Universidade de São Paulo
Instituto de Física

Estimativas das forças musculares em seres humanos durante o andar

Maria Isabel Veras Orselli
Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

Tese de doutorado apresentada ao
Instituto de Física para a obtenção
do título de Doutor em Ciências.

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Marcos Duarte (UFABC)

São Paulo
2014

Agradecimentos

Agradeço ao Prof. Marcos Duarte por toda a minha formação nessa fascinante área que é a do estudo do movimento humano. Obrigada também pela paciência (sei que muitas vezes abusei dela) e por ter me proporcionado a oportunidade de conviver, no Laboratório de Biofísica, com pessoas incríveis, tanto do ponto de vista profissional quanto pessoal. Do LoB levei não só o conhecimento e os contatos profissionais, mas amigos pra vida toda.

Agradeço aos meus colegas de laboratório por todo o conhecimento trocado, pelos momentos de descontração nos cafés, almoços e jantares e pelos ombros amigos nas horas de pane. Em especial agradeço a Cris e a Raquel pela imensa ajuda nos experimentos, ao Carlos e a Lúcia pela parceria nesses últimos anos de LoB, e à Janina, pelos 10 anos de convivência, por todas as discussões de resultados e pelo esforço sem medida para me ajudar com os experimentos na piscina - chegamos juntas ao fim do doutorado.

Às colegas do Laboratório de Biomecânica do Instituto Vita Andréia Miana, Andréia Eva, Carla, Isabela e Susana, obrigada por dividirem comigo a experiência de trabalhar no ambiente clínico, por todo conhecimento compartilhado, por serem voluntárias nos estudos pilotos, pelos empréstimos de equipamentos e por todos os momentos de descontração. Agradeço também ao Instituto Vita pelo suporte: empréstimos de equipamentos, salas para reuniões e pelo empréstimo da piscina para testes do arranjo experimental.

A Claudiane e ao Reginaldo companheiros de Vita e de LoB, profissionais e pessoas que admiro muito. Obrigada por tudo que me ensinaram e por todo incentivo que sempre me deram.

Pelo auxílio com os experimentos em ambiente aquático agradeço: à Prof. Ana Barela, ao Prof. José Ângelo Barela e aos seus alunos, pelo suporte com o arranjo experimental e auxílio nos estudos pilotos; a Universidade Cruzeiro do Sul e seus funcionários, pelo empréstimo da piscina; aos donos e funcionários da academia de nataço Mori, unidade Morumbi, pelo emprstimo da piscina para os estudos piloto e por todo o suporte dado enquanto estivemos l; Universidade Presbiteriana Mackenzie e aos funcionrios da sua clnica de fisioterapia na unidade Alphaville, pelo imenso suporte dado realizao dos experimentos em ambiente aqutico; a todos os voluntrios que encararam a piscina no frio de julho.

Agradeço ao Prof. Darryl Thelen por me receber no Laboratório de Biomecânica Neuromuscular da Universidade de Wisconsin - Madison (UWNMBL), por me orientar e me proporcionar um ambiente de trabalho incrível durante os meses que estive lá. Agradeço também pela sua valiosa contribuição para este trabalho. Ao Jason Franz, pesquisador associado ao UWNMBL, agradeço por todas as discussões, pela orientação e pela ativa participação no trabalho descrito no capítulo 5 dessa tese. Aos companheiros de laboratório durante a minha estada no UWNMBL agradeço ao muito que me ensinaram, ao Jarred, Carrie, Rachel, Laura e Juan, também pela recepção e preocupação com a minha acomodação.

Agradeço aos professores Isabel Sacco (FOFITO - USP), Marko Ackermann (FEI) e Luciano Menegaldo (UFRJ) por todas as dúvidas esclarecidas. À professora Ana Regina Blak, pelo convívio e pelos ensinamentos.

A todos os meus amigos pela torcida, pelo apoio, pela paciência e pela ajuda. Especialmente à Laura, ao Franciole, ao Rubens, à Gabi, à Patricia, à Sabrina, também por se voluntariarem nos meus experimentos, ou puxarem a orelha, ou se protificarem a me ajudar com listas, livros e a resolver os mais diversos pepinos; ao Dineli e ao Roney (em memória), também pelo empréstimo dos equipamentos de filmagem que usei dentro da piscina. Ao Rafa, ao Renatinho e ao Zé, equipe Dan'Amp, com o carrega e descarrega de equipamentos. E mais do que especialmente à Renata Beatriz, por tudo isso e mais um pouco, e pelas correções da tese.

Aos meus pais, Solange e Lourenço, e ao meu irmão Gabriel, por todo apoio, amor, paciência, torcida e ajuda, de sempre. A meu pai agradeço também por me auxiliar com o arranjo experimental, por me levar pra comprar equipamento, por construir tudo o que eu pedia e por servir de motorista diversas vezes. Ao Gabriel, por sempre me tirar dos meus estados de pane geral, por ser meu voluntário eterno, por carregar equipamentos e por sempre ouvir minhas idéias e resultados mesmo sem entender quase nada do que eu falo. A minha mãe, por todo o suporte que sempre me deu e me dá, se consegui chegar aqui foi também por por todo seu esforço.

Ao meu marido Daniel, pela paciência e pelo amor mais do que tudo, por todo o suporte, por estar ao meu lado e por se afastar quando necessário, e por toda ajuda com a parte elétrica do arranjo experimental. À família Toledo, em especial a D. Maria Salete, não tenho palavras para agradecer tanta ajuda e cuidado.

Agradeço aos funcionários da CPG do Instituto de Física, por toda paciência e por estarem sempre prontos a ajudar, em especial ao Éber De Patto Lima.

Por fim agradeço, ao CNPq e à CAPES pelo suporte financeiro.

Dedico esse trabalho a D. Livia Petrucci Orselli (em memória), minha primeira orientadora. Graças a ela e meus primeiros colegas de laboratório, Gabriel e Iole, aprendi que sacola de supermercado não vira balão, que farinha e água juntos são cola, que a pressão dentro da garrafa de guaraná é suficiente para espalhar líquido por uma sala inteira, dentre outras coisas que dariam uma nova tese.

Sumário

Agradecimentos	i
Lista de Figuras	v
Lista de Tabelas	xii
Resumo	xiv
1 Introdução	1
2 O Andar Humano	4
3 Estimativa das Forças Musculares em Biomecânica	9
4 Estimativa das Forças Musculares Durante o Andar em Ambiente Aquático	15
4.1 Introdução	15
4.2 Materiais e Métodos	18
4.2.1 O modelo do corpo humano	20
4.2.2 Os dados experimentais	21
4.2.3 Estimativa das forças musculares e articulares usando o OpenSim	23
4.2.4 A otimização estática associada a solução do problema da dinâmica inversa	27
4.2.5 Cálculo da força de arrasto e do empuxo	28
4.2.6 Análise de dados	30
4.3 Resultados	32
4.3.1 Cinemática e cinética articular	35
4.3.2 Forças e Potências musculares	36
4.4 Discussão	54
4.4.1 O andar em ambiente aquático versus o andar em ambiente terrestre	57
4.4.2 Implicações e direções futuras	62
4.5 Conclusão	63
5 Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar	64
5.1 Introdução	64
5.2 Materiais e Métodos	68
5.3 Resultados	68
5.3.1 Alterações na dinâmica de contração e ativação	70
5.3.2 Potência e consumo energético	75

5.4	Discussão	85
5.4.1	Implicações e direções futuras	85
5.5	Conclusão	85
6	Considerações Finais	87
	Referências Bibliográficas	88

Lista de Figuras

2.1	Representação da sequência de eventos que ocorre durante a marcha simultaneamente do lado direito e esquerdo. A área hachurada destaca as fases de um ciclo completo do andar (passada) iniciado com o toque do calcanhar direito. AD: apoio duplo.	5
4.1	Arranjo experimental utilizado para aquisição de dados em ambiente aquático (retirada de [57]). A plataforma de força está inserida na passarela entre as duas faixas brancas.	22
4.2	Fluxograma representando o processo de escalonamento com software OpenSim. O modelo genérico era escalonado para representar um indivíduo específico com a ferramenta <i>Scale</i> . A primeira versão do modelo escalonado era comparada com medidas antropométricas e com medidas da orientação entre os segmentos corporais na posição estática de referência. Se necessário, ajustes eram feitos no processo de escalonamento até que o modelo representasse adequadamente o indivíduo específico.	23
4.3	Modelo genérico (transparente), representando um indivíduo típico, e modelo específico, representando um dos voluntários de nosso estudo. Em azul estão os marcadores virtuais, adicionados ao modelo específico para representar os marcadores afixados no corpo do indivíduo durante a aquisição dos dados experimentais.	24
4.4	Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças e torques articulares resultantes a partir da dinâmica inversa, com o software OpenSim. As ferramentas <i>Inverse Dynamics</i> and <i>Analyse</i> , no modo <i>Joint Reaction</i> , foram utilizadas no cálculo das forças e torques e a ferramenta <i>Inverse Kinematic</i> na obtenção das coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo. Em azul estão as etapas necessárias para o cálculo das forças hidrodinâmicas e respectivos torques, as quais foram seguidas apenas na análise do andar em ambiente aquático.	25
4.5	Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças musculares e articulares com o software OpenSim. As ferramentas <i>Static Optimization</i> and <i>Analyse</i> , no modo <i>Joint Reaction</i> , foram utilizadas no cálculo das forças e a ferramenta <i>Inverse Kinematic</i> na obtenção das coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo. Em azul estão as etapas necessárias para o cálculo das forças hidrodinâmicas e respectivos torques, as quais foram seguidas apenas na análise do andar em ambiente aquático.	26

4.6	Figura representando o cálculo da força de arrasto nos segmentos corporais usando a teoria das faixas (<i>strip theory</i>) e considerando que a geometria dos segmentos pode ser descrita por um tronco de cone. Os vetores $\vec{r}_1$ e $\vec{r}_2$ dão a posição das extremidades superior e inferior do tronco de cone (articulação distal e proximal nos segmentos do membro inferior) e z é um eixo longitudinal que aponta no sentido da extremidade inferior. Para cada faixa infinitesimal de espessura dz e área frontal dA , localizada num ponto z do eixo longitudinal, calcula-se a força de arrasto considerando a velocidade do sólido nesse ponto.	29
4.7	Erro médio (e_{medio}) e máximo (e_{max}) entre a trajetória dos marcadores determinada experimentalmente e a trajetória do respectivo marcador virtual, obtida da solução do problema da cinemática inversa empregando os modelos ETO (eixo do tornozelo original) e ETM (eixo do tornozelo modificado). Os valores representam os resultados para cada uma das 5 tentativas dos 10 indivíduos analisados.	33
4.8	Erro médio (e_{medio}) e máximo (e_{max}) entre os deslocamentos angulares das articulações do membro inferior obtidos no estudo de Orselli e Duarte [57], através de cinemática direta, e com o software OpenSim, através da cinemática inversa empregando os modelos ETO (eixo do tornozelo original) e ETM (eixo do tornozelo modificado). Os valores representam os resultados para cada uma das 5 tentativas dos 10 indivíduos analisados.	34
4.9	Média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular articular ($\Delta\theta$) no tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim, em cinza, os resultados obtidos por Orselli e Duarte [57]. Valores positivos representam flexão e negativo extensão.	35
4.10	Média e desvio padrão entre os indivíduos para os torques articulares resultantes (τ ; normalizados pelo produto entre o peso corporal e o comprimento de membro inferior, PC.L) sobre o tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim, em cinza os resultados obtidos por Orselli e Duarte [57]. Valores positivos indicam torque flexor e negativos extensor.	36
4.11	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças articulares resultantes (dada em % do peso corporal, PC) sobre o tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim e em cinza os resultados obtidos por Orselli e Duarte [57]. Nas duas colunas à esquerda encontram-se os resultados para a componente de cisalhamento (valor positivo sentido anterior) e nas duas colunas à direita para componente longitudinal (valor positivo sentido para cima). As forças articulares estão descritas no referencial local do segmento distal.	37
4.12	Nível de ativação simulado com o software OpenSim (média e desvio padrão entre todos os indivíduos) para os músculos: tensor da fascia lata (TFL), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GMed), cabeça longa e curta do biceps femoral (BFcl,BFcc) e eretor espinhal (EE), durante o andar em ambiente aquático, em comparação com as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [11]. A fim de comparar os dois resultados, a ativação foi normalizada pelo seu valor médio durante uma passada.	38

