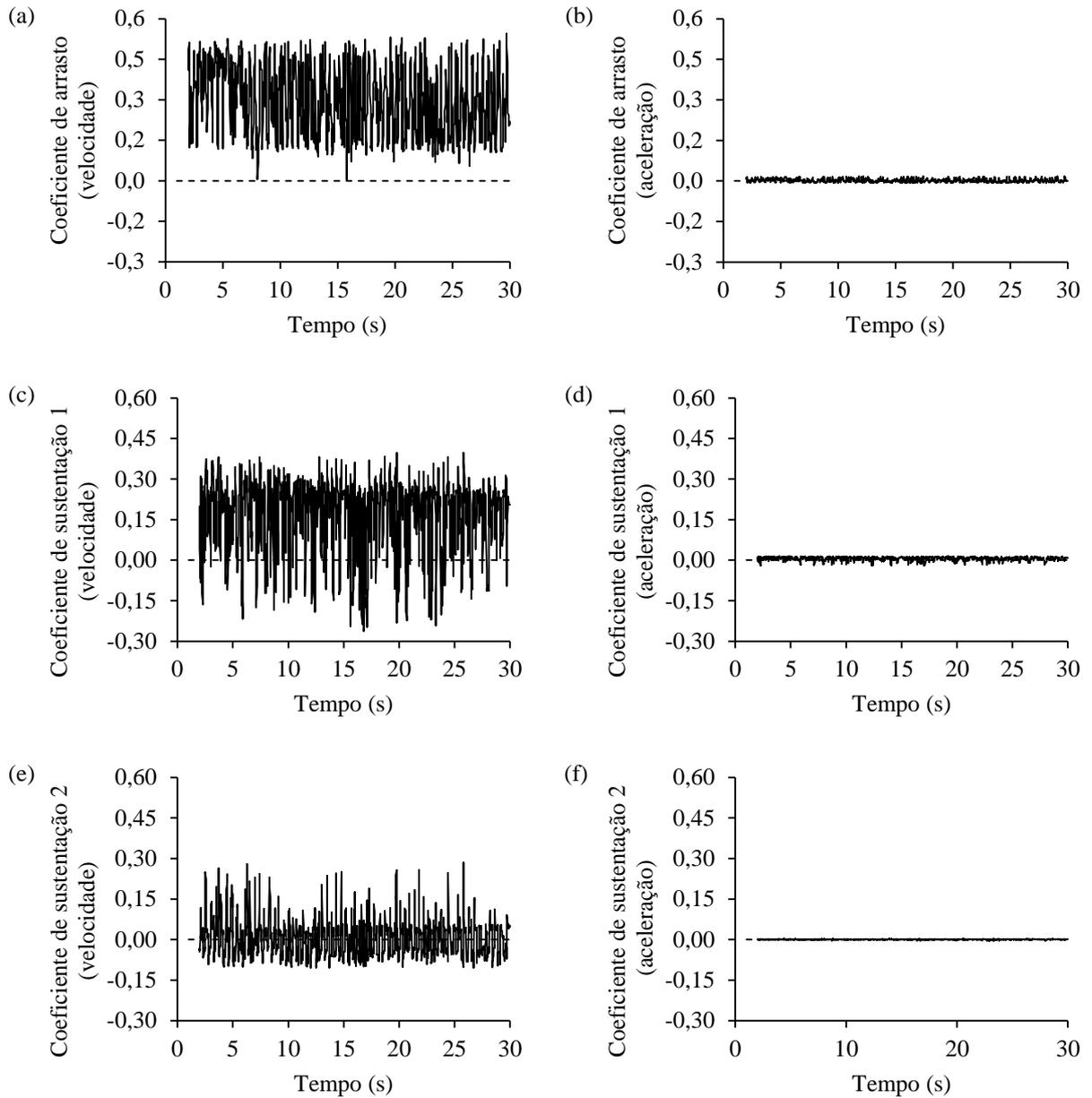
VOGEL, S. **Life in moving fluids**: The physical biology of flow. 2. ed. Princeton: Princeton University Press, 1994.

