

# Potência mecânica e carga interna nas articulações em movimentos aquáticos

## Autores

Jessy Lauer <sup>1, 2</sup>

Annie Rouard <sup>2</sup>

[jessy.lauer@gmail.com](mailto:jessy.lauer@gmail.com)

## Resumo

A dinâmica inversa tem fornecido uma visão valiosa da mecânica terrestre nos últimos 70 anos. Mesmo assim, o uso da dinâmica inversa ainda apresenta lacunas em relação à pesquisa em locomoção aquática devido à dificuldade de medição das forças hidrodinâmicas externas em condições de deslocamento. Este estudo reporta a implementação de uma metodologia inovadora, reunindo novas técnicas computacionais de dinâmica dos fluidos com dinâmica inversa para quantificação da potência e da carga exercida nas articulações dos membros superiores durante seu deslocamento na água. Um nadador, carregando 4 e 12 quilos, foi instruído a ficar com a cabeça acima da superfície da água realizando movimentos de sustentação do corpo na superfície (palmateio). Scanner, dados cinemáticos, propriedades inerciais dos segmentos e resistência hidrodinâmica foram adicionadas ao modelo para resolução da cinética das articulações. Independentemente da carga utilizada, o ombro e o cotovelo, igualmente, forneceram 99% da potencia total demandada, indo ao encontro do conceito de que movimentos complexos são controlados modularmente. Nenhuma potência foi absorvida, sugerindo que a energia elástica tem utilização limitada em movimentos aquáticos. O ombro e o cotovelo atuaram como motores do movimento, enquanto o pulso exerceu função de amortecimento. Os rotadores internos, extensores e abdutores do ombro produziram tensão maior que 20% do peso corporal, o que pode colocar em questão a etiologia da lesão do ombro em nadadores. Espera-se que esta tecnologia inovadora trace caminhos em direção a um melhor entendimento da mecânica e das demandas energéticas da locomoção aquática.

## Palavras-chave

Dinâmica inversa; mecânica de fluido computacional; hidroterapia; forças articulares

---

<sup>1</sup> Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, Portugal

<sup>2</sup> Departamento de Ciências do Desporto, Universidade Savoie Mont Blanc, Le Bourget du Lac, França

## INTRODUÇÃO

Nos últimos 70 anos, a dinâmica inversa tem proporcionado descobertas consideráveis sobre a mecânica da locomoção terrestre. A partir da cinemática e informações sobre as forças que atuam no corpo, este modelo largamente utilizado torna acessíveis as forças e momentos articulares, bem como a potência mecânica utilizada por cada articulação (16). Este conhecimento tornou-se crucial para responder a perguntas fundamentais da biomecânica e da fisiologia, revelando, entre outros, os determinantes mecânicos do custo metabólico dos movimentos terrestres (34, 35), as funções das articulações (32), estratégias para redução da carga que podem vir a ser benéficas para prevenção e tratamento de lesões (18) ou ainda bases mecânicas para o desenvolvimento de próteses (6, 15).

Os pontos-chave supracitados também são questões importantes no tocante aos desportos aquáticos. Apesar disso, estes mesmos ainda continuam sem solução, o que impede o entendimento sobre a performance humana na água. Por oposição aos movimentos em seco, nos quais as forças externas são facilmente medidas via plataforma de força, as forças na água são extremamente difíceis de quantificar, dificultando o uso de dinâmica inversa em movimentos submersos. A predição da força dos fluidos sobre a mão do nadador tornou-se possível recentemente através da medição de pressões por sensores (20), os quais somente fornecem informações em poucos locais específicos. Além disso, são necessárias as forças aplicadas pelos braços e antebraços. Neste ponto, a dinâmica de fluido computacional (DFC) permite a determinação precisa dessas forças (23, 31). Contudo, Rouboa et al. (31) reconhece a dificuldade de implementar cinemática realista com acelerações e desacelerações, rotações em mais de um eixo, etc. Isto ocorre devido às limitações do software para DFC em relação à modelação das deformações 3D que, por sua vez, não permitem quantificar as forças resistivas atuando nos membros superiores durante o deslocamento. Até hoje, ultrapassar essas limitações parece ser um dos maiores problemas na investigação do movimento aquático (5).

No presente estudo mostra-se a implementação bem-sucedida de uma técnica de DFC inovadora lidando com grandes deformações e medição de arrasto instantâneo na mão, braço e antebraço durante o deslocamento, juntamente com um modelo de dinâmica inversa para avaliação das cargas nas articulações dos membros superiores em ambiente subaquático. São também apresentados novos conceitos na modulação da potência mecânica e dinâmica das articulações durante movimentação na água, e discute-se sobre as suas implicações práticas.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Esta secção exhibe o design do estudo e os métodos, de maneira breve. Leitores especializados no assunto podem ler mais profundamente sobre o assunto no apêndice, que fornece mais informações sobre a recolha dos dados, detalhes da simulação numérica, modelos matemáticos e pós-processamento dos dados.

A recolha de dados foi aprovada pelo comité de ética local, sendo que o nadador participante preencheu o termo de consentimento livre e esclarecido anteriormente à recolha dos dados.

O nadador foi instruído a ficar parado, com o corpo vertical, cabeça fora da água, no meio da piscina, amarrado a pesos de 4 ou 12 kg à altura da cintura. Foi desenvolvido um modelo de dinâmica inversa para os membros superiores ajustável para articulações complexas ou patológicas.

Quatro informações eram necessárias ao modelo (figura 1): (i) digitalização tridimensional (scanner) do corpo do nadador, (ii) cinemática do movimento recolhida a partir de um sistema de captura de movimento, (iii) parâmetros inerciais dos segmentos corporais dos nadadores disponíveis na literatura, e (iv) forças externas e momentos devidos a ação da água sobre os segmentos em movimento. Nenhum recurso computacional existente no mercado consegue aglutinar essas informações. Desta maneira, foi escrito um código específico que une a geometria do corpo à cinemática do movimento, além de integrar pressões nas superfícies dos segmentos corporais, permitindo obter as cinéticas externas do movimento. Por fim, foi possível obter inúmeras variáveis para ter uma visão completa da mecânica da locomoção aquática.

## RESULTADOS

### Potência e mecânica dos membros superiores

A potência positiva média foi maior que a potência média negativa em todas as condições (figura 3). Ambas mostraram tendência de aumento com a carga, aumentando de 0.54 para 1.78 e de -0.008 para -0.05 W kg<sup>-1</sup>, um aumento de, praticamente, três vezes.