4.13	Nível de ativação simulado com o software OpenSim (média e desvio padrão entre todos os indivíduos) para os músculos tensor da fascia lata (TFL), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GMed) e para a cabeça longa e curta do biceps femoral (BFcl,BFcc) durante o andar em ambiente terrestre, em comparação com as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [11]. A fim de comparar os dois resultados, a ativação foi normalizada pelo seu valor médio durante uma passada.	39
4.14	Curva média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular, torque resultante e potência articular para o tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre. Os torques articulares são dados em porcentagem do produto entre o peso corporal (PC) e comprimento do membro inferior (L) do indivíduo e a potência em porcentagem do peso corporal.	40
4.15	Média e desvio padrão entre os indivíduos para a componente passiva das forças articulares em ambiente aquático e terrestre. As forças estão descritas no referencial local do segmento distal e são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC). Para as forças de cisalhamento valores positivos indicam sentido anterior e para as forças compressivas sentido para cima	41
4.16	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos glúteo máximo (representado no modelo por três feixes GTmax1, GTmax2 e GTmax3), ilíaco (ILI) e psoas (PSO) durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).	42
4.17	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos semitendíneo (SMT), semimembranoso (SMM) e biceps femoral, cabeça longa (BFcl) e curta (BFcc), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).	43
4.18	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos vasto lateral(VL), vasto intermédio (VI), vasto medial (VM) e reto femoral (RF), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).	44
4.19	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos gastrocnêmio medial (Gmed), gastrocnêmio medial (Glat), sóleo (SOL), tibial posterior (TP) e tibial anterior (TA), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).	45
4.20	Média e desvio padrão entre os indivíduos para a potência muscular nos principais músculos flexores e extensores de tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre.	47
4.21	Consumo metabólico médio em uma passada, durante o andar em ambiente aquático e terrestre, em função da frequência da passada. Em ambiente terrestre o consumo metabólico foi estimado a partir de dois valores diferentes para eficiência da contração concêntrica.	52

4.22	Média entre os indivíduos para as forças musculares nos isquiotibiais e no quadriceps femoral obtidas a partir da otimização de duas funções custos diferentes: a soma do nível de ativação ao quadrado (a^2) de todos os músculos modelados (linhas sólidas) e a soma do nível de ativação ao cubo (a^3) de todos os músculos modelados (linhas tracejadas). O desvio padrão das curvas médias foram omitidos para facilitar a visualização do comportamento da força muscular ao longo do ciclo.	52
4.23	Média entre os indivíduos para as forças musculares nos flexores e extensores de tornozelo e quadril obtidas a partir da otimização de duas funções custos diferentes: a soma do nível de ativação ao quadrado (a^2) de todos os músculos modelados (linhas sólidas) e a soma do nível de ativação ao cubo (a^3) de todos os músculos modelados (linhas tracejadas). O desvio padrão das curvas médias foram omitidos para facilitar a visualização do comportamento da força muscular ao longo do ciclo.	53
5.1	Fluxograma indicando os procedimentos utilizados para simular a mecânica e o consumo energético dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar. Os dados experimentais foram adquiridos, pré processados e disponibilizados para uso pela equipe desenvolvedora do software OpenSim (etapas em azul). Modificamos nos músculos gastrocnêmio e sóleo o parâmetro que define a deformação do tendão sob a máxima força isométrica gerada ativamente pela fibra muscular (ϵ_0) e usamos a ferramenta <i>Coputed Muscle Control</i> do OpenSim para simular o comportamento das fibras e do tendão desses músculos (etapas em vermelho).	68
5.2	Gráficos superiores: ângulos articulares para as articulações do membro inferior direito e esquerdo durante um ciclo completo do andar (em % do período do ciclo). Gráficos inferiores: Potência resultante desenvolvida nas articulações do membro inferior direito em todas as simulações; em azul estão sinalizadas as contribuições individuais dos músculos do triceps sural para a potência no joelho e no quadril.	70
5.3	Simulações do comportamento das fibras musculares (elemento contrátil) do gastrocnêmio e do sóleo para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). À direita: nível de ativação (Excitation); os gráficos superiores e inferiores representam a ativação média de cada músculo nas fases do ciclo indicadas. À esquerda: comprimento da fibra muscular normalizado pelo comprimento ótimo (l^o); nos gráficos superiores e inferiores estão reportadas as velocidades médias (normalizadas) de encurtamento (Short., o) e alongamento (Lengt., +) nas fases do ciclo indicadas. Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam, respectivamente, toque do calcanhar esquerdo, retirada dos dedos do pé esquerdo e retirada dos dedos do pé direito; as mais claras (pontilhadas) delimitam o ciclo de alongamento-encurtamento do músculo-tendão, respectivamente, início e fim da fase de alongamento e fim da fase de encurtamento.	72

5.4	Velocidade de contração das fibras musculares para o gastrocnêmio (superior) e o sóleo (inferior) normalizada pela respectiva velocidade máxima de contração, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). Valores negativos indicam encurtamento (shortening) e positivos alongamento (lengthening). Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo.	73
5.5	Pico de ativação (excitation), ativação média (gráficos superiores), pico de força muscular e força muscular média (gráficos inferiores) durante o ciclo alongamento-encurtamento para o gastrocnêmio (à esquerda) e o sóleo (à direita) simulados para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As curvas representam o ajuste polinomial usado para descrever a relação entre a variável e ϵ_0 (linha cheia) e o respectivo intervalo de confiança de 95% (linha tracejada).	74
5.6	Nível de ativação, simulado para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão), nos músculos isquiotibiais (hamstrings), glúteo máximo, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior, durante um ciclo completo do andar (normalizado pelo período do ciclo). As linhas verticais sinalizam o início e o fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço, respectivamente, para o membro inferior direito.	75
5.7	Níveis de ativação médio durante o ciclo de alongamento-encurtamento do triceps sural, simulados para diversas condições de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão), para os seguintes músculos: isquiotibiais (hamstrings), glúteo máximo, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior.	76
5.8	Comprimento dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio e o do sóleo, normalizado pelos respectivos comprimentos em repouso (L_T^0), durante o ciclo do andar (em % do período do ciclo). Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo)	79
5.9	Excursão dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio(G) e o do sóleo(S), durante o ciclo do andar (normalizado pelo período do ciclo), para três diferentes níveis de complacência do tendão (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A excursão é medida em relação ao comprimento de cada um dos feixes no instante final da fase de apoio. As linhas verticais indicam o início e o fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço.	79

5.10	Excursão da unidade músculo-tendão (MTU) e suas componentes - fibra muscular (elemento contrátil) e tendão (elasticidade em série) - durante um ciclo do andar, simuladas para três diferentes níveis de rigidez do tendão de Aquiles (quanto maior ϵ_0 mais complacente). A excursão de cada elemento é medida a partir do seu comprimento no instante de contato inicial do calcanhar (0%) em relação ao comprimento total da unidade músculo-tendão (LMTU). As regiões em vermelho representam os períodos em que as fibras musculares se movem em direção oposta a unidade do músculo-tendão. Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo.	80
5.11	Potência nas componentes da unidade músculo-tendão, simulada para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão), durante um ciclo completo do andar (normalizado pelo período do ciclo). Os gráficos superiores mostram a potência desenvolvida pelos feixes do tendão de Aquiles ligados ao gastrocnêmio e ao sóleo (elasticidade em série), em comparação com a potência desenvolvida pela unidade músculo-tendão (MTU). Nos gráficos inferiores, essa mesma comparação é feita para a potência desenvolvida nas fibras musculares (elemento contrátil). Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo.	81
5.12	Simulações do trabalho resultante da fibra muscular do gastrocnêmio (colunas à esquerda) durante as fases de alongamento(stretch) e encurtamento (shortening) do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A magnitude do trabalho positivo realizado pela fibra e do trabalho negativo realizado sobre a fibra em cada uma das etapas do ciclo, também são detalhados (colunas central e à direita). As linhas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre a variável e ϵ_0 (tabela 5.2) e as linhas tracejadas o intervalo de confiança de 95% para esse ajuste. Quando, não representado por linhas tracejadas, o intervalo de confiança está contido na espessura da curva que representa o ajuste.	82
5.13	Simulações do trabalho resultante da fibra muscular do sóleo (colunas à esquerda) durante as fases de alongamento(stretch) e encurtamento (shortening) do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A magnitude do trabalho positivo realizado pela fibra e do trabalho negativo realizado sobre a fibra em cada uma das etapas do ciclo, também são detalhados (colunas central e à direita). As linhas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre a variável e ϵ_0 (tabela 5.2) e as linhas tracejadas o intervalo de confiança de 95% para esse ajuste. Quando, não representado por linhas tracejadas, o intervalo de confiança está contido na espessura da curva que representa o ajuste.	83

- 5.14 Resultado das simulações para o trabalho resultante nos dois feixes do tendão de Aquiles - o do sóleo (linha tracejada) e o do gastrocnêmio (linha sólida) - durante as fases de alongamento (stretch) e encurtamento (shortening) dos respectivos ciclos AE em função do nível de complacência tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As retas representam a função linear que melhor descreve a relação entre cada variável e ϵ_0 (ver tabela 5.2). O intervalo de confiança para os ajustes está contido na espessura da reta que representa a função ajustada. 83
- 5.15 Consumo metabólico médio e eficiência mecânica durante o ciclo alongamento-encurtamento simuladas para os músculos gastrocnêmio e sóleo, em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As curvas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre cada variável e ϵ_0 (ver tabela 5.2) e as curvas tracejadas o intervalo de confiança de 95% para esse ajuste. Quando, não representado por linhas tracejadas, o intervalo de confiança está contido na espessura da curva que representa o polinômio ajustado. 84

Lista de Tabelas

4.1	Médias ($\pm$ desvio padrão) entre os indivíduos para amplitude articular e para os picos de torque extensor e flexor nas articulações do tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para comparação entre os dois ambientes também é reportada ($\alpha = 5\%$).	46
4.2	Valores representativos para a força máxima de cisalhamento e compressão a que as articulações do tornozelo, joelho e quadril estão sujeitos em ambiente aquático e terrestre em três diferentes fases do ciclo da marcha. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita ($\alpha = 0.05$).	48
4.3	Valores representativos para a força média e para força máxima desenvolvida por cada músculo durante a primeira metade da fase de apoio do andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita. O sinal † é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0.05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal $^\natural$ é usado para indicar o uso de estatística não-paramétrica na comparação entre os ambientes.	49
4.4	Valores representativos para a força média e para força máxima desenvolvida por cada músculo durante a segunda metade da fase de apoio do andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita. O sinal † é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0.05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal $^\natural$ é usado para indicar o uso de estatística não-paramétrica na comparação entre os ambientes.	50
4.5	Valores representativos para a força média e para força máxima desenvolvida por cada músculo durante a fase de balanço do andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita. O sinal † é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0.05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal $^\natural$ é usado para indicar o uso de estatística não-paramétrica na comparação entre os ambientes.	51
5.1	Relação entre cada uma das variáveis analisadas e a deformação do tendão de Aquiles sob força isométrica máxima (ϵ_0) obtida a partir de um ajuste polinomial aos dados simulados (figuras 5.5 e 5.7 †). Todos os ajustes foram feitos através dos métodos dos mínimos quadrados e sua qualidade pode ser avaliada através da estatística R^2 , acompanhada do número de graus de liberdade do ajuste (NGL). As variáveis analisadas são ativação e força média ($\bar{a}_{AE}$ e $\bar{F}_{AE}$) e máxima (MAX a_{AE} e MAX F_{AE}) durante o ciclo de alongamento-encurtamento (AE) dos músculos do triceps sural, para o gastrocnêmio (G), sóleo (S) e tibial anterior (Tib).	77

5.2	Relação entre cada uma das variáveis analisadas e a deformação do tendão de Aquiles sob força isométrica máxima (ϵ_0), obtida a partir do ajuste de uma função polinomial aos dados simulados (figuras 5.12 [†] , 5.13 [‡] , 5.14 [‡] e 5.15 [◇]). Todos os ajustes foram feitos pelo método dos mínimos quadrados e sua qualidade pode ser avaliada através da estatística R^2 , acompanhada do número de graus de liberdade do ajuste (NGL). As variáveis analisadas são: trabalho resultante (W) nas fases de alongamento (A) e encurtamento (E) do ciclo AE, para as fibras (F) e tendão (T) do gastrocnêmio (G) e do sóleo (S); magnitude do trabalho positivo (W^+) e negativo (W^-) realizado pelas fibras de cada músculo em cada uma dessas etapas do ciclo; taxa média do consumo metabólico pelo sóleo e pelo gastrocnêmio durante o ciclo AE ($\dot{E}_{AE}$); eficiência mecânica (η_{AE}) durante o ciclo AE, para ambos os músculos.	78