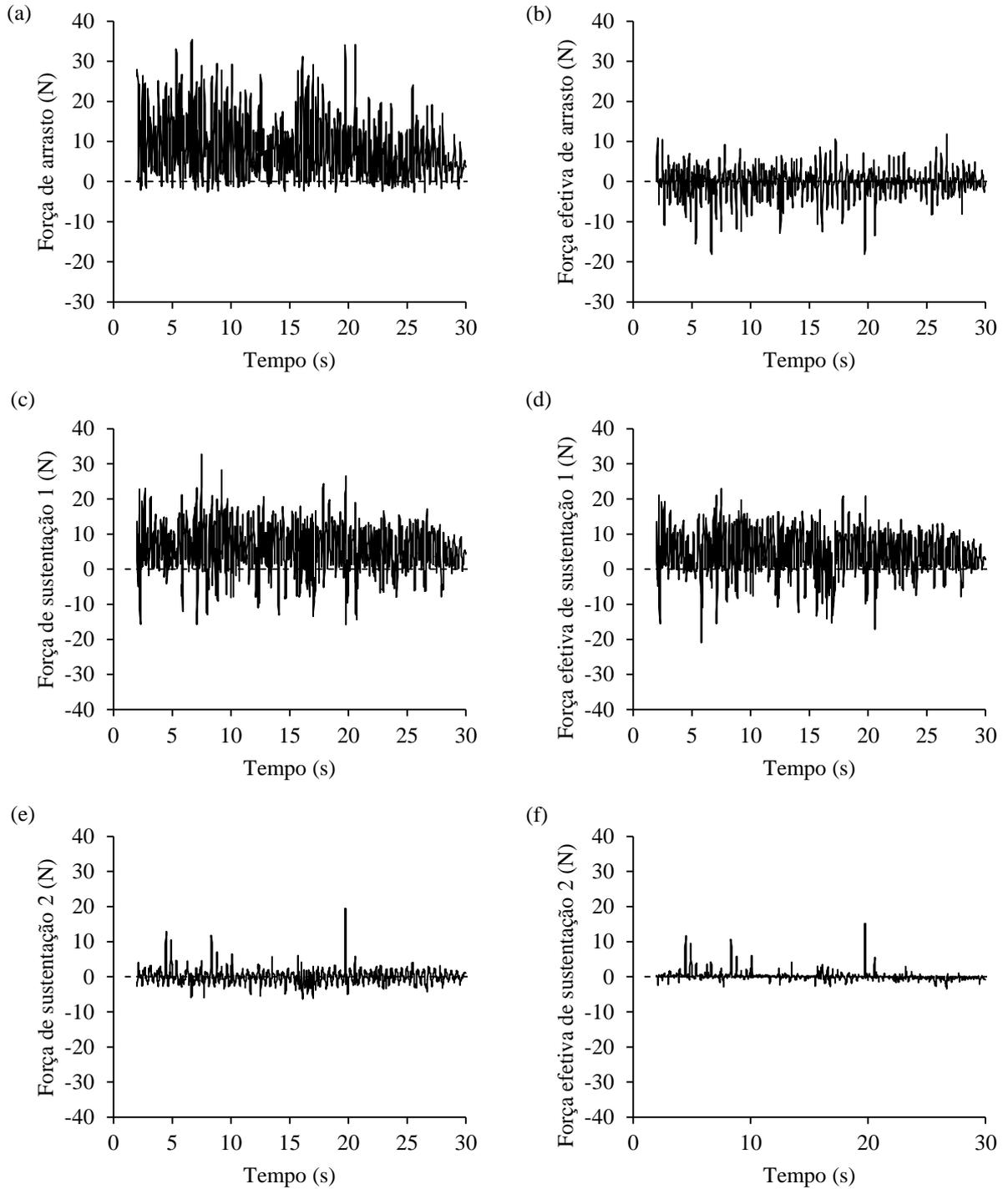
WINTER, D. Kinematics. In: WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. p. 13-58.