Na condição de carga de 4 kg, os perfis de potência nas articulações foram notoriamente simétricos em magnitude ao redor do ponto de reversão (figura 4). No entanto, com a carga de 12 kg, consistentemente mais potência foi produzida nas articulações do cotovelo e ombro durante a varredura para cima, enquanto o pulso não mostrou nenhum padrão e alta variabilidade próxima a 0. O pico de potência ocorreu em 20-25 e em 75% da braçada completa.

Como resultado, praticamente nenhuma potência ( $\approx 1\%$ ) foi gerada pelo pulso, enquanto cotovelo e ombro geraram potências ( $\approx 48.5$  e  $50.5\%$ , respetivamente) praticamente iguais, suprimindo a necessidade de geração de força (figura 5). A distribuição da geração de potência não se alterou com a mudança das cargas. Uma vez que a magnitude total da potencia negativa (absorvida) foi desprezável ( $0.05/1.78 < 3\%$ ), a contribuição relativa de cada articulação não foi investigada em função de não apresentar características que pudessem ser levadas em conta do ponto de vista clinico.

### Dinâmica e momentos das articulações

Adução, flexão e rotação interna foram, nesta ordem, os maiores momentos encontrados para o pulso, independentemente da carga (figura 6A, primeira linha). No cotovelo, os maiores momentos de força foram, respetivamente, flexão, rotação externa e abdução para 4 kg; e adução, flexão e rotação interna para 12 kg (figura 6A, segunda linha). Os momentos mais altos observados no ombro foram, respetivamente, adução, extensão e rotação interna

para 4 kg de carga; e extensão, rotação interna e adução para 12 kg (figura 6A, terceira linha).

A dinâmica das articulações foi investigada através do cálculo do ângulo 3D entre os vetores do momento da articulação e da velocidade angular (figura 6B). A articulação do pulso teve função de estabilização da braçada com a carga de 4 kg, e, com o incremento da carga, o comportamento da articulação passou a ser menos estável. A articulação do cotovelo, por outro lado, exerceu a função de ser a principal propulsora durante 73% da duração do movimento para 4 kg. O padrão foi modificado com o aumento da carga, sendo que a contribuição propulsiva foi de 83% do total da braçada para 12 kg. A articulação do ombro exibiu um padrão muito semelhante, com alternância de propulsão (70% da duração do curso) e pequenas fases de estabilização, constante entre as condições.

### Reação das forças e cargas internas nas articulações

Quanto maior a carga, maior a magnitude da força de reação no pulso, cotovelo e ombro ao longo do movimento (figura 7). Para a condição de baixa carga (linha tracejada rosa), as forças articulares permaneceram abaixo de 5% do peso corporal do participante, e aumentaram com a carga sendo aumentada em três vezes (linha tracejada azul). As maiores forças foram a de corte anterior das articulações (com picos próximos de 10, 15 e 20% do peso corporal no pulso, de cotovelo e de ombro, respectivamente), seguido de corte lateral (8, 15 e 15% na mesma ordem) e força de tração (5, 10 e 12%).

## DISCUSSÃO

O presente estudo relata o uso de uma metodologia inovadora projetada para quantificação da potência mecânica e carga interna na água. Especificamente, o estudo quantificou forças e momentos no pulso, cotovelo e ombro; analisou-se ainda o modo de produção total de energia num nadador que foi submetido a duas condições de sobrecarga.

### Potência média

De acordo com a literatura (e.g. (38)), a potência média positiva nos membros superiores aumenta proporcionalmente com o aumento da carga (i.e., do trabalho mecânico). No entanto, uma quantidade insignificante de energia é absorvida ao longo de uma braçada (< 3% do total da potência total gerada), independentemente da carga. Isto mostra que a dissipação ou armazenamento de energia nas estruturas anatómicas é desprezável. Este fato é o oposto do que ocorre em animais que voam, que armazenam e libertam energia nas asas através do tendão do músculo peitoral, permitindo economia de energia equivalente a 18% do trabalho executado pelo músculo (4). A existência de energia elástica em vertebrados que nadam ainda é muito controversa. Embora a deformação da pele e do esqueleto seja considerada como forma de aquisição de vantagem mecânica em animais (27), há apenas uma pequena evidência que baleias e golfinhos possam economizar energia devido à energia acumulada nos seus tendões (1). Sugere-se que, no movimento aquático

humano, a natureza do ambiente—conduzindo a uma perda substancial de energia para superar o arrasto sobre os membros—limita a utilidade dos mecanismos de energia elástica. Duas conclusões podem ser formuladas a partir do que foi citado. Em primeiro lugar, uma vez que o armazenamento de energia é desprezável, as estimativas do trabalho mecânico articular são relacionadas mais estreitamente ao trabalho muscular (33). Em segundo lugar, é bastante improvável que os nadadores sejam beneficiados por algum mecanismo de amplificação de potência, e que o desempenho deles é diretamente limitado pela potência máxima que, teoricamente, relaciona-se com as dimensões de seus músculos.

De acordo com Robertson e Winter (30), o tipo de contração muscular pode ser determinado a partir do sinal da potência articular, sendo que uma potência positiva/negativa reflete uma contração concêntrica/excêntrica. Neste estudo não foi observada nenhuma potência negativa; assim, não houve contrações excêntricas durante os movimentos cíclicos aquáticos dos membros superiores. Este facto é de suma importância para a reabilitação na água. Na verdade, os exercícios excêntricos têm sido amplamente utilizados em terra nos últimos 15 anos pelos seus benefícios contra vários problemas músculo-esqueléticos (21). Portanto, se o objetivo é neutralizar sarcopenia, osteopenia, tendinopatias ou recuperar de lesão muscular em água, as resistências hidrodinâmicas por si só não são suficientes para obter contração excêntrica. Desta maneira, acredita-se que o ganho pode ser muito maior com o desenvolvimento de novos aparelhos forçando a dissipação de energia durante o movimento.

### Modulação da potência dos membros superiores

O estudo focou-se principalmente na modulação da potência com o aumento da demanda exercida através do aumento da carga. Esse objetivo é uma questão-chave na biomecânica e nunca foi abordado anteriormente, uma vez que a dinâmica inversa na água ainda não foi apresentada. O ombro e o cotovelo produziram a totalidade ( $\approx 99\%$ ) da potência média positiva. Este aporte de energia contrasta com o modo como os movimentos de lançamento são produzidos. Roach e Lieberman observaram que a maior parte da energia provem do ombro; enquanto pulso e cotovelo são acionados passivamente através de transferência de energia (29). Desta maneira, é errôneo ver os movimentos dentro da água—mesmo realizados a intensidades próximas da máxima—como semelhantes a movimentos balísticos.