Resumo

Estimativas das forças musculares em seres humanos durante o andar

Maria Isabel Veras Orselli

Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

A estimativa das forças musculares durante o movimento humano pode ser usada para compreender como os músculos se coordenam para gerar um determinado movimento, avaliar as cargas a que um atleta está sujeito durante a prática de uma atividade física, no desenvolvimento de próteses e órteses, entre outras aplicações. Contudo, a medida direta dessas forças é um procedimento extremamente invasivo. Como alternativa, as forças musculares durante o movimento podem ser estimadas indiretamente a partir de modelos matemáticos do corpo humano e da sua interação com o ambiente, em conjunto com medida de variáveis biomecânicas externas. Nesse trabalho descrevo a aplicação de métodos indiretos de estimativa das forças musculares em dois diferentes problemas. O primeiro problema, abordado no estudo intitulado "*Estimativa das forças musculares durante o andar em ambiente aquático*", trata da determinação das cargas a que os músculos e as articulações do membro inferior de adultos jovens estão sujeitos durante o andar em ambiente aquático e terrestre. O segundo problema, abordado no estudo intitulado, *Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar*, trata da influência do aumento da complacência do tendão de Aquiles (TAq; tendão do triceps sural), que ocorre em idosos, na dinâmica de produção de força dos músculos gastrocêmio (G) e sóleo (S), que compõem o triceps sural. Ainda sabemos muito pouco sobre as cargas a que o corpo humano está sujeito durante o andar em ambiente aquático, a despeito da extensa aplicação dessa tarefa em treinamento e reabilitação. Resultados de estudos anteriores mostram que a magnitude dos torques internos resultantes sobre as articulações do joelho e do quadril, nem sempre são menores em ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre. Nesse estudo, nossa hipótese é de que as forças desenvolvidas pelos músculos do membro inferior durante a caminhada em ambiente aquático,

especificamente as desenvolvidas por alguns músculos do quadril e joelho, não são menores em relação as forças desenvolvidas no ambiente terrestre. A influência do aumento da complacência do TAq nas alterações biomecânicas observadas na marcha de idosos, em ambiente terrestre, também é um assunto pouco discutido na literatura. Ao caminhar, idosos adotam uma menor velocidade e desenvolvem menor potência na articulação do tornozelo. O aumento da complacência do TAq pode ter um papel importante nessas alterações, uma vez que o nível de rigidez do tendão afeta a potência desenvolvida pelo músculo. Para esse estudo, nossas hipóteses são que o aumento na complacência do TAq implica em um aumento na excursão desse tendão e na alteração do comprimento no qual as fibras musculares operam causando um aumento nos níveis de ativação de G e S, e no consumo metabólico de ambos os músculos. Visando verificar as hipóteses levantadas em ambos os estudos, realizamos simulações do andar humano alimentadas por dados experimentais e estimamos as forças nos músculos do membro inferior durante a marcha. Para tanto usamos as ferramentas disponíveis no software OpenSim 3.1. Em ambos os estudos os dados experimentais necessário foram adquiridos através da filmagem de voluntários caminhando no ambiente em questão e da medida simultânea das forças de contato com o solo, usando uma plataforma de força. Para o estudo *"Estimativa das forças musculares durante o andar em ambiente aquático"* nossos resultados confirmaram nossas hipóteses, uma vez que indicam que em determinadas fases do ciclo da marcha as forças geradas pelos músculos flexores e extensores de joelho e quadril podem exceder as forças geradas em ambiente terrestre em períodos correspondentes. Em especial, o pico de força gerado nos músculos isquiotibiais foi semelhante nos dois ambientes, o que reforça a idéia de que esses músculos tem uma importante papel na propulsão anterior do corpo na marcha. Nossas hipóteses também foram confirmadas no estudo *Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar*. Nossas simulações previram que para que o triceps sural gere a potência necessária para o indivíduo caminhar com velocidade confortável, os músculos G e S devem trabalhar de maneira independente, realizando um movimento diferenciado dos seus tendões. A amplitude desse movimento é tanto maior quanto maior a complacência do TAq. Verificamos também que, para o gastrocnêmio, há um mínimo no consumo metabólico para um nível específico de complacência do TAq, e para o sóleo, um aumento sistemático com o aumento da complacência desse tendão. Além disso, a eficiência mecânica de ambos diminui. Portanto, nossos resultados sugerem que um aumento na complacência do TAq pode prejudicar a performance dos músculos do triceps sural e contribuir para as alterações na biomecânica da marcha e nas taxas de consumo energético observadas em idosos. As informações fornecidas nos dois estudos aqui apresentados podem auxiliar profissionais de área da saúde no planejamento de programas de treinamento e reabilitação para adultos e idosos, tanto no ambiente terrestre quanto no ambiente aquático.

Capítulo 1

Introdução

A estimativa das forças que atuam nas estruturas internas ao corpo humano (forças internas), tais como articulações, ligamentos, tendões e fibras musculares, é muito importante em diversas áreas da Biomecânica. A partir delas é possível acompanhar a reabilitação de um paciente, planejar e estudar técnicas cirúrgicas, estudar o gesto esportivo e as cargas a que o corpo de um atleta está sujeito durante a prática de determinada atividade, compreender como os músculos se coordenam para gerar um determinado movimento, desenvolver próteses e órteses, entre outras aplicações [1, 22, 17]. No entanto, a medida direta dessas forças requer a colocação de transdutores de força sobre tais estruturas [37], um procedimento extremamente invasivo e inviável de ser realizado no ambiente dos laboratórios de análise do movimento humano.

Como alternativa, as forças internas durante o movimento humano podem ser estimadas indiretamente através de simulações alimentadas por dados experimentais (ou somente baseadas neles) sobre variáveis biomecânicas externas, como a aceleração a que o corpo está sujeito e as forças que atuam sobre ele durante uma determinada tarefa [58]. Nesse contexto, a determinação das forças musculares é de especial importância, porque para que todas as outras forças acima mencionadas possam ser obtidas, é necessário primeiro se determinar as forças desenvolvidas pelas unidades músculo-tendão. A determinação das forças musculares através de simulações é feita resolvendo-se as equações do movimento para o corpo humano tanto de maneira direta (dinâmica direta) quanto de maneira inversa (dinâmica inversa).

A dinâmica inversa é o método mais difundido em biomecânica para quantificar forças e torques internos ao corpo humano, pois se baseia em modelos mais simples e requer baixo custo computacional, o que faz com que possa ser facilmente implementada em softwares comerciais de análise do movimento humano. O método da dinâmica inversa aplicado à análise do movimento humano consiste em modelar o corpo humano por uma série de segmentos rígidos articulados, determinar as equações do movimento para esses segmentos e, a partir da determinação experimental das posições, velocidades e acelerações dos segmentos corporais, bem como das forças externas (ao corpo humano) que atuam sobre cada um deles, resolver inversamente as equações do movimento [88]. Como resultado da aplicação desse método obtemos as forças

e torques resultantes que atuam sobre as articulações em questão.

Apesar da dinâmica inversa auxiliar na compreensão das cargas a que o corpo está sujeito durante uma determinada tarefa, com ela não é possível estimar as forças individuais nos músculos e outras estruturas que circundam as articulações [1, 22]. Quando este método é associado à medida da atividade elétrica dos músculos, é possível inferir a atuação de cada músculo na execução e coordenação do movimento, contudo, nem sempre as conclusões obtidas são confiáveis ([1, 58, 90]). Para se obter as estimativas individuais das forças musculares é necessário o emprego de modelos matemáticos mais complexos, que considerem a origem e a inserção de cada um dos músculos nos segmentos corporais e as características de produção de força do músculo-esquelético humano, além, muitas vezes, da dinâmica da ativação desses músculos pelo sistema nervoso central ([22, 58]). A inclusão desses parâmetros no modelo faz com que seja impossível resolver inversamente as equações do movimento, uma vez que existem mais músculos e, portanto, forças musculares a se determinar, do que equações a serem resolvidas (graus de liberdade). Trata-se, portanto, de um sistema indeterminado, que reflete o fato das articulações serem atuadas por músculos de maneira redundante [1].

Para se determinar as forças musculares é necessário associar métodos de otimização às soluções das equações de movimento, o que implica um maior custo computacional. Com o aumento da capacidade de processamento dos computadores e com o desenvolvimento de softwares específicos para análise e simulação do movimento humano, a solução do problema de determinação das forças desenvolvidas pelos músculos durante o movimento humano vem se difundindo nos últimos anos. Apesar do desenvolvimento das ferramentas disponíveis para a solução desse problema, ele ainda está longe de ser considerado um problema simples. Ainda existem inúmeras questões a serem estudadas com relação aos parâmetros que definem os modelos matemáticos do sistema músculo-esquelético, da dinâmica de ativação muscular e da interação do ser humano com o ambiente, para que se possa obter valores realistas para as forças internas, tanto nos movimentos e populações tipicamente estudados a partir dessa abordagem (marcha e postura em pé de adultos saudáveis), quanto nos muitos outros tipos de movimentos, tais como aqueles executados na natação, hidroginástica e ciclismo de velocidade, e outras populações, como crianças, idosos, amputados e indivíduos com determinada patologia.

Neste trabalho descreverei a aplicação de métodos de estimativas das forças musculares no estudo da marcha humana em ambiente aquático e no estudo da marcha de idosos. A locomoção marcha em ambiente aquático e marcha de idosos foram pouco estudadas sob essa óptica. A dificuldade no estudo da marcha (e outros movimentos) em ambiente aquático reside principalmente na questão do modelamento das forças de interação entre o ser humano e o ambiente aquático, ou seja, na determinação analítica das forças hidrodinâmicas que atuam sobre o corpo, e na aquisição de dados experimentais, necessários para alimentar as simulações empregadas nas estimativas das forças internas [57].

Com relação a marcha de idosos, apesar de extensivamente estudada na literatura, inclusive

do ponto de vista da cinética, através da dinâmica inversa [20], há poucos estudos que reportam as forças musculares desenvolvidas durante a marcha [48]. São dois os principais motivos para isso: primeiro a dificuldade em se parametrizar os modelos da dinâmica de ativação e de produção de força muscular para acomodar as alterações no sistema neural e músculo-esquelético decorrentes do envelhecimento, necessário para a solução do problema da estimativa de forças através de dinâmica direta [80]; segundo a dificuldade em se abordar a questão do aumento nos níveis de co-contracção muscular, também decorrentes do envelhecimento [72], através da associação de métodos de otimização estática à solução inversa das equações do movimento [48].

Neste trabalho tivemos portanto dois objetivos distintos: estimar as forças desenvolvidas pelo músculo do membro inferior durante o andar de adultos saudáveis em piscina com água rasa, através da associação de um método de otimização estática à solução inversa das equações do movimento, e discutir as alterações nos mecanismos de produção de força dos músculos flexores plantares com a modificação do parâmetro que descreve a rigidez do tendão de Aquiles (uma das alterações que ocorrem com o avanço da idade), durante o andar com velocidade confortável, em ambiente terrestre. Esses objetivos, aparentemente desconexos, se relacionam na medida que o segundo foi estimulado pela necessidade de se estimar, em um futuro próximo, as forças musculares em idosos durante o andar em ambiente aquático. Apesar da população idosa se beneficiar da caminhada em ambiente aquático, não há qualquer estudo que reporte a carga a que os músculos e articulações dessa população estão sujeitos durante a realização dessa atividade.

Como tratam-se de estudos distintos, com objetivos e métodos diferentes, suas descrições foram feitas em capítulos diferentes. O estudo intitulado "*Estimativa das forças musculares durante o andar em ambiente aquático*" é descrito no capítulo 4, já o estudo intitulado "*Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar*" é descrito no capítulo 5. No capítulo 2, caracterizo o andar humano, a modalidade de marcha investigada em ambos os estudos, e no capítulo 3 descrevo os fundamentos teóricos necessários à compreensão do problema da estimativa das forças musculares durante o movimento humano. Por fim, uma conclusão conjunta é reportada no capítulo 6.

Capítulo 2

O Andar Humano

O andar é a forma de locomoção mais adotada pelo ser humano e, por esse motivo, o nível de independência e a percepção de qualidade de vida de um indivíduo depende diretamente de sua capacidade de se locomover sem a necessidade do auxílio de outros [75]. A manutenção de um padrão de marcha saudável e da capacidade de controle da postura em pé são, portanto, importantes para o ser humano, o que justifica os inúmeros estudos realizados para compreender melhor as demandas mecânicas sobre o sistema músculo-esquelético e os mecanismos de controle motor envolvido nessa tarefa.

Apesar de cada indivíduo demonstrar características comportamentais próprias ao andar, é possível identificar padrões comuns à maioria deles. Tais padrões, no entanto, dependem de fatores como gênero, idade e a presença de distúrbios, lesões e deterioração nos sistemas músculo-esquelético e sensorial de quem se locomove, além das condições do ambiente, como por exemplo, o tipo de superfície de caminhada. A caracterização da marcha saudável e a compreensão de como a cinemática, o controle motor e as cargas no sistema músculo-esquelético humano são influenciados pelos fatores descritos anteriormente é importante para que seja possível identificar padrões de marcha patológicos, elaborar intervenções clínicas mais eficientes para tratamento dos distúrbios da marcha o desenvolvimento e a prescrição de órteses e próteses ortopédicas, acompanhamento da evolução clínica de pacientes, prevenção de quedas em idosos, planejamento de intervenções cirúrgicas, dentre outras aplicações [18, 59, 86, 87].

Segundo Whittle [87] o andar humano é "um método de locomoção que envolve o uso das duas pernas, alternadamente, para promover suporte e propulsão". Trata-se, portanto de uma tarefa cíclica, ou seja, quando examinamos os movimentos realizados pelo corpo humano, vemos que uma série de eventos se repete a intervalos de tempos constantes. Um ciclo do andar está, compreendido no intervalo de tempo entre duas repetições sucessivas de um determinado evento. Qualquer evento pode ser usado para demarcar o início de um ciclo mas, tipicamente é usado o toque de um dos dois calcanhares com o solo. Ao ciclo completo do andar dá-se o nome de passada. O termo passo é usado para definir a série de eventos que ocorrem entre o toque do calcanhar de um dos membros ao solo e o toque subsequente do calcanhar contralateral, de

modo que a passada consiste de dois passos. Durante a passada cada um dos membros inferiores passa por duas fases distintas: uma fase de apoio, na qual o membro inferior contribui para a estabilidade da postura, sustentação do peso corporal e propulsão do corpo, e uma fase de balanço, na qual o membro inferior auxilia, essencialmente, na progressão do movimento e se prepara para iniciar um novo apoio [59]. A figura 2.1 esquematiza as fases do andar, para ambos os membros inferiores, em uma passada iniciada com o toque do calcanhar direito.