YEATER, R.; MARTIN, B.; WHITE, M. K.; GILSON, K. H. Tethered swimming forces in the crawl, breast and back strokes and their relationship to competitive performance. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 14, n. 8, p.527-537, 1981.

## APÊNDICE A – COEFICIENTES DAS FORÇAS

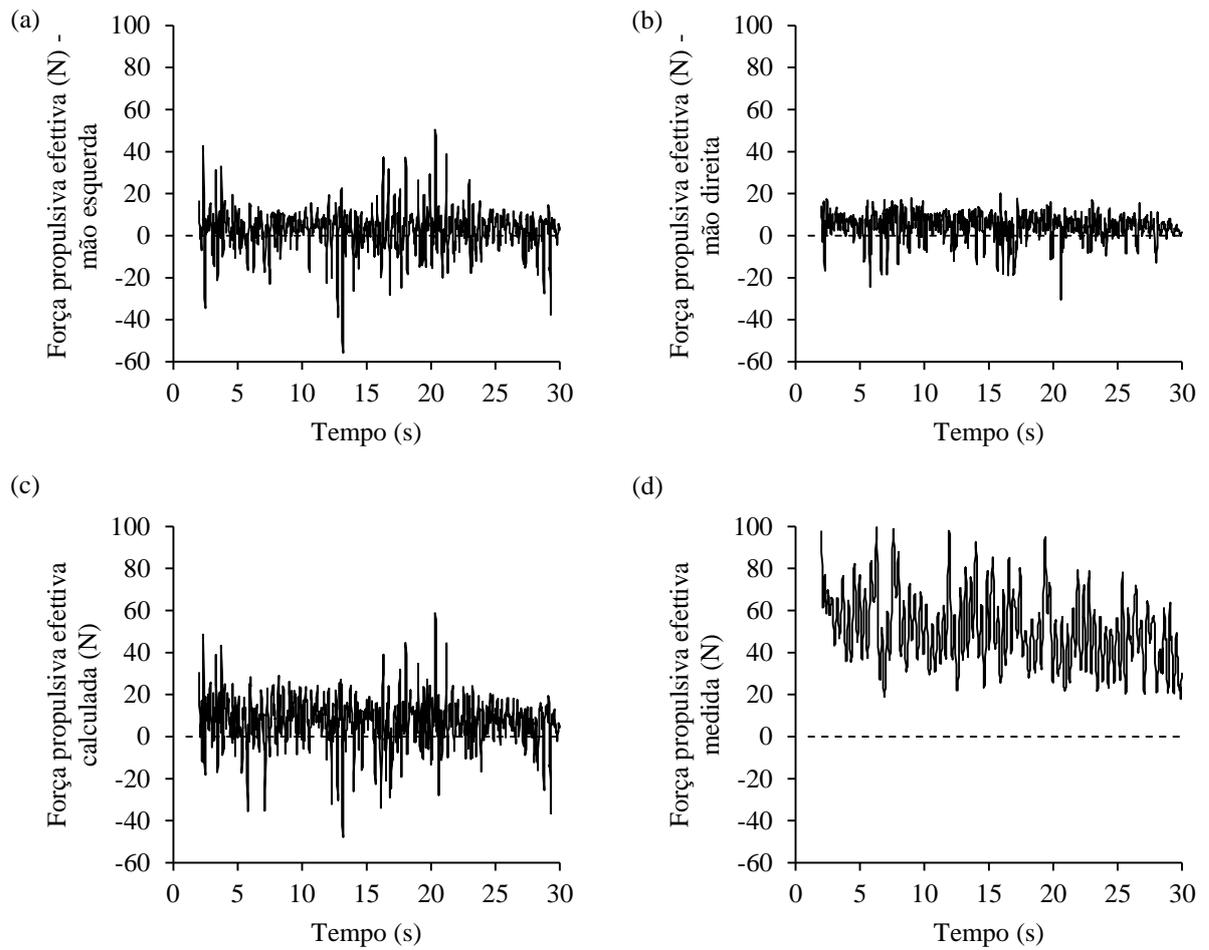
**Figura 10** – Exemplos de coeficientes de velocidade e de aceleração da força de arrasto e dos dois componentes da força de sustentação obtidos para a mão direita de um participante a partir das séries de Fourier descritas por Sanders (1999).