As contribuições relativas de cada articulação na potência total do movimento não variaram de acordo com a carga, aumentando proporcionalmente em cada uma das articulações. Este resultado corrobora a hipótese de que as tarefas complexas são controladas de forma modular. Ou seja, o sistema nervoso central adota um esquema de controlo simples em que alguns padrões pré-definidos (ou sinergias musculares) atuam como “blocos” para simplificar a coordenação motora e conseguir realizar essas tarefas complexas (7). Estudos recentes concluíram ainda que o ajuste da intensidade do recrutamento desses módulos foi suficiente para reproduzir, sozinho e de forma robusta, a marcha realizada em diferentes demandas mecânicas (24). Desta maneira, embora a atividade muscular não tenha sido mensurada no estudo, podemos especular que os movimentos complexos aquáticos são igualmente rígidos. Para responder ao aumento da necessidade de potência, é possível que os módulos

sejam mais ativados, resultando num aumento proporcional da potência sem mudança na estratégia de controlo motor. Esta hipótese será testada futuramente, e espera-se que forneça aplicações funcionais valiosas. Durante o caminhar, por exemplo, há evidências convincentes de que existe uma relação entre o módulo de controlo e sub-tarefa biomecânica específica (i.e., apoio, pré-balanço, balanço (2)). Pode imaginar-se que tal análise permitirá distinguir as contribuições musculares em propulsão "útil", "perdida" ou equilíbrio durante a locomoção aquática, com o objetivo final de aprofundamento em como a execução de cada uma destas sub-tarefas biomecânicas é alterada na fadiga, dor, nível técnico, ou velocidade.

### Dinâmica das articulações

O cálculo do ângulo 3D entre os vetores do momento articular e da velocidade angular permitiu ir além no entendimento da dinâmica das articulações. Particularmente, a articulação do pulso mostrou função distinta da exercida pelas articulações do cotovelo e do ombro. Foram utilizados, respetivamente, 75 e 83%, em média, dos momentos do cotovelo e do ombro na obtenção da potência, enquanto o pulso passou a um padrão de estabilização. Esta mudança foi realizada através de uma combinação de momentos de rotação interna e adução durante a varredura ascendente (e o oposto ocorreu durante a varredura descendente), a fim de "bloquear" a articulação face às perturbações externas. Assim sendo, as forças hidrodinâmicas, que são originalmente distais, surgem graças à ação da musculatura proximal. Como consequência, pode existir diferenciação na produção de força de acordo com a alteração do ângulo da articulação proximal, e consequentemente pelo desequilíbrio muscular. Modelos futuros deverão avaliar como as mudanças nas articulações proximais afetam a produção de força na mão e, consequentemente, a propulsão.

A dinâmica das articulações do cotovelo e ombro foi bastante insensível às alterações de carga. O pulso, por outro lado, exibiu uma dinâmica muito menos estável, com mudanças abruptas para um padrão de resistência coincidindo com potência negativa e absorção de energia. Daley et al. descreveu um mecanismo próximo-distal semelhante em aves corredoras (8). Sob perturbações súbitas e inesperadas (i.e., uma mudança na altura do solo), anca e joelho mostraram-se insensíveis à mudança da carga exercida pelo seu peso. Por outro lado, as articulações mais distais foram altamente sensíveis à carga e, com a necessidade, mudaram para um padrão de amortecimento, permitindo que o animal reagisse rapidamente as mudanças ambientais. Da mesma forma, na água, a musculatura proximal fornece quase toda a potência necessária aos membros superiores (como descrito anteriormente) de forma consistente, atuando como propulsores do movimento, independentemente da carga utilizada. A musculatura distal, no entanto, é capaz de detetar as alterações na interação entre todo o membro e o ambiente. Desta maneira, o pulso possui a capacidade de ter uma função mais flexível, podendo ser alterada de acordo com a reação do corpo ao fluxo de água instável.

## Forças de reação articulares e prevenção de lesões

As forças de compressão e corte do pulso, cotovelo e ombro variaram em 5% do peso corporal do participante na condição de 4 kg de carga. Isto é semelhante à carga interna ao caminhar em águas rasas (26), e, a partir disso, pode indicar-se o uso de exercícios aquáticos com carga leve para evitar stresse articular nos estágios iniciais dos programas de reabilitação. Como a carga a ser suportada pelos membros aumentou a níveis próximos ao máximo, as forças também aumentaram. Notoriamente, a força de corte anterior no ombro atingiu um nível de mais de 20% do peso corporal, a partir das ações mútuas dos rotadores internos, extensores e abdutores do ombro. Curiosamente, o posicionamento anterior excessivo da cabeça do úmero na cavidade glenoide tem sido identificada como causa primária das lesões dos ombros dos nadadores (39), sendo a queixa músculo-esquelética mais comum, com taxa de incidência de 42–73% (25). Sugere-se que os terapeutas evitem a prescrição exercícios para membros superiores realizados em alta velocidade (ou com resistência) em que os braços estejam colocados muito lateralmente e com as palmas das mãos orientadas para trás.