Figura 2.1: Representação da sequência de eventos que ocorre durante a marcha simultaneamente do lado direito e esquerdo. A área hachurada destaca as fases de um ciclo completo do andar (passada) iniciado com o toque do calcanhar direito. AD: apoio duplo.

Particularmente o andar de adultos saudáveis no ambiente terrestre, em superfície horizontal plana e com velocidade confortável é bem descrito na literatura [59, 86, 87]. Para essa população, nessas condições, o andar pode ser considerado uma tarefa simétrica, a medida que todos os eventos ocorridos com o membro direito se repetem no membro esquerdo, defasados de "um passo", que corresponde a meio ciclo. Portanto, mesmo fazendo uma análise do movimento de apenas um lado do corpo, somos capazes de extrapolar os resultados para o lado oposto. No andar de adultos saudáveis à velocidade constante, a duração da fase de apoio é de aproximadamente 60% do período do ciclo, enquanto os 40% restantes correspondem à fase de balanço (figura 2.1). Durante a fase de apoio existem períodos de apoio duplo, quando os dois pés estão em contato com o solo, e um período de apoio simples, mais duradouro, quando apenas um pé está em contato com o solo [75, 87].

Uma caracterização completa do andar, do ponto de vista da biomecânica, envolve a descrição quantitativa do movimento dos segmentos corporais e articulações envolvidas na tarefa, das forças e torques que atuam no corpo humano e da atividade elétrica dos músculos solicitados durante o movimento. A descrição cinemática do andar é feita, principalmente, em termos do comportamento, ao longo do ciclo, dos ângulos entre os segmentos corporais adjacentes (ângulos articulares) e em termos do comportamento dos ângulos que definem a orientação do

segmento corporal em relação a um referencial inercial fixo (ângulos segmentares). Variáveis como o comprimento da passada (L_p), definida como sendo a distância entre a posição onde ocorreu o contato inicial e a posição onde ocorreu o contato final do calcanhar, o período (T_p) e a velocidade da passada ($V_p = L_p/T_p$), além do período da fase de apoio (T_a), também são usadas para caracterizar o movimento [88].

A aquisição dos dados cinemáticos acima descritos é feita com um sistema de captura de imagens composto por uma ou mais câmeras e um sistema de calibração, utilizado para relacionar as dimensões das imagens adquiridas pelas câmeras, com as dimensões do espaço que está sendo analisado. O procedimento consiste em fixar marcadores sobre os segmentos corporais do indivíduo de modo que seja possível identificar a posição e a orientação desses segmentos no espaço, filmar o movimento de interesse, digitalizar a trajetória desses marcadores e calibrá-las. Obtém-se dessa maneira, as trajetórias dos marcadores em relação a um determinado referencial fixo no laboratório, as quais são usadas nos cálculos das variáveis que descrevem as posições, velocidades e acelerações das articulações e segmentos corporais.

Durante a marcha (assim como em todos os movimentos humanos) atuam sobre o corpo forças geradas pelas estruturas internas (forças internas), tais como as forças desenvolvidas pelas fibras musculares, as forças resultantes da extensão de tendões e ligamentos, e as forças de contato nas superfícies articulares; e forças externas, como, por exemplo, a força de contato exercida pelo solo sobre o pé (força de reação do solo), que surgem da interação entre o indivíduo e o ambiente. Como discutido anteriormente, a medida direta das forças internas é um procedimento invasivo, raramente empregado fora das salas de cirurgia devido ao desconforto e aos riscos que oferece à saúde do sujeito de pesquisa [22, 37]. A alternativa é estimar as forças internas a partir do efeito das suas ações, ou seja, a partir dos movimentos corporais gerados e das forças de interação entre o indivíduo e o ambiente.

Para que seja possível estimar as forças internas é necessário que se elabore um modelo mecânico do sistema músculo esquelético e de sua interação com o ambiente. Dessa maneira é possível escrever as equações de movimento que descrevem o problema e determinar quais variáveis biomecânicas externas (forças de interação com o ambiente, posições velocidades e acelerações dos segmentos corporais) precisarão ser medidas para que se encontre as soluções dessas equações. O problema da determinação das forças internas ao corpo humano pode ser abordado de diversas maneiras [22] (ver capítulo 3).

As forças externas que atuam sobre o corpo do indivíduo que caminha em ambiente terrestre são a força peso e a força de reação do solo. A força de reação do solo é medida, tipicamente, com uma plataforma de força [10], e o peso dos segmentos corporais é estimado a partir de tabelas antropométricas, nas quais a massa de cada segmento é fornecida em porcentagem da massa total do indivíduo [16, 88, 93]. As tabelas antropométricas também fornecem uma estimativa do momento de inércia do segmento corporal em relação aos seus eixos principais e a posição do centro de massa ao longo desses eixos. Quando o indivíduo caminha imerso em

ambiente aquático duas outras forças atuam sobre seu corpo: o empuxo e a força de arrasto. A estimativa dessas forças, em especial a estimativa da força de arrasto, constitui o principal problema para a análise do movimento humano em ambiente aquático. A força de arrasto que atua em um corpo depende da forma do corpo e de sua velocidade de deslocamento em relação ao fluido. São essas variáveis que vão determinar a trajetória do fluido ao redor do corpo e, por consequência, a força que atua sobre ele.

Para se determinar de maneira exata a força de arrasto é necessário, portanto, que se conheça o campo de velocidade do fluido nas proximidades do corpo, o que é um problema bastante complexo tanto do ponto de vista analítico quanto experimental, quando o corpo em questão é o corpo humano. D. Newman [53] tratou esse problema de maneira simplificada utilizando a teoria das faixas (do inglês *strip theory*) para descrever a força de arrasto nos membros inferiores durante o andar em esteira ergométrica. A teoria das faixas é uma simplificação ao problema da determinação das forças de arrasto para corpos extensos e de formatos irregulares, geralmente aplicado em mecânica naval [54]. Ela consiste em dividir o corpo em pedaços infinitesimais, calcular a força de arrasto em cada um desses pedaços e somá-las para obter a força resultante. Diversos estudos, utilizaram com sucesso a teoria das faixas para estimar a força de arrasto durante o movimento humano em ambiente aquático [2, 12]. Assim como já fizemos em um estudo anterior [57], utilizaremos esse método para estimar a força de arrasto que atua sobre os segmentos corporais submersos durante a caminhada em ambiente aquático e esse assunto será abordado em mais detalhes na seção 4.2.5.

A medida da atividade elétrica nos músculos, ou eletromiografia, fornece informações sobre quais músculos estão sendo recrutados para gerar um determinado movimento. Ela é útil para o entendimento de como se dá o controle de um movimento, seja ele voluntário ou reflexo [67, 88]. O sinal eletromiográfico é a somatória dos potenciais de ação que se propagam em cada fibra muscular. Os potenciais de ação se originam a partir da chegada, nas placas motoras (região da fibra muscular onde ocorre a sinapse), de impulsos elétricos vindos do sistema nervoso central através dos motoneurônios. Um motoneurônio pode inervar diversas fibras musculares em um mesmo músculo. Chama-se unidade motora o motoneurônio e todas as fibras musculares inervadas por ele.

A amplitude do sinal eletromiográfico reflete o nível de ativação das diversas unidades motoras que compõem um músculo, ela pode variar com o número de unidades motoras recrutadas para gerar força e com a taxa na qual as unidades motoras são recrutadas para gerar força (taxa de chegada de impulsos elétricos vindos do sistema nervoso central). A forma mais comum de se medir a atividade elétrica nos músculos durante a marcha humana é através do posicionamento de eletrodos bipolares sobre a pele do indivíduo, próximo à região do ventre do músculo que se deseja monitorar.

O andar humano pode ser analisado a partir de uma abordagem bi ou tridimensional. A abordagem tridimensional da marcha descreve os movimentos que ocorrem nos três planos de

referência anatômica: sagital, aquele que divide o corpo em direita e esquerda; frontal, divide o corpo nas partes anterior e posterior; e plano transversal que delimita as metades inferior e superior. A abordagem bidimensional da marcha considera apenas os movimentos que ocorrem no plano sagital e se justifica quando um entendimento mais global e, menos detalhado do movimento se faz necessário, pois, durante o andar, os movimentos dos membros inferiores e tronco ocorrem fundamentalmente nesse plano.

Capítulo 3

Estimativa das Forças Musculares em Biomecânica

Como mencionado anteriormente, podemos classificar as forças que atuam sobre o corpo humano em forças internas e externas [88, 93]. Forças externas são aquelas exercidas pelo ambiente sobre o corpo e forças internas aquelas que atuam entre as estruturas internas ao corpo humano. São exemplos de forças externas a força gravitacional, a força de reação do solo e as forças aero e hidrodinâmicas. Como exemplo de forças internas temos as forças desenvolvidas nas unidades músculo-tendíneas, as forças de contato nas articulações e as forças devido a extensão de ligamentos e outros tecidos que a circundam. Apesar da magnitude das forças externas refletirem, de certa maneira, a magnitude das forças internas, somente podemos quantificar a carga a que o sistema músculo-esquelético está sujeito durante uma determinada tarefa a partir do conhecimento das forças desenvolvidas nas estruturas internas. Por esse motivo, a questão da determinação das forças internas é tão importante na área da biomecânica.

Atualmente a medida direta dessas forças só é possível através de procedimentos invasivos, inviáveis de serem aplicados no ambiente dos laboratórios de análise do movimento humano. Como alternativa, inúmeros métodos para quantificar de maneira indireta essas forças vem sendo desenvolvidos [22]. Esses métodos baseiam-se no princípio de que as forças musculares geram os movimentos do esqueleto e, como consequência, algumas das forças de interação entre o corpo humano e o ambiente. Estabelecida esta relação de causa e efeito, estima-se a "causa" a partir dos seus "efeitos", ou seja, estimam-se as forças internas a partir do movimento do esqueleto e das forças de interação entre ele e o ambiente. No entanto, essa relação só pode ser estabelecida através de um modelo matemático do sistema músculo-esquelético e da dinâmica do movimento em questão. Dependendo da abordagem dada ao problema, também é necessário que se elabore um modelo da dinâmica de ativação dos músculos, que reflete a resposta muscular às solicitações (excitações) enviadas pelo sistema nervoso central. O nível de detalhes desses modelos depende dos objetivos do estudo e do movimento que se quer analisar.

No que diz respeito a estimativa das forças internas, o modelo matemático mais simples do corpo humano é aquele que considera apenas a geometria do esqueleto. Nesse tipo de modelo os segmentos corporais são, tipicamente, considerados sólidos rígidos, articulados e sem atrito. As forças internas que atuam ao redor de uma determinada articulação e os respectivos torques gerados por elas são agrupados em forças e torques resultantes. Os torques resultantes representam basicamente a resultante dos torques gerados ativamente pelos músculos e passivamente por ligamentos e outros tecidos ao redor da articulação e as forças resultantes representam a somatória das forças geradas por estas estruturas e pela força de contato entre os ossos dos segmentos que se articulam.

O modelo da dinâmica do sistema é formulado através de suas equações de movimento. Para um sistema com n graus de liberdades descritos por n coordenadas generalizadas q que representam ângulos articulares, a equações do movimento na forma matricial é:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + \tau(q, \ddot{q}) + E = 0 \quad (3.1)$$

onde, $M(q)$ é a matriz $n \times n$ que contém as características inerciais dos segmentos que compõem o sistema; $G(q)$, $C(q, \dot{q})$ e E são matrizes $n \times 1$ que representam, respectivamente, os torques gravitacionais, centrífugos e de coriolis e os torques externos que atuam no sistema; $\tau(q, \ddot{q})$ é também uma matriz $n \times 1$ que contém os torques resultantes que atuam sobre cada articulação [22, 89].

Os torques resultantes podem, então, ser obtidos a partir da solução inversa (dinâmica inversa, eq. 3.2) ou direta (dinâmica direta, eq. 3.3) da equação 3.1. A solução inversa, tem caráter descritivo: a partir dela estima-se os torques necessários para gerar determinado movimento. A solução direta tem caráter preditivo: da solução da equação diferencial, obtém-se o movimento gerado por determinado torque, que é comparado com as medidas experimentais para o movimento do esqueleto. A estimativa das forças e torques internos é geralmente feita através da dinâmica inversa, devido à maior simplicidade e baixo custo computacional.

$$\tau(q, \ddot{q}) = -[M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + E] \quad (3.2)$$

$$\ddot{q} = -M^{-1}[C(q, \dot{q}) + G(q) + \tau(q, \ddot{q}) + E] \quad (3.3)$$

Quando é necessário distribuir os torques resultantes entre os músculos (problema da distribuição de forças), ligamentos e outros tecidos, é preciso que estas estruturas sejam detalhadas no modelo do sistema músculo-esquelético. É mais comum que os torques gerados por ligamentos e outras estruturas passivas sejam desconsiderados (com exceção das situações em que a determinação desses efeitos é o objetivo principal do estudo) [58]. Nesses casos o torque resultante é distribuído apenas entre os músculos que serão considerados no modelo. A inclusão dos

músculos requer que se modele a geometria muscular e o comportamento mecânico das fibras musculares e do tendão que compõem o músculo (o atuador músculo-tendão).