**APÊNDICE B – FORÇAS PROPULSIVAS****Figura 11** – Exemplos de forças propulsivas e de forças propulsivas efetivas obtidas para a mão direita de um participante a partir do modelo de Sanders (1999).

## APÊNDICE C – FORÇAS CALCULADAS E MEDIDAS

**Figura 12** – Exemplos de forças propulsivas efetivas obtidas para um participante: (a) força propulsiva efetiva calculada para a mão esquerda; (b) força propulsiva efetiva calculada para a mão direita; (c) força propulsiva efetiva calculada (somatório das forças propulsivas efetivas calculadas das duas mãos) e (d) força propulsiva efetiva medida.



**ANEXO A – ACEITE DO ESTUDO 1**

---

**Assunto:** Journal of Sports Sciences - Decision on Manuscript ID RJSP-2014-0243.R1

---

**De:** a.m.nevill@wlv.ac.uk (a.m.nevill@wlv.ac.uk)

---

**Para:** lara\_foquinha@yahoo.com.br;

---

**Cc:** es.wallace@ulster.ac.uk;

---

**Data:** Segunda-feira, 29 de Dezembro de 2014 10:17

---

29-Dec-2014

Dear Prof. Gomes:

It is a pleasure to accept your manuscript entitled "Effects of Unsteady Conditions on Propulsion Generated by the Hand's Motion in Swimming: A Systematic Review" in its current form for publication in the Journal of Sports Sciences. The comments of the reviewer(s) who reviewed your manuscript are included at the foot of this letter.

Thank you for your fine contribution. On behalf of the Editors of the Journal of Sports Sciences, we look forward to your continued contributions to the Journal.

Sincerely,  
Prof. Alan Nevill  
Editor in Chief, Journal of Sports Sciences  
[a.m.nevill@wlv.ac.uk](mailto:a.m.nevill@wlv.ac.uk)

Reviewer(s)' Comments to Author:

Reviewer: 1

Comments to the Author

The authors answered all the questions indicated. The article showed substantial improvements.

Reviewer: 2

Comments to the Author

Thank you for the remarks and the corrections.