## CONCLUSÃO

Divulga-se a primeira análise completa da potência e dinâmica do membro superior durante a movimentação aquática. Esperamos que esta metodologia inovadora contribua para uma melhor compreensão da mecânica e do dispêndio energético da locomoção aquática. Do ponto de vista clínico, espera-se que o estudo forneça uma base científica sólida para orientações que possam auxiliar a prática dos terapeutas. Trabalhos futuros serão direcionados para: (i) novos modelos anatómicos, de modo a entender a contribuição de cada uma das estruturas anatómicas para a potência total observada, e (ii) avaliação de atletas de elite e/ou pacientes para determinação dos determinantes de sua eficiência mecânica, e determinar quais movimentos irão maximizar a geração de energia ou minimizar a carga nas articulações.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alexander RM. Tendon elasticity and muscle function. *Comp. Biochem. Physiol., Part A Mol. Integr. Physiol.* 133: 1001–1011, 2002.
2. Allen JL, Neptune RR. Three-dimensional modular control of human walking. *J Biomech* 45: 2157–2163, 2012.
3. Bennett L. Insect aerodynamics: vertical sustaining force in near-hovering flight. *Science* 152: 1263–1266, 1966.
4. Biewener AA. Muscle function in avian flight: achieving power and control. *Philos. Trans. R. Soc. Lond., B, Biol. Sci.* 366: 1496–1506, 2011.
5. Biscarini A, Cerulli G. Modeling of the knee joint load in rehabilitative knee extension exercises under water. *J Biomech* 40: 345–355, 2007.
6. Collins SH, Wiggin MB, Sawicki GS. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature* 522: 212–215, 2015.
7. d'Avella A, Saltiel P, Bizzi E. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nat Neurosci* 6: 300–308, 2003.
8. Daley MA, Felix G, Biewener AA. Running stability is enhanced by a proximo-distal gradient in joint neuromechanical control. *J Exp Biol* 210: 383–394, 2007.
9. Desroches G, Chèze L, Dumas R. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *J Biomech Eng* 132: 114503, 2010.
10. Desroches G, Dumas R, Pradon D, Vaslin P, Lepoutre F-X, Chèze L. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25: 299–306, 2010.
11. Doriot N, Chèze L. A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 21–27, 2004.
12. Dumas R, Chèze L, Verriest J-P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech* 40: 543–553, 2007.
13. Dumas R, Chèze L. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait Posture* 28: 243–250, 2008.
14. Gagnon M, Desjardins P, Larrivé A. Joint coordinate systems of axes for coherence in reporting kinematic and kinetic data. *Clinical Biomechanics* 16: 349–350, 2001.
15. Hansen AH, Childress DS, Miff SC, Gard SA, Mesplay KP. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *J Biomech* 37: 1467–1474, 2004.
16. Hatze H. The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *J Biomech* 35: 109–115, 2002.
17. Håkansson J, Hedenström A, Winter Y, Johansson LC. The wake of hovering flight in bats. *J R Soc Interface* 12, 2015.
18. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci*

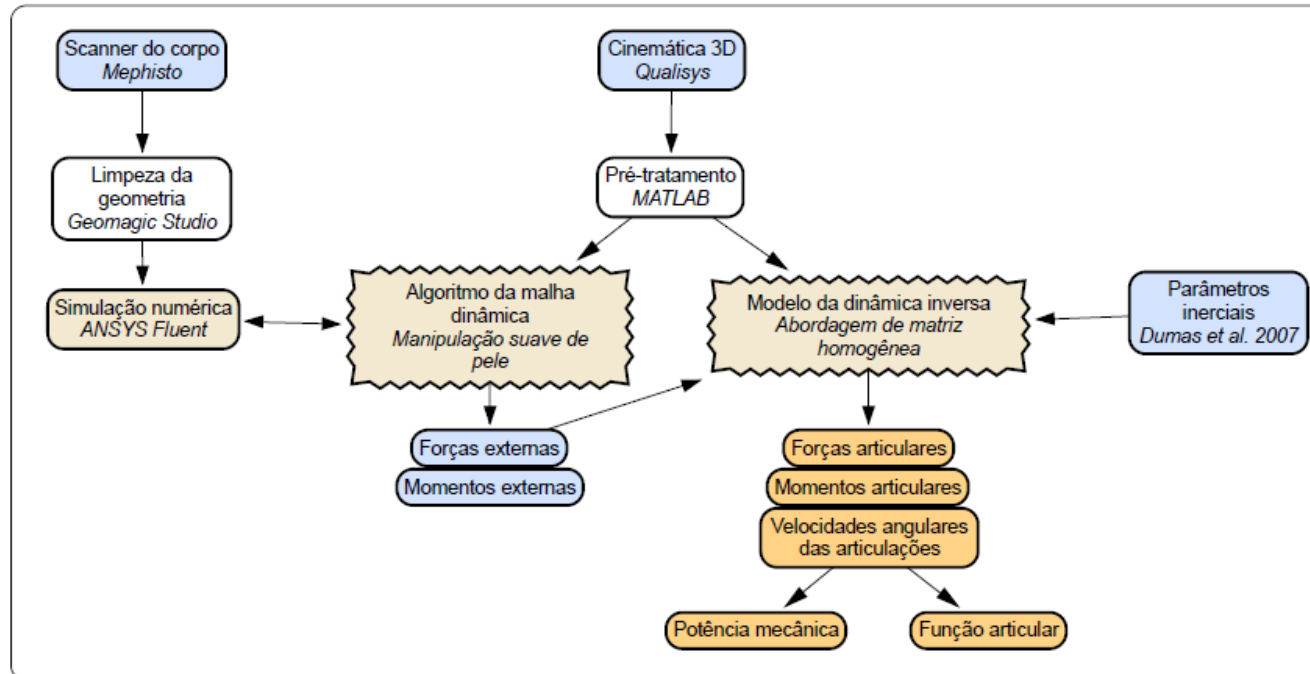


- Sports Exerc* 43: 296–302, 2011.
19. Hoerner SF. *Fluid-dynamic Drag*. 2nd ed. Midland Park, NJ: Published by the author, 1965.
20. Kudo S, Yanai T, Wilson B, Takagi H, Vennell R. Prediction of fluid forces acting on a hand model in unsteady flow conditions. *J Biomech* 41: 1131–1136, 2008.
21. LaStayo PC, Woolf JM, Lewek MD, Snyder-Mackler L, Reich T, Lindstedt SL. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *J Orthop Sports Phys Ther* 33: 557–571, 2003.
22. Legnani G, Casolo F, Righettini P, Zappa B. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics — I. Theory. *Mech. Mach. Theory* 31: 573–587, 1996.
23. Marinho DA, Silva AJ, Reis VM, Barbosa TM, Vilas-Boas JP, Alves FB, Machado L, Rouboa AI. Three-dimensional CFD analysis of the hand and forearm in swimming. *J Appl Biomech* 27: 74–80, 2011.
24. McGowan CP, Neptune RR, Clark DJ, Kautz SA. Modular control of human walking: Adaptations to altered mechanical demands. *J Biomech* 43: 412–419, 2010.
25. McMaster WC, Troup J. A survey of interfering shoulder pain in United States competitive swimmers. *Am J Sports Med* 21: 67–70, 1993.
26. Orselli MIV, Duarte M. Joint forces and torques when walking in shallow water. *J Biomech* 44: 1170–1175, 2011.
27. Pabst DA. Springs in swimming animals. *Amer Zool* 36: 723–735, 1996.
28. Reed M, Manary MA, Schneider LW. *Methods for measuring and representing automobile occupant posture*. SAE Technical Paper, 1999.
29. Roach NT, Lieberman DE. Upper body contributions to power generation during rapid, overhand throwing in humans. *J Exp Biol* 217: 2139–2149, 2014.
30. Robertson DGE, Winter DA. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J Biomech* 13: 845–854, 1980.
31. Rouboa AI, Silva AJ, Leal L, Rocha J, Alves FB. The effect of swimmer's hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics. *J Biomech* 39: 1239–1248, 2006.
32. Samson W, Desroches G, Chèze L, Dumas R. 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *J Biomech* 42: 2447–2453, 2009.
33. Sasaki K, Neptune RR, Kautz SA. The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking. *J Exp Biol* 212: 738–744, 2009.
34. Sawicki GS, Ferris DP. Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons. *J Exp Biol* 211: 1402–1413, 2008.
35. Sawicki GS, Ferris DP. Mechanics and energetics of incline walking with robotic ankle exoskeletons. *J Exp Biol* 212: 32–41, 2009.
36. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture* 25: 440–452, 2007.
37. Takagi H, Shimada S, Miwa T, Kudo S, Sanders R, Matsuuchi K. Unsteady