A geometria muscular é descrita pela origem e inserção dos músculos em cada segmento e também por um modelo da linha de ação muscular (o caminho seguido pelo músculo quando esses dois pontos se aproximam ou se afastam). O modelo da linha de ação define o comprimento de um músculo i (o comprimento do músculo inclui o tamanho das fibras musculares e do tendão) e é uma função das coordenadas generalizadas do modelo ($L_i = L_i(q)$). A partir de $L_i(q)$ calcula-se os braços de alavanca (R_{ji}) da força muscular i em relação a uma determinada articulação j como na equação 3.4 [22, 74].

$$R_{ji}(q) = \frac{\partial L_i}{\partial q_j} \quad (3.4)$$

O comportamento mecânico do músculo é descrito pela característica de produção de força das duas unidades que o compõem: as fibras musculares, representadas por um elemento contrátil e elástico que gera força ativamente e passivamente, e o tendão, um elemento elástico que gera força passivamente. Os modelos matemáticos da dinâmica de produção de força no músculo-esquelético são baseados no modelo proposto por Hill [91], o qual descreve a força gerada pelo músculo em função do seu nível de ativação (a), comprimento (l_i) e velocidade de contração da fibra muscular ($\dot{l}_i$). Do ponto de vista da mecânica o músculo de Hill é representado por um elemento contrátil em paralelo com um elemento elástico, representando a fibra muscular, e um outro elemento elástico em série, representando o tendão FIGURA. As equações que descrevem a produção de força no músculo são formuladas para descrever um músculo genérico [91] e para isso precisam ser parametrizadas pelas grandezas que definem a arquitetura muscular: a força isométrica máxima que o músculo é capaz de produzir (F_M^o), o comprimento em que a fibra muscular deve estar para gerar essa máxima força isométrica (l^o), pela velocidade máxima de contração do músculo (v^{max}) e pelo comprimento de seu tendão em repouso (L_T^0).

A equação que descreve a produção de força pelas fibras musculares (elemento contrátil e sua elasticidade em paralelo) é dada pela seguinte equação:

$$F_f = F_M^o \left(a f_{Al}(\bar{l}) f_v(\dot{\bar{l}}) + f_{PL}(\bar{l}) \right) \quad (3.5)$$

onde o produto $f_{Al}(\bar{l}) f_v(\dot{\bar{l}})$ descreve matematicamente a força produzida ativamente pela fibra muscular (normalizada por F_M^o) quando seu comprimento instantâneo é $\bar{l} = l/l^o$ e ela está se contraindo com velocidade $\dot{\bar{l}} = \dot{l}/v^{max}$; e $f_{PL}(\bar{l})$ descreve a força passiva (também normalizada por F_M^o) gerada pelas fibras musculares quando estendidas além de seu comprimento ótimo ($l > l^o$) [8, 13]. Diversas funções são usadas para descrever f_{Al} , f_v e f_{PL} . Dentre as tipicamente utilizadas estão as descritas no trabalho de Thelen (2003) [80].

Já a força no tendão é dada pela equação 3.6, onde f_T , é a força no tendão (normalizada por F_M^o) em função de sua deformação ($\epsilon_T = (L_T - L_T^0)/L_T^0$). Muitas vezes a relação força-deformação no tendão é descrita por uma função não linear para valores pequenos de ϵ_T e linear para deformações maiores [80].

$$F_T = F_M^o f_T(\epsilon_T) \quad (3.6)$$

Segundo esse modelo matemático, o comprimento total do músculo em um determinado instante se relaciona com o comprimento instantâneo das fibras musculares e do tendão através da equação 3.7. Nessa equação α representa o ângulo de penação do músculo. O ângulo de penação não se mantém constante enquanto o músculo se contrai ($\alpha = \alpha(t)$). A relação mais usada para descrever seu comportamento durante uma contração é a 3.8, na qual α_o é o ângulo de penação do músculo quando $l = l^o$ [13].

$$L(t) = L^T(t) + l(t)\cos\alpha(t) \quad (3.7)$$

$$\alpha(t) = \arcsen\left(\frac{l^o\alpha^o}{l(t)}\right) \quad (3.8)$$

Por fim, para que a força por toda a unidade músculo-tendão seja a mesma (ou seja, para que o tecido esteja em equilíbrio) a equação 3.9 deve ser satisfeita a cada instante. Dessa maneira, quando falamos em determinar as forças musculares, estamos falando em determinar a força de tração ao longo do tendão ($F_f\cos\alpha$).

$$F_M^o(af_Alf_v + f_{Pl})\cos\alpha - F_M^o f_T = 0 \quad (3.9)$$

A inclusão das forças musculares na equação do movimento é feita deixando explícita a contribuição de cada músculo para os torques articulares resultantes, através da equação matricial 3.10. Para um sistema com os n graus de liberdades descritos anteriormente e com m músculos $R(q)$ é a matriz $n \times m$, na qual os componentes são dados pela equação 3.4, e F_M a matriz $m \times 1$ das forças musculares. As forças individuais de cada músculo são determinadas das equações de 3.5 a 3.9 e dos parâmetros que definem arquitetura específica de cada. O comprimento e a velocidade da fibra muscular em função das coordenadas generalizadas podem ser obtidos das equações 3.4 e 3.7.

$$\tau(q, \dot{q}) = R(q)F_M(l(q), \dot{l}(q, \dot{q}), a) \quad (3.10)$$

Mesmo que as grandezas q , G e E sejam conhecidas, e que os modelos do sistema músculo esquelético e da dinâmica do movimento nos permitam obter C e R , ainda sim existem m forças musculares a serem determinadas e n equações a serem resolvidas. Como m excede n ,

o sistema descrito pelas equações 3.1 e 3.10 é subdeterminado em F_M [1, 22]. Do ponto de vista fisiológico, essa redundância reflete o fato de que o Sistema Nervoso Central (SNC) pode combinar de diferentes maneiras os torques gerados pelos diversos músculos para produzir um determinado torque resultante, que vai culminar no movimento observado. Acredita-se que o SNC planeja o movimento, de acordo com algum critério de performance [1]. Baseado nessa hipótese, métodos de otimização são empregados para solucionar o problema de distribuição de forças entre os músculos do modelo simulando o critério adotado pelo SNC.

Diversos métodos vem sendo empregados na solução do problema [22], dentre os principais estão os que envolvem a solução direta da equação do movimento associadas a métodos de otimização dinâmica, a solução inversa da equação do movimento associadas a métodos de otimização estática [6, 92] e a solução direta da equação do movimento associada a métodos de otimização estática [80]. Sempre que a abordagem dada ao problema inclui a solução direta da equação do movimento, ou seja, sempre que 3.3 é integrada no tempo, é necessário incluir no modelo a maneira como o sistema nervoso central controla o movimento, e isso é feito modelando-se a dinâmica de ativação.

A dinâmica de ativação muscular procura descrever matematicamente como as fibras musculares são recrutadas ou inibidas a partir da chegada do sinal neural na junção motora. O sinal neural é representado pela variável u , que assume valores entre 0 e 1, e a dinâmica de ativação é geralmente dada por uma equação diferencial não-linear de primeira ordem, que relaciona a taxa de ativação à taxa de excitação neural [58, 89, 91]. Um exemplo é a equação 3.11, na qual $T(a, u)$ é uma constante de tempo cujo valor depende se o músculo está sendo ativado ($u > a$) ou desativado ($u \leq a$) [80]. É importante considerar a dinâmica de ativação toda vez que a equação do movimento for solucionada diretamente pois, somente dessa maneira é possível considerarmos o atraso entre a chegada do sinal neural (u) e o início da produção de força no músculo (a) ou sua interrupção.

$$\frac{da}{dt} = \frac{u - a}{T(a, u)} \quad (3.11)$$

A solução do problema da determinação das forças musculares através de otimização dinâmica, requer a solução simultânea das equações diferenciais que regem a dinâmica de ativação (eq. 3.11), a dinâmica de contração muscular (eq. 3.9) e a dinâmica do movimento (eqs. 3.3 e 3.10), ao mesmo tempo que minimiza uma função custo que depende explicitamente do tempo $J(q, \dot{q}, F_m, t)$ (por exemplo, a energia necessária para a realização do movimento). As equações que descrevem a dinâmica do sistema, são integradas por diversas vezes até que se encontre um mínimo (ou máximo) para J . Já a determinação das forças musculares através da associação de métodos de otimização estática à solução inversa da equação do movimento (eq. 3.2), consiste em se obter, para cada instante (t_k), os torques resultantes que atuam sobre as articulações, $\tau(t_k)$, e, considerando como vínculo a relação dada pela equação 3.10, minimizar para cada t_k

uma função custo $J(q(t_k), \dot{q}(t_k), F_m(t_k))$ (por exemplo, a soma quadrática do nível de ativação de cada músculo). Nesse caso, não é necessário incluir no modelo a dinâmica de ativação.

A vantagem da utilização da otimização dinâmica sobre a otimização estática é que a primeira pode incorporar mais apropriadamente as características fisiológicas de produção de força do músculo-esquelético e, conseqüentemente, descrever melhor o critério de performance adotado pelo SNC. Isso resulta em estimativas mais realistas das forças musculares [1, 6]. Entretanto, a demanda computacional exigida nessa formulação é extremamente alta, o que pode inviabilizar o uso de modelos neuromusculares mais complexos. Muitas vezes simplificações, tais como redução no número de graus de liberdade ou no número de músculos do modelo, são necessárias, o que faz com que os benefícios trazidos pela inclusão das características dinâmicas de produção de força sejam perdidos [6].

A otimização estática, por sua vez, por ser pouco custosa computacionalmente, pode ser usada com modelos mais detalhados. Apesar dessa formulação não permitir que as características dinâmicas da produção de força pelos músculos sejam levadas em conta, é possível acrescentar vínculos que limitem o valor da força aos valores fisiológicos descritos pelo modelo de Hill [6]. Isso é feito levando-se em conta, para cada músculo, a relação dada pela equação 3.5. Para o problema da estimativa de forças na marcha humana, e também em alguns outros movimentos de baixa velocidade, os resultados obtidos a partir de otimizações dinâmica e estática são praticamente equivalentes [6, 58]

Alguns métodos alternativos, conseguiram associar o baixo custo computacional da otimização estática à solução das equações do sistema por dinâmica direta, o que permite incluir na formulação do problema a dinâmica de ativação muscular [22]; um desses algoritmos é o Computed Muscle Control (CMC) [81, 82]. De maneira simplificada o CMC usa um critério de otimização estática para encontrar as excitações musculares num instante t . Em seguida, usa esses valores na solução direta das equações da dinâmica do sistema para encontrar as coordenadas generalizadas num instante posterior $q(t + \Delta t)$. Critério de otimização são empregados simultaneamente para que $q(t + \Delta t)$ seja o valor de coordenada que melhor descreve a cinemática do sistema medida experimentalmente. Isso é feito empregando-se um método de controle proporcional ao sinal e a derivada do sinal (neste caso, a segunda derivada $\ddot{q}$). O CMC foi usado, com sucesso para descrever a atividade elétrica dos músculos do membro inferior durante a marcha [81].

Nos estudos aqui descritos, um método de otimização estática associado à solução inversa das equações de movimento e o CMC, foram aplicados na solução do problema da estimativa das forças musculares durante o andar. O método de otimização estática foi utilizado no estudo "*Estimativa das Forças Musculares Durante o Andar em Ambiente Aquático*" (capítulo 4), considerando-se a característica mais descritiva deste estudo, e o CMC foi utilizado no estudo "*Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar*" (capítulo 5), considerando sua característica mais preditivas.

Capítulo 4

Estimativa das Forças Musculares Durante o Andar em Ambiente Aquático

4.1 Introdução

A caminhada em ambiente aquático é uma atividade de baixo impacto [11, 57] que pode ser realizada por indivíduos de todas as idades e em diversas condições médicas [43]. Por isso, é uma tarefa frequentemente recomendada em protocolos de treinamento e reabilitação. Essa atividade tem especial importância na reabilitação e manutenção do condicionamento físico em populações especiais, como por exemplo idosos e pacientes neurológicos e na reabilitação de pacientes com lesões articulares, ligamentares e da coluna [14, 30, 64, 62, 71, 79, 83].

É a ação do empuxo, se opondo a força gravitacional, e das forças de arrasto, aumentando a resistência ao movimento, que torna a piscina com água rasa um ambiente seguro para a caminhada, no que diz respeito a quedas e lesões, e faz com que essa atividade possa ser prescrita para diferentes grupos de indivíduos. Isso porque a ação conjunta dessas forças promove auxílio para a sustentação do peso corporal, contribui para a redução das forças resultantes sobre as articulações [57] e faz com que os indivíduos adotem velocidades de caminhada menores em relação ao ambiente terrestre [9, 57]. Por outro lado, para se mover nesse ambiente, em oposição a ação resistiva da força de arrasto, é necessário que se aumente o impulso horizontal aplicado ao solo durante a fase de apoio [9, 57]. Além disso, movimentos articulares que em ambiente terrestre ocorrem passivamente pela ação da força gravitacional e por inércia [87], principalmente na fase de balanço, precisam ser iniciados e mantidos ativamente pela ação muscular, já que as forças hidrodinâmicas minimizam ambos os efeitos [57].