**ANEXO B – ANAIS EM QUE O ESTUDO 2 FOI PUBLICADO**

**ANAIS**

**V SIMPÓSIO EM NEUROMECAÂNICA  
APLICADA**

**ADAPTAÇÃO AO EXERCÍCIO,  
REABILITAÇÃO E TREINAMENTO**

**ISSN: 2316 5685**

**Caxias do Sul, 2014**

## ÍNDICE/INDEX

ÁREA DA PALMA DA MÃO E ÁREA PROJETADA DA MÃO: IMPLICAÇÕES DO USO DE DIFERENTES ÁREAS NO CÁLCULO DA FORÇA PROPULSIVA NA NATAÇÃO .....	32
EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO ESTÁTICO PASSIVO NA FORÇA EXPLOSIVA DE MEMBROS INFERIORES DE HOMENS JOVENS.....	42
ALTERAÇÕES NA SENSIBILIDADE PLANTAR APÓS CORRIDA PROLONGADA.....	50
INFLUENCIA DE DIFERENTES TRAVAS DE CHUTEIRAS NO MOMENTO ARTICULAR DO JOELHO DURANTE REALIZAÇÃO DE MOVIMENTOS ESPECÍFICOS DO FUTEBOL .....	56
EFEITO DE UM PROTOCOLO ESPECÍFICO DE CICLISMO NOS MARCADORES DE LESÃO MUSCULAR .....	66
EFFECT OF THE APPLICATION OF TONING K-TAPING ON THE MAXIMUM VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION, RANDOMIZED CLINICAL TRIAL.....	72
COMPARAÇÃO DO EQUILÍBRIO ENTRE ATLETAS DE FUTEBOL COM PARALISIA CEREBRAL E NÃO-ATLETAS SEM PARALISIA CEREBRAL .....	75
MUSCLE QUALITY, BUT NOT MUSCLE THICKNESS, IS DECREASED IN DIFFERENT AGE GROUPS OF OLDER WOMEN .....	79
EFEITO DA POSIÇÃO DOS PÉS NA RECUPERAÇÃO DO EQUILÍBRIO APÓS PERTURBAÇÃO.....	88
TORQUE VS FREQUENCY RELATIONSHIPS WHEN NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION IS APPLIED OVER THE MUSCLE BELLY, NERVE TRUNK OR ALTERNATED BETWEEN THE TWO.....	95
AVALIAÇÃO DO TORQUE E DA TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA EM INDIVÍDUOS COM ESPASTICIDADE PÓS AVC.....	99
RESPOSTAS NEUROMUSCULARES EM IDOSOS DE ACORDO COM OS NÍVEIS DE CAPACIDADE FUNCIONAL .....	107
EFEITO DO USO DE REPETIÇÕES MÁXIMAS NO TREINAMENTO DE FORÇA SOBRE A FORÇA MÁXIMA E NA ESPESSURA MUSCULAR EM IDOSAS .....	112
EFEITOS AGUDOS DE PROTOCOLOS DE TREINAMENTO DE FORÇA NO MEIO AQUÁTICO SOBRE A FUNÇÃO NEUROMUSCULAR DE HOMENS JOVENS.....	122
INFLUÊNCIA DO TREINO COM RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO SOBRE PARÂMETROS TERMOGRÁFICOS E VOLUME DE TREINAMENTO .....	125
ALTERAÇÕES NA CINEMÁTICA DO MEMBRO INFERIOR DURANTE EXERCÍCIOS DE GINÁSTICA COM BOTAS KANGOO JUMPS®.....	132

## ÁREA DA PALMA DA MÃO E ÁREA PROJETADA DA MÃO: IMPLICAÇÕES DO USO DE DIFERENTES ÁREAS NO CÁLCULO DA FORÇA PROPULSIVA NA NATAÇÃO

<sup>1,2</sup>Lara E Gomes, <sup>2</sup>Lucas Boeira & <sup>3</sup>Jefferson F. Loss

<sup>1</sup>Colegiado de Educação Física, Universidade Federal do Vale do São Francisco, Petrolina, PE, Brasil

<sup>2</sup>Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

E-mail: lara.gomes@univasf.edu.br, web: <http://www.ufrgs.br/biomec/>

---

### Principais contribuições deste trabalho

- A força propulsiva com a área da palma é maior que a força com a área projetada.
- Recomenda-se que a área da palma da mão seja usada no cálculo da força.

### INTRODUÇÃO

A propulsão na natação é considerada um dos fatores determinantes para o desempenho nesse esporte. Dessa forma, vários trabalhos foram realizados com o intuito de estimar as forças propulsivas, isto é, as forças de arrasto e de sustentação [1-5]. Uma forma de obter as forças propulsivas, é por meio da análise quase-estática, na qual dados cinemáticos de nadadores, tais como a velocidade e a orientação da mão, são usados para estimar as forças a partir da seguinte equação geral [1,6-7]:

$$F_{ax} = 1/2 \rho v^2 C_F A \quad \text{Equação 1}$$

em que,  $F_{ax}$  (N) é uma força propulsiva que atua em uma determinada direção,  $\rho$  ( $\text{kg/m}^3$ ) é a massa específica do fluido,  $v$  (m/s) é a velocidade da mão,  $C_F$  é o coeficiente da respectiva força determinado conforme a orientação da

mão e  $A$  ( $\text{m}^2$ ) é a área do membro que gera propulsão.