- hydrodynamic forces acting on a hand and its flow field during sculling motion. *Hum Mov Sci* 38: 133–142, 2014.
38. Toussaint HM, de Groot G, Savelberg HH, Vervoorn K, Hollander AP, van Ingen Schenau GJ. Active drag related to velocity in male and female swimmers. *J Biomech* 21: 435–438, 1988.
39. Tovin BJ. Prevention and Treatment of Swimmer's Shoulder. *N Am J Sports Phys Ther* 1: 166–175, 2006.
40. Umberger BR, Martin PE. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *J Exp Biol* 210: 3255–3265, 2007.
41. Warrick DR, Tobalske BW, Powers DR. Aerodynamics of the hovering hummingbird. *Nature* 435: 1094–1097, 2005.
42. Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade KJ, Wang X, Werner FW, Buchholz B, Biomechanics ISO. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38: 981–992, 2005.

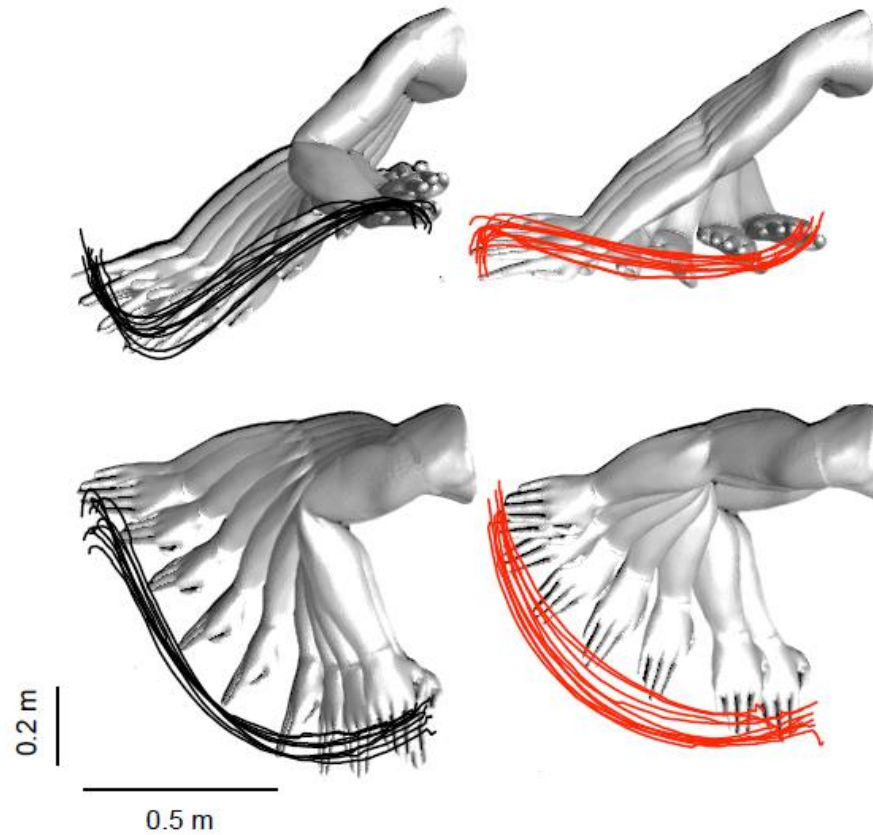
## Anexos

**Figura 1.** Fluxograma dos materiais e métodos. Previsões de contribuição para biomecânica e locomoção aquática. Notadamente, essas são adições no ANSYS Fluent (bege) especificamente escrito em linguagem de programação C. Adições no modelo de dinâmica inversa (azul) são pré-processados antes da implementação, e posteriormente, determinam a função e a cinética articular (laranja).

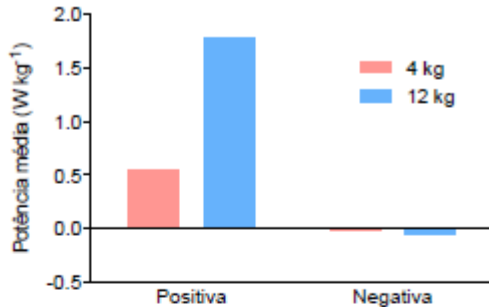




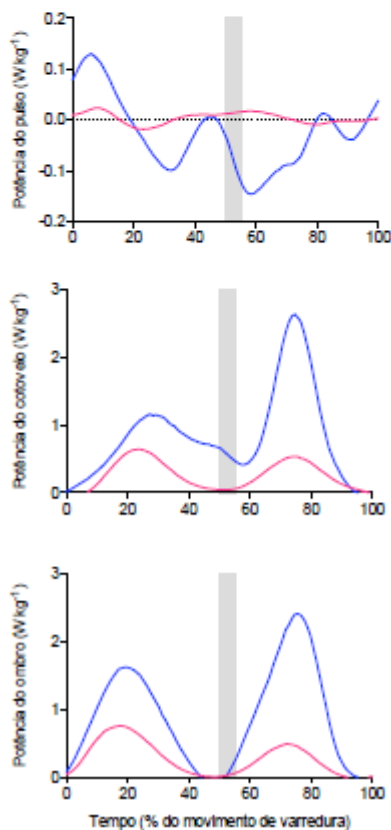
**Figura 2.** Trajetórias da ponta do dedo médio para a condição de carga de 4 kg nos planos frontal (parte superior) e transversal (parte inferior), sobrepostas ao modelo numérico do braço. Linhas tracejadas pretas representam a varredura para baixo (juntamente com movimentos à frente); linha tracejada vermelha mostra a varredura para cima (juntamente com movimentos para trás após o ponto de reversão). Note-se como o movimento virtual do braço, deformado todos os 0.05 segundos corresponde aos dados cinemáticos experimentais.