Tais alterações na biomecânica da marcha em ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre são acompanhadas por modificações nos padrões dos torques articulares resultantes sobre as articulações do tornozelo, joelho e quadril, os quais se caracterizam por uma redução nos picos de torque sobre as articulações do tornozelo e joelho, mas não sobre o quadril. Esses

resultados sugerem que a demanda muscular, tanto em termos de intensidade de força quanto de duração da atuação muscular, em ambiente aquático nem sempre será menor em comparação ao ambiente terrestre. Corrobora essa hipótese o fato do consumo energético ser maior em ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre quando se adota uma mesma velocidade de caminhada [43]. Durante um ciclo completo da marcha em ambiente terrestre a soma do trabalho resultante sobre as articulações é aproximadamente zero, já que pouca dissipação de energia ocorre durante o ciclo (a maior dissipação ocorre durante a colisão do calcanhar com o solo, apesar de diversos músculos atuarem excentricamente durante o ciclo) [94]. Grande parte dessa economia se deve a atuação dos tendões, que armazenam energia durante as fases de alongamento do músculo e devolvem durante fases de encurtamento. Esse reaproveitamento de energia, faz com que as fibras musculares não tenham que gerar ativamente toda a potência necessária para mover os segmentos corporais, o que reduz o consumo energético. Já em ambiente aquático atuam sobre o corpo forças não conservativas o que faz com que haja a necessidade de injetar constantemente energia no sistema para que o movimento possa ser mantido, implicando em uma predominância da contração concêntrica nesse ambiente.

Apesar de ser amplamente recomendada, há poucos estudos que quantificaram as cargas sobre os membros inferiores durante a prática dessa atividade. Nos últimos anos, inúmeros estudos investigaram a atividade eletromiográfica, caracterizaram a cinemática da marcha, quantificaram o consumo metabólico e reportaram as características das componentes vertical e anterior-posterior da força de reação do solo durante o andar em ambiente aquático da população de adultos e idosos [2, 11, 9, 35, 43, 46, 47, 57, 68]. No entanto, poucos estudos quantificaram as cargas sobre músculos, articulações e ligamentos do membro inferior [2, 46, 47, 57] e todos eles tratam da população adulta. Miyoshi e colaboradores (2003 e 2005) [46, 47] estimaram os torques resultantes no plano sagital, sobre as articulações do tornozelo, do joelho e do quadril apenas durante a fase de apoio do andar a diferentes velocidades, sem, no entanto, considerar as forças de arrasto. Orselli e Duarte [57] estimaram pela primeira vez as forças e os torques resultantes, sobre essas mesmas articulações, durante um ciclo completo do andar (fase de apoio e fase de balanço) com velocidade confortável e nível de imersão na altura do peito, considerando as forças de arrasto que atuaram em cada um dos segmentos imersos [57]. Akiyama e colaboradores [2] estimaram as forças e torques articulares durante o ciclo completo do andar em três condições de velocidade e forneceram uma primeira estimativa das forças nos músculos do membro inferior, para apenas uma dessas velocidades, usando um modelo bi-dimensional dos membros inferiores, atuado por 8 músculos.

A carência de estudos sobre as forças internas que atuam no corpo do indivíduo durante a marcha em ambiente aquático, deve-se principalmente a dois fatores: a dificuldade de se realizar experimentos nesse ambiente e a dificuldade em se estimar e modelar a força de arrasto durante esse movimento. Por esses mesmos motivos, os estudos acima citados se limitam a uma abordagem bidimensional do problema e ao emprego de modelos mecânicos do corpo

humano mais simples: com poucos graus de liberdade e poucos músculos, quando considerados. Quando nos referimos ao problema da estimativa das forças musculares a inclusão da força de arrasto e de modelos mecânicos mais detalhados do corpo humano torna o problema muito mais complexo, aumentando muito o seu custo computacional, dependendo da abordagem utilizada na solução do problema. Em especial, pode inviabilizar a solução do problema por dinâmica direta (otimização dinâmica).

A solução do problema da estimativa das forças musculares durante a caminhada em ambiente terrestre utilizando o método de otimização estática em conjunto com a solução obtida através da dinâmica inversa, se mostrou equivalente à solução obtida por dinâmica direta quando as características fisiológicas dos músculos foram consideradas no problema [6]. O emprego deste método ao problema equivalente em ambiente aquático é uma solução viável à questão da estimativa das forças musculares nesse ambiente. Sua vantagem está no baixo custo computacional e no fato de poder ser utilizado mesmo quando modelos mais complexos do corpo humano são considerados, facilitando, assim, o emprego de uma abordagem tridimensional ao problema.

Uma ferramenta acessível para se implementar o uso da otimização estática na solução do problema da estimativa das forças musculares é a fornecida pelo software OpenSim. O OpenSim é um software livre para análise e simulação do movimento humano, que permite o desenvolvimento e o compartilhamento de modelos mecânicos do sistema músculo-esquelético, pela comunidade científica [17]. A vantagem da utilização desse software está além das ferramentas de análise e simulação fornecidas por ele. Ela consiste, justamente, no fato de se tratar de um software livre e que promove o compartilhamento de informações (modelos, plugins para acrescentar novos tipos de análises, dados experimentais). Essa filosofia, estimula e facilita: a reprodução de métodos investigativos de sucesso em outros estudos; a reprodução de um determinado resultado por outros grupos de pesquisa, contribuindo para a validação e discussão de resultados; o uso de simulações do movimento humano no ambiente clínico, de modo a auxiliar na tomadas de decisões relativas a cirurgia e no acompanhamento de um paciente durante a reabilitação [17, 73].

Apesar das primeiras estimativas das cargas a que estão sujeitos músculos e articulações dos membros inferiores [2, 46, 47, 57] terem sido de grande contribuição para se responder questões fundamentais sobre a demanda mecânica da marcha de indivíduos saudáveis em ambiente aquático, ainda existem inúmeras questões a serem respondidas, muitas das quais passam pela estimativa das forças desenvolvidas nos músculos do membro inferior e tronco. Por exemplo, é necessário compreender melhor a origem das diferenças nos torques articulares resultantes sobre o tornozelo, o joelho e o quadril, observadas durante o andar com velocidade confortável nos ambientes aquático e terrestre, e isso só é possível através da estimativa da contribuição das forças musculares. Através dessas estimativas será possível, não apenas, comparar as forças que os diferentes músculos de um mesmo indivíduo devem produzir para caminhar com velocidade

confortável nos dois ambientes, mas também entender como eles atuam em conjunto para gerar e controlar os movimentos observados. Além disso poderemos inferir a ação de músculos mais profundos, cujo acesso através de eletromiografia é inviável, principalmente sob as condições experimentais oferecidas pelo ambiente aquático.

Esses parâmetros serão úteis para que fisioterapeutas e profissionais da área de educação física possam planejar melhor a prescrição da caminhada em ambiente aquático para diversas populações. Em especial, acreditamos que estes resultados podem auxiliar na compreensão das vantagens e precauções de se utilizar o ambiente aquático para a re-introdução da marcha em pacientes com lesões. Do ponto de vista metodológico, também vemos a necessidade de se desenvolver métodos, tanto experimentais quanto analíticos, para viabilizar e difundir a realização de análises cinéticas da marcha em ambiente aquático, para que, num futuro próximo, possamos compreender melhor as demandas específicas das diferentes populações que se beneficiam da caminhada em ambiente aquático, bem como das diferentes modalidades de marcha possíveis nesse ambiente.

Sendo assim, este estudo teve como principais objetivos: quantificar a carga a que estão sujeitos os músculos e as articulações do membro inferior durante o andar em piscina com água rasa com velocidade confortável e compreender melhor a atuação individual de cada músculo no controle do movimento durante as fase de apoio e balanço da marcha em ambiente aquático. Além desses, como objetivo secundário, este estudo pretendeu demonstrar a viabilidade do emprego das ferramentas disponibilizadas pelo software OpenSim na análise cinética da marcha em ambiente aquático.

Baseada nos resultados obtidos em estudos anteriores [2, 46, 47, 57], nossa hipótese é a de que as forças desenvolvidas nos músculos do membro inferior durante a caminhada em ambiente aquático com água ao nível do peito, nem sempre serão menores em relação as forças desenvolvidas no ambiente terrestre, apesar da sustentação proporcionada pelo empuxo e da redução da velocidade de caminhada devido à força de arrasto. Especificamente, esperávamos que as forças desenvolvidas tanto pelos músculos flexores quanto pelos extensores do quadril apresentassem magnitudes semelhantes nos dois ambientes; que os flexores e os extensores de joelho produzissem forças maiores no ambiente aquático durante as fases de apoio e balanço, respectivamente, e que houvesse uma redução nas forças desenvolvidas pelos flexores-plantares em ambiente aquático.

4.2 Materiais e Métodos

Visando estimar as forças desenvolvidas nos músculos dos membros inferiores de adultos saudáveis durante o andar em ambiente aquático, a velocidade confortável e profundidade na altura do peito, e durante o andar em terra, com velocidade confortável, abordamos o problema da estimativa das forças musculares da maneira descrita no capítulo 3, que consiste em: considerar

o corpo humano como um sistema composto por uma série de segmentos rígidos, articulados e atuados por músculos e modelar sua interação com o ambiente durante o movimento em questão para, primeiro, determinar as equações que regem a dinâmica do movimento desse sistema e, segundo, utilizar uma técnica de otimização associada a solução inversa das equações do movimento para obter as forças musculares (seção 4.2.4). Dados experimentais sobre as posições, velocidades e acelerações do corpo humano durante o andar nos dois ambientes, assim como medidas da força de reação do solo durante a fase de apoio, foram usadas na solução da equação 3.2. Utilizamos as ferramentas disponibilizadas pelo software OpenSim 3.1 (Stanford University, EUA) [17]. para implementar o método de otimização estática e para solucionar a equação 3.2 (seção 4.2.3).

Devido às dificuldades tanto de se realizar experimentos em ambiente aquático quanto de se quantificar as forças hidrodinâmicas durante o movimento humano nesse ambiente, optamos por uma análise bidimensional dos movimentos de apenas um dos membros inferiores. Essa abordagem é justificável já que os movimentos dos membros inferiores e tronco ocorrem fundamentalmente no plano sagital e que o andar é uma tarefa aproximadamente simétrica (ver capítulo 2). Quando o conhecimento do movimento ou das forças que atuaram no membro inferior esquerdo fez-se necessário, extrapolamos a informação desejada a partir do que se havia obtido para o lado direito.

Sendo assim, modelamos o membro inferior direito (pé, perna e coxa), a pelve e o tronco incluindo sete graus de liberdade, 4 representados pelos ângulos de flexão/extensão das articulações do tornozelo, joelho, quadril e costas (articulação entre a pelve e o tronco; lombossacral), 2 pelas coordenadas que descrevem a translação do centro de massa da pelve e, por último, o ângulo de inclinação da pelve na direção anterior-posterior. Quarenta e três músculos do tipo Hill, responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão das quatro articulações, foram incluídos no modelo (detalhes sobre o modelo na seção 4.2.1).

Os dados experimentais necessários para a solução da equação 3.2 foram adquiridos a partir da filmagem do movimento de voluntários andando com velocidade confortável nos dois ambientes e da medida simultânea da força de reação do solo, conforme descrito na seção 4.2.2. Consideramos que as seguintes forças externas atuavam em cada um dos segmentos corporais, nos respectivos pontos: peso, no centro de massa, empuxo, no centro de volume do segmento submerso e a força de arrasto, na extremidade superior da porção imersa do segmento. Em adição, consideramos que a força de reação do solo atuou no pé e foi aplicada no centro de pressão [57]. O peso de cada segmento foi obtido através de tabelas antropométricas [88, 93] e as forças hidrodinâmicas foram estimadas a partir dos dados experimentais para a cinemática do movimento, em conjunto com medidas das dimensões dos segmentos corporais dos voluntários, conforme descrito na seção 4.2.5.

4.2.1 O modelo do corpo humano

O modelo do corpo humano utilizado nesse estudo foi obtido a partir de modificações de um modelo tridimensional dos membros inferiores, pelvis e tronco, com 23 graus de liberdade, atuado por 92 músculos do tipo Hill, que representam 76 músculos humanos. Esse modelo foi desenvolvido por Darryl G. Thelen (Universidade de Wisconsin - Madison, EUA), Ajay Seth, Frank C. Anderson e Scott L. Delp (Universidade de Stanford, EUA) e é distribuído com o software OpenSim para ser usado na análise e na simulação do movimento humano [3]. O modelo representa um indivíduo $1,8m$ e $75,16kg$, mas pode ser escalonado para representar indivíduos de maior ou menor tamanho (ver seção 4.2.3). As articulações do membro inferior e a geometria da superfície dos ossos e dos músculos que as circundam são definidas como proposto por Delp e colaboradores [19]. Já a articulação das costas (lombossacral) é definida como proposto por Anderson e Pandy [5].