Em relação a essa área na Equação 1, pode ser observado nos estudos que há diferença na definição e, conseqüentemente, na determinação dessa área. Por exemplo, em alguns trabalhos [2,7], a área molhada da mão e do antebraço foi usada, sendo que essa área compreende a superfície total exposta ao fluxo [8]. Outros autores [1,6,9,10] usaram a área da superfície da palma da mão, enquanto outros usaram a área frontal da mão em relação ao fluxo [4,11]. Em outros estudos [12,13], foi usada a área projetada conforme a orientação da mão, a qual compreende a área que contribui efetivamente para gerar determinada força.

A área frontal e a área projetada da mão dependem da orientação do membro, assim, mudam constantemente durante

## ANEXO C – SUBMISSÃO DO ESTUDO 3

Zimbra

lara.gomes@univasf.edu.br

---

**A manuscript number has been assigned - BM-D-14-01131**

---

**De :** Journal of Biomechanics <JBM@elsevier.com>

Ter, 18 de nov de 2014 21:50

**Remetente :** ees bm 0 2d5c99 a2bcca62  
<ees.bm.0.2d5c99.a2bcca62@eesmail.elsevier.com>**Assunto :** A manuscript number has been assigned - BM-D-14-01131**Para :** lara gomes <lara.gomes@univasf.edu.br>**Cc :** lucas boeira <lucas.boeira@gmail.com>, jefferson loss <jefferson.loss@ufrgs.br>

Dear Mrs. Gomes,

Your submission entitled "The suitability of including hand acceleration in Sanders' model for the calculation of propulsive forces in human swimming" has been assigned the following manuscript number: BM-D-14-01131.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to EES as an author.

The URL is <http://ees.elsevier.com/bm/>.

Thank you for submitting your work to The Journal of Biomechanics.

Kind regards.

Raquel Redondo  
Editorial Office  
Journal of Biomechanics

---

## ANEXO D – SUBMISSÃO DO ESTUDO 4

Zimbra

lara.gomes@univasf.edu.br

---

**International Journal of Sports Medicine - Manuscript ID IJSM-02-2015-4749-tt**

---

**De :** ijsm.editorialoffice1 <ijsm.editorialoffice1@thieme.de> Qua, 04 de fev de 2015 18:34  
**Remetente :** onbehalfof+ijsm.editorialoffice1+thieme.de <onbehalfof+ijsm.editorialoffice1+thieme.de@manuscriptcentral.com>  
**Assunto :** International Journal of Sports Medicine - Manuscript ID IJSM-02-2015-4749-tt  
**Para :** lara.gomes <lara.gomes@univasf.edu.br>  
**Cc :** lara.gomes <lara.gomes@univasf.edu.br>, lucas.boeira <lucas.boeira@gmail.com>, jefferson.loss <jefferson.loss@ufrgs.br>

04-Feb-2015

Dear Mrs.  
Gomes,

Thank you for the submission of your manuscript entitled "KINEMATIC DIFFERENCES BETWEEN VARIABLES IN TETHERED AND FREE SWIMMING CONDITIONS" to the International Journal of Sports Medicine. Your manuscript will now go into the reviewing process.

Manuscript authors:

Gomes, Lara; Boeira, Lucas; Loss, Jefferson

The manuscript ID is IJSM-02-2015-4749-tt.

Please note that only the corresponding author should contact the Editorial Office or journal editors regarding this manuscript. When doing so, please be sure to refer to the manuscript ID.

To to update your account information and/or change your password, please log in to <http://mc.manuscriptcentral.com/ijsm> and click on "Edit Account" in the upper right of the browser window. Corresponding authors and co-authors can also log in to their Author Center to follow the status of the manuscript (<https://mc.manuscriptcentral.com/ijsm>).

Sincerely,  
International Journal of Sports Medicine Editorial Office

---