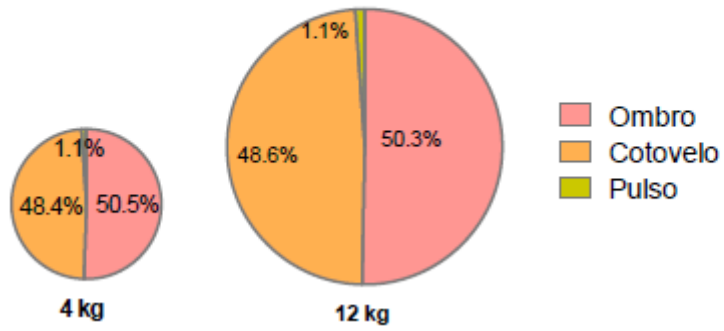
**Figura 3.** Potência positiva e negativa do membro superior durante movimentação subaquática nas condições de carga de 4 e 12 kg.



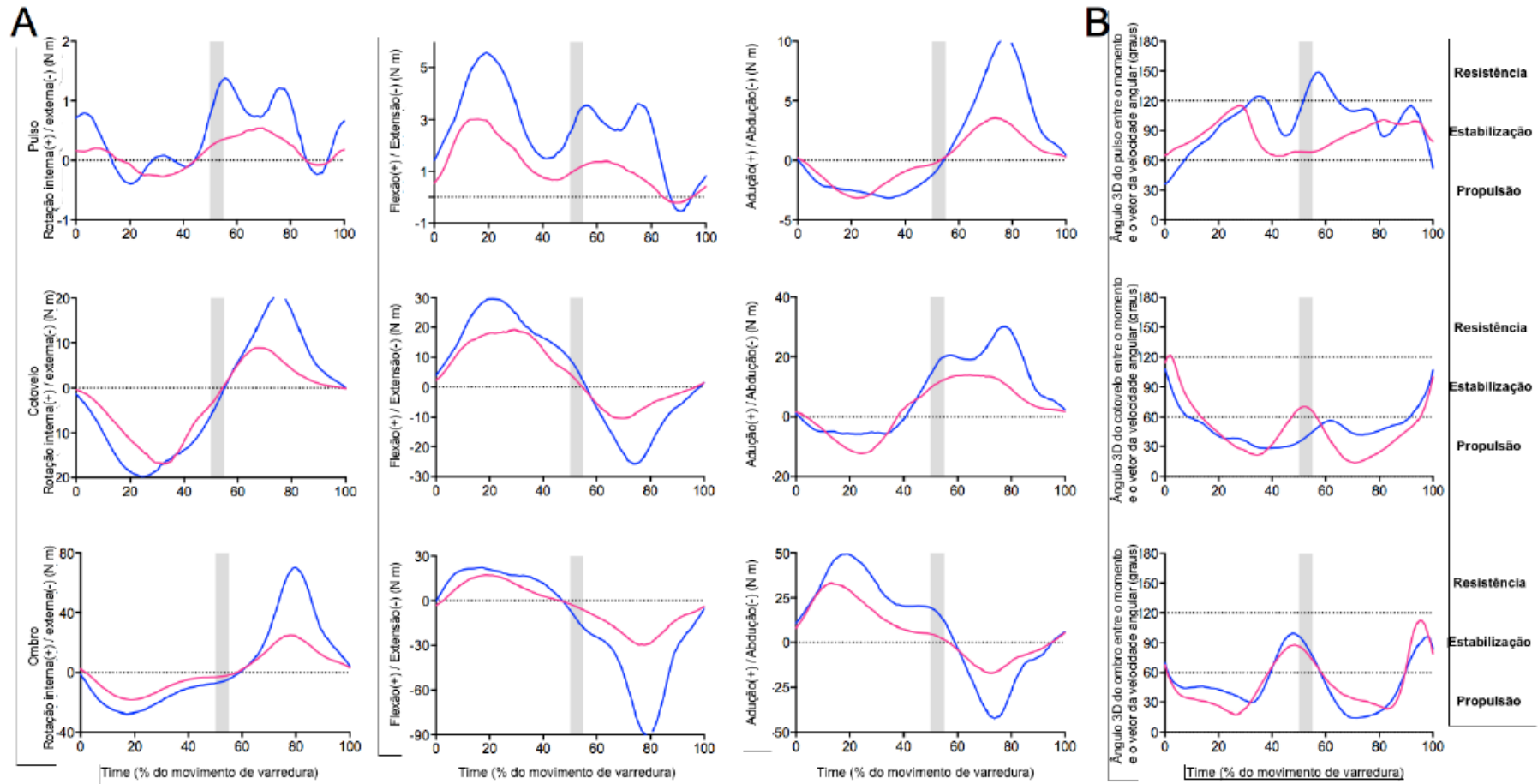
**Figura 4.** Potência 3D versus tempo nas condições de 4 (linha rosa) e 12 kg (linha azul). Parte superior: pulso; painel médio: cotovelo; painel inferior: ombro. As linhas cinzentas representam a reversão do movimento de varredura; ou seja, a transição entre as varreduras ascendente e descendente, e vice-versa.