Nesse modelo a articulação das costas e a articulação do quadril são do tipo bola-soquete. Um único grau de liberdade define a orientação da articulação do joelho - seu ângulo de flexão e extensão no plano sagital - a partir do qual os ângulos de abdução/adução e rotação interna/externa são calculados. O tornozelo, a articulação subtalar e a articulação metatarso-falangeana são consideradas do tipo dobradiça. O eixo de flexão-extensão do tornozelo não é definido perpendicularmente ao plano sagital, mas sim ligeiramente inclinado a frente e para baixo. Na posição neutra o ângulo de inclinação anterior da pelve é definido como zero. As características inerciais do modelo são baseadas nas medidas antropométricas de 5 indivíduos (26 ± 3 anos, $1,77 \pm 0,03m$, $70,1 \pm 7,8kg$) feitas por Anderson e Pandy [5]. A linha de ação dos músculos é modelada por um ou mais segmentos de reta ligando a origem à inserção do músculo. Em alguns músculos é necessário impor vínculos para que sua linha de ação não "penetre" os ossos em determinadas posições articulares e não forneça valores irreais para os braços de alavanca da força muscular.

Modificamos este modelo para acomodar as simplificações propostas em nosso problema, que consistiram em desprezar todos os movimentos e forças na direção medial lateral (abordagem bi-dimensional no plano sagital) e somente analisar o movimento de um dos lados do indivíduo (análise unilateral do lado direito). Para isso, a articulação das costas e quadril foram modificadas para representar uma articulação do tipo dobradiça, os ângulos de rotação interna/externa e de abdução/adução do joelho foram considerados fixos e iguais a zero, o eixo de rotação do tornozelo foi considerado perpendicular ao plano sagital e as articulações subtalar e metatarso-falangeanas foram removidas de maneira que o pé se tornou um único segmento rígido. Todos os segmentos do membro inferior esquerdo e os músculos que as atuavam foram removidos. Removemos também os músculos que não contribuíam para a flexão ou para a extensão das articulações do membro inferior direito. O modelo resultante passou a ter 7 graus de liberdade (ângulos de flexão-extensão do tornozelo, joelho, quadril e costas, ângulo

de inclinação anterior-posterior da pelve e translação anterior-posterior e vertical do centro de massa da pelve) e 43 três músculos do tipo Hill, representando 38 músculos do corpo humano responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão das quatro articulações (figura 4.3). Seis desses músculos são responsáveis pelo movimento da articulação das costas. No modelo utilizado para analisar o andar em ambiente terrestre a articulação das costas foi mantida fixa na posição neutra (equivalente a considerar tronco e pelvis um único segmento rígido).

4.2.2 Os dados experimentais

Os dados experimentais necessários a solução de nosso problema, foram obtidos a partir da análise da marcha de 10 voluntários (6 do gênero feminino e 4 do gênero masculino), sem comprometimento neural, pulmonar, cardíaco e nem no sistema músculo esquelético e que praticavam atividades físicas no mínimo duas vezes por semana. As idade, altura e massa médias desses indivíduos eram respectivamente 24 ± 3 anos, $1,68 \pm 0,07m$ e $63 \pm 8kg$ (média $\pm$ desvio padrão). Todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Esclarecido, previamente aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esportes da Universidade de São Paulo, autorizando a utilização de seus dados para os fins científicos declarados.

Os voluntários participaram de duas seções de coleta de dados, uma em ambiente aquático e outra em ambiente terrestre. Em uma das seções, os indivíduos tiveram suas dimensões corporais medidas com uma fita métrica e um paquímetro, para serem usadas posteriormente na estimativa da força de arrasto (ver seção 4.2.5). Nos dois ambientes, foram montados arranjos experimentais que permitiram a realização de uma análise bidimensional (no plano sagital) de uma passada iniciada com o toque do calcanhar direito. Para tanto, marcadores passivos foram colocados do lado direito do corpo do indivíduo, nas seguintes proeminências anatômicas: cabeça do quinto metatarso (MT5), maléolo lateral (ML), calcâneo (CALC), interlinha articular do joelho (IAJ), trocanter maior do fêmur (GTF) e na porção lateral do tronco ao nível da cicatriz umbilical e $5cm$ abaixo do processo xifóide (PX). A fixação de marcadores no corpo dos indivíduos teve como finalidade determinar a posição e orientação dos segmentos do membro inferior e tronco durante a execução da tarefa. Em ambiente terrestre os marcadores posicionados ao nível da cicatriz umbilical e processo xifóide foram removidos e um marcador posicionado no acrômio foi acrescentado.

A aquisição de dados em ambiente aquático foi realizadas em uma piscina aquecida (temperatura aproximada de $30^{\circ}C$), com $12m$ de largura e $25m$ de comprimento. Todos os indivíduos caminharam com água na altura do processo xifóide. Em ambiente terrestre as aquisições foram realizadas no ambiente de um laboratório de análise do movimento humano. Nas duas condições os voluntários vestiram roupa de banho e caminharam descalços. Os indivíduos foram orientados a caminhar com uma velocidade confortável, auto-selecionada e tiveram tempo para se adaptar à tarefa. Iniciada a aquisição de dados, cada um deles realizou a tarefa por 10 vezes

em cada ambiente, no entanto, apenas cinco passadas em que o indivíduo tocava o calcanhar direito na plataforma de força, foram selecionadas para análise em cada um dos ambientes. Além de filmados durante as tarefas dinâmicas cada indivíduo foi filmado parado em pé com os braços cruzados na frente do corpo, para determinarmos a orientação dos segmentos corporais em uma posição estática de referência.

A aquisição de dados consistiu na filmagem do movimento do lado direito do corpo dos participantes com câmeras digitais (GRDVL-9800U, JVC, Wayne, EUA; uma em ambiente aquático e duas em ambiente terrestre; frequência de aquisição de $60Hz$) e na medição das componentes vertical e ântero-posterior da força de reação do solo e do centro de pressão, com uma plataforma de força (AMTI, Watertown, EUA, modelo OR6-WP-1000, em água e modelo OR6-2000 em terra; frequência de aquisição $100Hz$), embebida em uma passarela, durante as coletas em ambiente aquático, e no chão do laboratório, durante as coletas em ambiente terrestre. Os arranjo experimental utilizado em ambiente aquático pode ser visualizados nas figura 4.1 [56].

Figura 4.1: Arranjo experimental utilizado para aquisição de dados em ambiente aquático (retirada de [57]). A plataforma de força está inserida na passarela entre as duas faixas brancas.

Os vídeos foram digitalizados posteriormente usando-se o software APAS (Ariel Dynamics, Inc., Trabuco Canyon, EUA). As coordenadas reais de cada marcador foram reconstruídas aplicando-se o algoritmo de Transformação Linear Direta, em ambiente terrestre, e o algoritmo de Transformação Linear Direta Localizada, para considerar a difração, em ambiente aquático [38]. Os dados foram pré-processados [57] e salvos em arquivos com os formatos compreendidos pelo software OpenSim, com o auxílio do software MATLAB 7.12 (Mathworks Inc., Natick, EUA).

4.2.3 Estimativa das forças musculares e articulares usando o OpenSim

Nesse estudo o software OpenSim 3.1 foi utilizado com a finalidade de se estimar as forças internas que atuam no corpo humano durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As etapas das análises realizadas, bem como a descrição das ferramentas do software que foram empregadas em cada uma delas, podem ser visualizadas nos fluxogramas das figuras de 4.2 a 4.5. Nas figuras 4.4 e 4.5, as etapas destacadas com a cor azul e linhas tracejadas são necessárias apenas para o cálculo das forças hidrodinâmicas e, portanto, não foram realizadas na análise do andar em ambiente terrestre.

Na figura 4.2 está esquematizado a primeira etapa da análise, que consiste no uso de dados experimentais para escalonamento do modelo genérico. Os modelos do corpo humano desenvolvidos para serem utilizados com o OpenSim representam as características inerciais dos segmentos corporais, e a arquitetura e a geometria muscular de um indivíduo típico (modelo genérico) e devem, portanto, ser escalonados para representar um indivíduo específico (modelo específico). Neste estudo, o modelo genérico (seção 4.2.1) foi escalonado a partir dos dados individuais de cada voluntário, de modo a se obter um modelo específico que representasse cada um deles (10 modelos específicos).

Figura 4.2: Fluxograma representando o processo de escalonamento com software OpenSim. O modelo genérico era escalonado para representar um indivíduo específico com a ferramenta *Scale*. A primeira versão do modelo escalonado era comparada com medidas antropométricas e com medidas da orientação entre os segmentos corporais na posição estática de referência. Se necessário, ajustes eram feitos no processo de escalonamento até que o modelo representasse adequadamente o indivíduo específico.

No OpenSim o escalonamento é realizado comparando-se as dimensões e a massa corporal do indivíduo que se quer representar com as dimensões e massa do modelo. O ajuste das dimensões foi feito comparando-se a distância entre os marcadores reais, usados para se determinar experimentalmente a posição e a orientação no espaço dos segmentos corporais do indivíduo, e marcadores virtuais, posicionados no modelo de modo a representar os marcadores reais (figura 4.3). O ajuste da massa de cada segmento foi feito mantendo-se no modelo específico a mesma

Figura 4.3: Modelo genérico (transparente), representando um indivíduo típico, e modelo específico, representando um dos voluntários de nosso estudo. Em azul estão os marcadores virtuais, adicionados ao modelo específico para representar os marcadores afixados no corpo do indivíduo durante a aquisição dos dados experimentais.

relações de proporcionalidade entre a massa do segmento e a massa corporal total, definida no modelo genérico. Para escalonar as dimensões do modelo genérico foram usados os dados das coordenadas dos marcadores reais na posição estática de referência (indivíduo parado em pé com os braços na frente do corpo) adquiridas em ambiente aquático.

Após escalonado, as dimensões dos segmentos corporais do modelo específico ao longo dos respectivos eixos longitudinais foram comparadas às dimensões corporais medidas diretamente no indivíduo com uma fita métrica. Se diferissem demasiadamente, um ou outro marcador virtual era reposicionado até que modelo representasse adequadamente as dimensões do indivíduo e a orientação de seus segmentos na posição estática de referência. Como o modelo utilizado nesse estudo não incluía o membro inferior esquerdo, a massa usada para escalonar as características inerciais dos modelos específicos correspondeu a 80,6% da massa total do indivíduo.

De posse do modelo específico de cada indivíduo, os passos indicados nos fluxogramas das figuras 4.4 e 4.5 foram seguidos para obter as forças e torques articulares resultantes (dinâmica inversa) e as forças musculares e forças de contato articular (otimização estática), respectivamente, em cada uma das 5 tentativas dinâmicas realizadas por esse indivíduo em cada ambiente. Inicialmente obtivemos o conjunto de coordenadas, velocidade e acelerações generalizadas ($\{q_i, \dot{q}_i, \ddot{q}_i\}$), que representam no modelo o movimento realizado pelo indivíduo. Para isso, determinamos q para o qual o erro quadrático dado pela equação 4.1, era mínimo. Nessa equação $\vec{x}_{i_{exp}}$ é a posição de um dos N marcadores usados experimentalmente para definir a orientação dos segmentos corporais, $\vec{x}_i(q)$, a posição do marcador virtual correspondente e w_i o peso dado para a diferença entre elas [4] (valor arbitrário). Esse procedimento, pelo qual as coordenadas generalizadas que definem o movimento do modelo são determinadas através

Figura 4.4: Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças e torques articulares resultantes a partir da dinâmica inversa, com o software OpenSim. As ferramentas *Inverse Dynamics* and *Analyze*, no modo *Joint Reaction*, foram utilizadas no cálculo das forças e torques e a ferramenta *Inverse Kinematic* na obtenção das coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo. Em azul estão as etapas necessárias para o cálculo das forças hidrodinâmicas e respectivos torques, as quais foram seguidas apenas na análise do andar em ambiente aquático.

de otimização, é conhecido por cinemática inversa. A vantagem da cinemática inversa sobre a cinemática direta, na qual $\{q_i\}$ são calculadas diretamente de $\{\vec{x}_i\}_{exp}$, está no fato de que o primeiro método respeita o vínculo de corpo rígido, já que dois marcadores virtuais fixados em um mesmo segmento do modelo não podem se mover entre si. As velocidades e acelerações, $\dot{q}_i$ e $\ddot{q}_i$, são determinadas a partir de derivação numérica. No OpenSim, a ferramenta *Inverse Kinematic* é responsável por essa etapa da análise.

$$e^2 = \sum_{i=1}^N w_i |\vec{x}_{i_{exp}} - \vec{x}_i(q)|^2 \quad (4.1)$$

Uma vez conhecidas as coordenadas que descrevem o movimento do modelo, a ferramenta *Analyze* no modo *Point Kinematic* foi usada para se determinar as trajetórias do centro de massa $\{\vec{x}_{CM_i}\}$ e do centro articular $\{\vec{x}_{CA_i}\}$ e a velocidade do centro articular $\{\dot{\vec{x}}_{CA_i}\}$, no segmento i , além da posição e velocidade de outros pontos de interesse (centro de volume da porção submersa do tronco e extremidade mais distal do segmento pé), representados nas figuras 4.4 e 4.5 por $\{\vec{x}_{P_i}\}$ e $\{\dot{\vec{x}}_{P_i}\}$. As trajetórias e velocidades acima mencionadas e as medidas das dimensões do corpo do indivíduo foram combinadas para se determinar as forças hidrodinâmicas, conforme descrito na seção 4.2.5. Esse cálculo foi feito no software MATLAB

Figura 4.5: Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças musculares e articulares com o software OpenSim. As ferramentas *Static Optimization* and *Analyze*, no modo *Joint Reaction*, foram utilizadas no cálculo das forças e a ferramenta *Inverse Kinematic* na obtenção das coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo. Em azul estão as etapas necessárias para o cálculo das forças hidrodinâmicas e respectivos torques, as quais foram seguidas apenas na análise do andar em ambiente aquático.