**Figura 5.** Contribuição relativa da articulação na potência positiva média nas condições de 4 e 12 kg de carga.

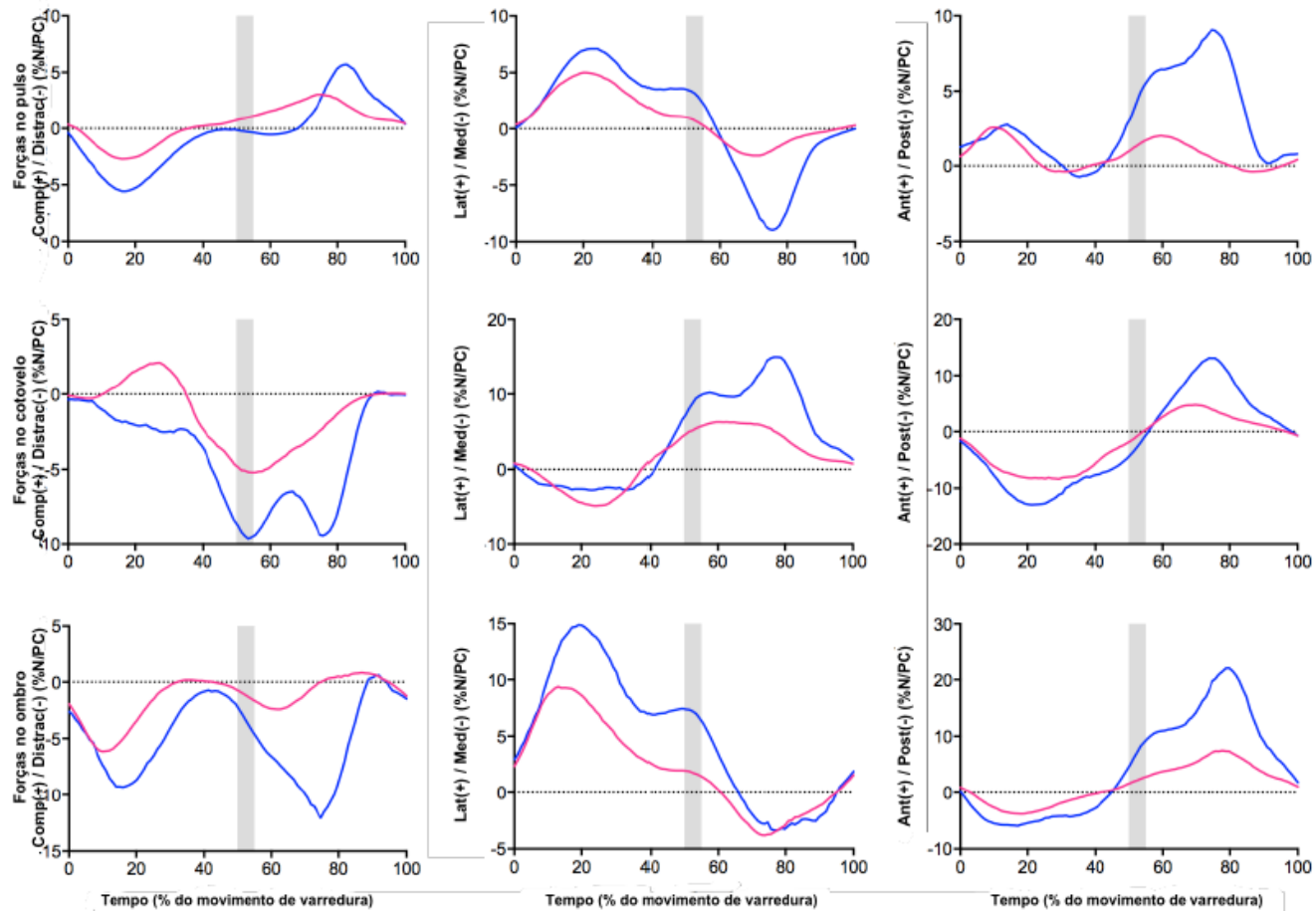


**Figura 6.** (A) Momentos 3D dos membros superiores sobre rotação interna/externa, flexão/extensão, adução/abdução, (B) ângulo 3D entre o momento da articulação e o vetor da velocidade angular da articulação nas condições de 4 e de 12 kg de carga.





**Figura 7.** Forças articulares (compressão/tração, corte lateral/medial e anterior/posterior) normalizadas para o peso corporal no ombro, cotovelo e pulso nas condições de 4 e de 12 kg de carga.



## Apêndice

### *Recolha dos dados*

Um nadador do sexo masculino (23 anos, 1,85 m, 75 kg) participou do estudo, tendo o mesmo assinado o termo de consentimento livre e esclarecido, o qual informou sobre todos os procedimentos, e que foi anteriormente aprovado pelo comité de ética local.

Anteriormente à recolha de dados, uma digitalização tridimensional (*scanner*) do corpo inteiro do nadador foi obtido a partir de um scanner 3D Mephisto (4DDynamics, Antuérpia, Bélgica), e posteriormente editado e convertido em um modelo CAD usando Geomagic Studio 2012 (3D Systems, Rock Hill, SC, EUA). Para a recolha de dados, o nadador foi instruído a permanecer parado verticalmente, à superfície, realizando movimentos de sustentação do corpo (palmateio) no meio de uma piscina de 25 m de comprimento, 2 m de profundidade, amarrado a pesos de 4 ou 12 kg (aleatoriamente) à altura da cintura para simular um aumento da demanda de potência. Este movimento (ver Fig. 2) foi escolhido por (i) incorporar naturalmente fenómenos de fluxo que são responsáveis pela produção de força elevada em estilos competitivos (37); (ii) é um exercício frequentemente usado em programas de fitness e reabilitação; e (iii) que se assemelha às aves e insetos que tem a capacidade de pairar durante o voo, cuja aerodinâmica tem sido estudada por biólogos (por exemplo, (3, 17, 41)). Este facto também foi escolhido pois irá ajudar a etapa de validação subsequente, o que será executado antes da aplicação do modelo a fenómenos relacionados com a natação competitiva.

Dados cinemáticos foram capturados através de um sistema de coordenadas inercial (SCI), através de 20 marcadores refletivos posicionados ao longo do membro superior (ponta do dedo médio, primeiro e quinto metacarpos, estilóides ulnar e radial, epicôndilos medial e lateral, acrômio, clusters de 4 marcadores, posicionados no antebraço e nas laterais do braço, bem como nas vértebras C7, T8, apêndice xifóide e fúrcula), utilizando 12 câmaras subaquáticas (Qualisys, Gotemburgo, Suécia).

### *Método numérico*

O modelo é monofásico sem interface ar-água (duplo-meio). O domínio computacional utilizado foi um cubo com dimensão de 3 m de aresta. Este volume foi transformando numa malha de células tetraédricas não estruturada. Uma caixa retangular virtual foi criada para otimização da malha nas proximidades ao corpo, para melhoria dos resultados quando o corpo está submetido a variações de velocidade e pressão.

Nenhuma velocidade foi prescrita na entrada, bem como todos os gradientes foram nulos na saída do volume. Condições de simetria de não deslizamento foram impostas nas outras faces do domínio e na superfície do corpo, respetivamente.

A simulação numérica baseia-se na abordagem de volumes finitos.

Através do ANSYS Fluent, as equações de Navier-Stokes 3D incompressíveis e instáveis foram discretizadas ao nível da malha, conduzindo a um sistema de equações algébricas não-lineares resolvidos de uma forma interativa. Nenhum modelo de turbulência foi utilizado neste estudo, pelas seguintes razões: (i) para uma velocidade de curso máximo de 3,5 m s<sup>-1</sup> e com medidas braço-antebraço (a dimensão ao longo da qual a camada limítrofe mantém contato) de 0,08 m (espessura) e 0,10 m (largura), isto produziu um número de Reynolds de 3,5 × 10<sup>5</sup> indicando fluxo laminar ou de transição (não completamente turbulento); e (ii) para o fluxo com separação massiva nas extremidades, o ponto de separação é teoricamente insensível ao número de Reynolds (19), o que foi numericamente confirmada por Marinho et al. (23) que encontraram coeficiente de arrasto constante independentemente da velocidade do fluxo de água. Consequente ente, o efeito das turbulências sobre as forças hidrodinâmicas deve ser mínimo. Para o fluxo não alinhado com a malha (isto é, quando se cruza as linhas de malha obliquamente), a discretização de primeira ordem aumenta o erro numérico.

Para os fluxos complexos e malhas tetraédricas, resultados mais precisos são obtidos utilizando uma precisão de segunda ordem (ANSYS Fluent User Guide, p.1365). Assim sendo, este procedimento foi adotado neste estudo. O algoritmo PISO com correção de assimetria foi utilizado para resolução das malhas distorcidas (ANSYS Fluent User Guide, p.1372). O critério de convergência foi fixado em 10<sup>-3</sup>.

#### *Algoritmo dinâmico da malha*

Muitas dificuldades surgem quando é preciso controlar numericamente a deformação articular. A superfície de ligação tem de se mover relativamente às zonas adjacentes (os segmentos rígidos), enquanto as faces têm que se deformar na transição entre as zonas dinâmicas e as zonas predominantemente lisas durante todo o movimento a fim de evitar sobreposições das superfícies e falha da simulação. Para isso, a geometria foi especificada como uma zona de deformação e cada vértice foi individualmente reposicionado através um algoritmo de “manipulação suave de pele” em linguagem de programação C. A força do fluido e os torques foram calculados no SCI, a saber: o produto da área juntamente com a pressão dessa mesma área determinaram seu arrasto, o qual foi adicionado, posteriormente, ao arrasto viscoso (calculado a partir de tensão de cisalhamento) e multiplicado pela posição absoluta do vetor central para determinar o momento associado com a força hidrodinâmica no SCI. Essas são variáveis acessíveis a cada passo da simulação. O somatório através dos vários segmentos forneceu as forças externas e torques nas articulações dos membros superiores, como exigido pela dinâmica inversa.

#### *Modelo da dinâmica inversa*

Foi elaborado e implementado um modelo de dinâmica inversa do membro superior através de uma abordagem de matriz homogênea, uma técnica derivada da robótica que trata concomitantemente componentes lineares e

rotacionais (22). Há boas razões para a escolha desta abordagem em detrimento das equações clássicas vetoriais de Newton-Euler: (i) a técnica é conveniente para aplicações computadorizadas; (ii) o método é pouco sensível a erros da medição cinemática; (iii) nenhuma suposição é necessária quanto ao tipo de articulação a ser modelado, o que torna o modelo adequado para articulações complexas ou patológicas (11).

A trajetória dos marcadores foi submetida a um filtro Butterworth (quarta ordem, frequência de corte de 6 Hz). A partir disso, o sistema de coordenadas (SCS) foram construídos para todos os segmentos (tórax, braço, antebraço e mão) e incorporados ao centro das articulações. O SCS seguiu a regra da mão direita com flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa ocorrendo ao longo dos eixos Z, X, e Y, respetivamente. O centro da articulação glenohumeral foi estimado a partir do diagrama de cálculo proposto por Reed et al. (28). Os ângulos das articulações, adicionados ao algoritmo da malha dinâmica para cálculo da deformação do corpo de forma realista, foram calculadas a partir do movimento relativo entre dois SCS adjacentes (de distal para proximal) através sequência de ângulos de Euler Z-X-Y. Estes procedimentos estão de acordo com recomendações do ISB (42), e foram realizadas em MATLAB R2013a (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). A massa do segmento, posição do centro de massa e inércia foram estimados por equações baseadas na antropometria (12). A resultante da força do fluido e torque articular foram retrofornecidos ao modelo de dinâmica inversa a fim de obter momentos e torques resultantes, bem como velocidade angular por segmento, no SCI.

#### *Processamento dos dados*

A velocidade angular foi obtida subtraindo-se a velocidade angular do segmento proximal da velocidade angular do segmento distal. A potência 3D da articulação foi obtida pelo produto do momento resultante com o vetor da velocidade angular expressos no SCI. Para obtenção dos valores de trabalho e potência mecânica relacionados com a atividade muscular real, o trabalho mecânico positivo e negativo de cada articulação dos membros superiores, em cada braçada, foram quantificados (33, 40). Posteriormente, esses dados foram normalizados ao tempo total da braçada, proporcionando a potência positiva e negativa média; isto é crucial para obtenção da potência diretamente gerada pelos músculos dos nadadores e aquela que é armazenada nas estruturas anatómicas.

A análise da potência 3D é controversa. Por exemplo, uma potência nula pode ocorrer tanto devido a um momento nulo da articulação quanto por uma velocidade angular articular nula (como em 2 dimensões), ou ainda através da ortogonalidade do vetor do momento articular com o vetor da velocidade angular, fato que deve ser profundamente analisado. Além disso, embora a decomposição da potência 3D sobre os três eixos tenha sido proposta, permanece questionável do ponto de vista mecânico, uma vez potência é uma grandeza escalar (13). Em vez disso, o ângulo  $\alpha$  3D entre os vetores do momento articular e da velocidade angular da articulação foi computado para clarificação da dinâmica articular e ajudar na interpretação de potência articular (10, 13, 32).

Resumidamente, estes autores identificaram três padrões articulares: para  $\alpha < 60^\circ$ : a articulação se encontra em um padrão de propulsão já que mais do que 50% do momento 3D contribui para a potência positiva da articulação; para  $\alpha > 120^\circ$ : a articulação se encontra em um padrão de resistência visto que mais que 50% do momento 3D contribui potência negativa da articulação; em última análise, não sendo nenhuma das anteriores, a articulação está em um padrão de estabilização.

Para obtenção mais precisa e melhor entendimento, do ponto de vista clínico e anatómico da dinâmica da articulação, cinética e cinemática devem ter o mesmo quadro de referência (14). Desta maneira, os momentos articulares foram descritos num sistema de coordenadas não ortogonal incorporado na articulação (SCA; (36, 42)) de acordo com as fórmulas disponíveis em (9). Um SCA é um sistema que consiste de um primeiro eixo que pertence ao segmento proximal (no estudo, Z), de um terceiro eixo que pertence ao segmento distal (Y) e um segundo (flutuante) eixo definido como o produto de cruzamento entre os outros dois. Forças articulares positivas foram compressão, cisalhamento anterior e lateral; momentos articulares positivos foram flexão, adução e rotação interna.