7.12 (Mathworks Inc., Natick, EUA).

As forças de arrasto ($\vec{F}_{Di}$), seus respectivos torques ($\vec{\tau}_{Di}$) e a trajetória de seus pontos de aplicação ($\vec{x}_{pDi}$), o empuxo ($\vec{F}_{Ei}$) e a trajetória dos centros de volume ($\vec{x}_{CVi}$), as medidas experimentais da força de reação do solo ($\vec{F}_{RS}$) e centro de pressão ($\vec{x}_{CP}$) e as coordenadas generalizadas, suas velocidades e acelerações, foram fornecidas à ferramenta *Inverse Dynamic* para o cálculo dos torques resultantes ($\vec{\tau}_{Ai}$, fluxograma da figura 4.4) que atuaram nas articulações do membro inferior e à ferramenta *Static Optimization* para o cálculo do nível de ativação e das forças musculares (fluxograma da figura 4.5). Para o ambiente terrestre esse cálculo foi feito fornecendo-se apenas os dados de força de reação do solo, trajetória do centro de pressão e das coordenadas generalizadas e respectivas velocidades e acelerações. O método de obtenção das forças musculares com a ferramenta de otimização estática está descrito na seção 4.2.4.

Por fim, os resultados para os torques articulares resultantes e forças musculares foram usados nas estimativas das forças articulares resultantes ($\vec{F}_{ARi}$) e das forças articulares ($\vec{F}_{Ai}$), as quais foram calculadas com a ferramenta *Analyze* no modo *Joint Reaction*. $\vec{F}_{ARi}$, é a soma de todas as forças que atuam na articulação, ou seja, das forças geradas ativamente pelos músculos e passivamente pelo contato articular e pelas forças de restituição exercidas por ligamentos e outros tecidos, quando estendidos. Resulta da solução da dinâmica inversa, como descrito em

[88]. O que chamamos aqui de forças articulares são as forças obtidas subtraindo-se das forças articulares resultantes as forças musculares, ou seja, trata-se da componente passiva das forças que atuam na articulação, que é dominada pelo contato articular. Uma descrição de como as forças articulares são obtidas no OpenSim pode ser vista em [77]. Para decompor as forças articulares e as forças articulares resultantes em componentes de cisalhamento e compressão, foi necessário descrevê-las nos referenciais locais dos segmentos distais.

Os braços de alavanca das forças musculares em relação a cada articulação do modelo (R_{ji}) a cada instante do movimento foram calculados com a ferramenta *Analyse* no modo *Muscle Analysis*. Com eles foi possível calcular a potência de cada músculo (potência da unidade músculo-tendão; P_{MT}) como na equação 4.2, ou seja, somando-se a potência que o músculo i gera em cada uma das n articulações em que atua ($\dot{q}_j$ é a velocidade angular de uma das 4 coordenadas que representa ângulos articulares).

$$P_{MTi} = \sum_j^n R_{ji} F_{Mi} \dot{q}_j \quad (4.2)$$

4.2.4 A otimização estática associada a solução do problema da dinâmica inversa

Para determinar as forças musculares utilizamos a ferramenta *Static Optimization* do software OpenSim 3.1, conforme descrito na seção anterior. Para determinar as forças musculares com essa ferramenta prescrevemos o modelo do corpo humano que seria utilizado nesse cálculo, as coordenadas generalizadas que descreviam o movimento do modelo e as forças e torques externos que atuaram sobre ele durante o movimento. Com esses dados o programa elaborava e resolvia inversamente as equações do movimento (eq. 3.2) para obter os torques resultantes (τ) em cada uma das articulações do modelo. Esses valores eram, então, usados na solução do problema de otimização que consistiu em se determinar o conjunto de m forças musculares F_{Mi} que minimizava, a cada instante t_k , a função custo dada pela equação 4.3, respeitando os vínculos definidos pelas equações 3.10 e 4.4

$$J = \sum_{i=1}^m a_i (t_k)^p \quad (4.3)$$

onde p é um numero inteiro.

$$F_{Mi} = F_{M^o} \left(a f_{Al}(\bar{l}) f_v(\dot{\bar{l}}) \right) \quad (4.4)$$

Essa formulação além de garantir que a soma dos torques gerados por todos os músculos que cruza uma determinada articulação seja igual ao torque resultante obtido da solução inversa da equação do movimento (eq. 3.10), também impede que as forças musculares excedam os valores

fisiológicos de força que podem ser gerados ativamente pelo músculo (eq. 4.4). É importante notar que, dessa maneira a força de tração ao longo do tendão (força muscular) é calculada supondo-se um tendão rígido, ou seja, um tendão de comprimento constante igual a L_T^0 . Além disso ela despreza a contribuição da força gerada pelo elemento elástico em paralelo (ver eq. 3.5). Essas suposições permitem que o comprimento da fibra muscular (l) e sua velocidade de contração ($\dot{l}$) sejam estimados apenas partir da cinemática do movimento.

As principais funções custo usadas para solucionar o problema da distribuição de forças na marcha são aquelas para qual $p = 2$ [6] e $p = 3$ [1]. Essas funções correspondem aproximadamente a minimizar a soma do stress muscular (força muscular dividida pela seção transversal fisiológica, [88]) ao quadrado e ao cubo, de todos os músculos do modelo, respectivamente. Argumenta-se que minimizar o stress muscular ao quadrado é aproximadamente equivalente a minimizar o consumo energético, e minimizar o stress muscular ao cubo, aproximadamente equivalente a minimizar a fadiga muscular. Optamos por realizar todas as análises considerando $p = 2$. Entretanto, também calculamos as forças com $p = 3$ para verificar se a escolha do expoente de J , poderia afetar significativamente nossos resultados.

4.2.5 Cálculo da força de arrasto e do empuxo

Estimar as forças de arrasto que atuam nos segmentos submersos é uma das principais dificuldades da análise do movimento humano em ambiente aquático. Nesse estudo, a estimativa da força de arrasto foi feita usando a teoria das faixas (do inglês *strip theory*), como no estudo de Orselli e Duarte [57] (para maiores detalhes ver também [56]). A teoria das faixas é utilizada em hidrodinâmica naval no cálculo do arrasto em corpos extensos e de formato irregular [54].

Para estimar a força de arrasto no pé, perna e coxa direitas, na pelve e na parte submersa do tronco assumimos: o escoamento estacionário (desprezamos qualquer efeito não-inercial como, por exemplo, o termo de massa adicional [54]), o fluido incompressível e a predominância do arrasto de pressão (desprezamos o atrito entre a pele e o fluido). Nesse caso a força de arrasto sobre um corpo submerso é dada pela equação 4.5, na qual $A_\perp$ é a projeção da área frontal do corpo na direção perpendicular à velocidade ($|\vec{v}| \hat{v}$), ρ_m é a densidade do meio em que o corpo se encontra submerso e C_D o coeficiente de arrasto.

$$\vec{F}_D = -\frac{C_D \rho_m A_\perp v^2}{2} \hat{v} \quad (4.5)$$

Cada segmento corporal foi modelado por um tronco de cone com as dimensões definidas pelo modelo antropométrico de Hanavan e medidas diretamente do corpo de cada voluntário [56]. Dessa maneira pudemos determinar a área frontal do segmento e a variação dessa área ao longo do seu eixo longitudinal (eq. 4.6, figura 4.6). O comprimento L é a distância entre suas extremidades distal e proximal. As velocidades das extremidades (v_d e v_p) definem a velocidade em um ponto z qualquer ao longo do eixo longitudinal do segmento (eq. 4.7).

$$dA(z) = 2 \left[\frac{(a_d - a_p)z + a_p L}{L} \right] dz \quad (4.6)$$

$$\vec{v}(z) = \frac{z \vec{v}_d + (L - z) \vec{v}_p}{L} \quad (4.7)$$

As seguintes extremidades delimitam os segmentos do membro inferior e tronco: pé, ponta dos dedos e centro articular do tornozelo; perna, centro articular do tornozelo e centro articular do joelho; coxa, centro articular do joelho e centro articular do quadril; pelve, ao longo de seu eixo longitudinal, um ponto na altura do quadril direito e um ponto na altura do marcador colocado ao nível da cicatriz umbilical (aproximadamente parte superior da crista ilíaca), parte submersa do tronco (tronco médio), extremidade superior da pelve e um ponto ao longo do seu eixo longitudinal na altura do marcador posicionado ao nível do processo xifóide (PX).

Figura 4.6: Figura representando o cálculo da força de arrasto nos segmentos corporais usando a teoria das faixas (*strip theory*) e considerando que a geometria dos segmentos pode ser descrita por um tronco de cone. Os vetores $\vec{r}_1$ e $\vec{r}_2$ dão a posição das extremidades superior e inferior do tronco de cone (articulação distal e proximal nos segmentos do membro inferior) e z é um eixo longitudinal que aponta no sentido da extremidade inferior. Para cada faixa infinitesimal de espessura dz e área frontal dA , localizada num ponto z do eixo longitudinal, calcula-se a força de arrasto considerando a velocidade do sólido nesse ponto.

O cálculo da força de arrasto em um determinado instante do movimento foi feito, então, dividindo o tronco de cone em diversas faixas de espessura infinitesimal, como representado na figura 4.6, de modo que a força de arrasto em uma faixa infinitesimal, localizada na posição z ao longo do eixo longitudinal do segmento, é dada pela equação 4.8. Nessa equação $dA(z)_\perp$ é a projeção da área da faixa na direção perpendicular a sua velocidade ($v(z)$).

$$\vec{dF}_D = - \frac{C_D \rho_m dA(z)_\perp v(z)^2}{2} \hat{v}(z) \quad (4.8)$$

Calculando a força de arrasto em todas as faixas e integrando-as temos a força de arrasto

resultante no segmento (eq. 4.9) [57]. De mesma maneira, calcula-se o torque da força de arrasto em relação a extremidade proximal do segmento (eq. 4.10). As equações 4.9 e 4.10 foram integradas numericamente.

$$\vec{F}_D = - \int_0^L C_D \rho_m \left[\frac{(a_d - a_p)z + a_p L}{L} \right] |\hat{z} \times \vec{v}(z)| \vec{v}(z) dz \quad (4.9)$$

$$\vec{\tau}_D = - \int_0^L C_D \rho_m z \left[\frac{(a_d - a_p)z + a_p L}{L} \right] |\hat{z} \times \vec{v}(z)| (\hat{z} \times \vec{v}(z)) dz \quad (4.10)$$

Nesse estudo consideramos $C_D = 1$ para todos os segmentos, por se tratar de um valor intermediário entre aqueles reportados na literatura [12, 53, 63]. Para a densidade da água assumimos o valor de $1000 kg/m^3$. Calculamos o empuxo de cada um dos segmentos submersos estimando seu volume a partir do volume do tronco de cone que o descrevia; assumimos que sua densidade era constante o que implicou em considerar o centro de volume coincidente com o centro de massa. Portanto, nos segmentos pé, perna, coxa e pelve, usamos a posição do centro de massa definida no modelo descrito na seção 4.2.1, como centro de volume desses segmentos. Para a porção do tronco que ficou submersa, a qual correspondia ao tronco médio, consideramos o centro de volume coincidente com a posição do centro de massa dessa porção do tronco, que foi definida como no modelo antropométrico de Zatsiorsky modificado por deLeva [16].

4.2.6 Análise de dados

Como mencionado anteriormente, para cada indivíduo, analisamos 5 tentativas em cada ambiente. A cada tentativa delimitamos uma passada iniciada e finalizada com o toque do calcanhar direito no solo. Os dados experimentais para a posição dos marcadores, força de reação do solo e centro de pressão foram filtrados com um filtro Savitz-Golay, usando uma janela de tamanho conveniente [57]. O membro inferior direito e o tronco de cada um dos 10 voluntários foi modelado através do escalonamento do modelo genérico descrito na seção 4.2.1. Os procedimentos descritos na seção 4.2.3 foram usados para que pudéssemos calcular, tentativa a tentativa, as seguintes grandezas físicas ao longo de uma passada: deslocamento angular articular, torque articular resultantes, potência articular, forças articulares resultantes e a componente passiva das forças articulares no tornozelo, joelho e quadril, além do nível de ativação, da força e da potência em todos os músculos considerados em nosso modelo. Os deslocamentos angulares articulares foram referenciados pela posição estática de referência de cada indivíduo a fim de serem comparados com os resultados de Orsell e Duarte [57].

Apesar da ativação, força e potência terem sido calculadas para todos os músculos do modelo, analisamos essas variáveis apenas para os principais flexores e extensores de tornozelo, joelho e quadril. Os músculos analisados foram: o glúteo máximo, extensor de quadril, que por ser um músculo extenso foi representado por três feixes (GTmax1, GTmax2 e GTmax3); o iliaco

(ILI) e o psoas (PSO), flexores de quadril; os músculos isquiotibiais - semitendíneo (SMT), semimembranoso (SMM), biceps femoral cabeça curta (BFcc) e longa (BFcl) - flexores de joelho e extensores de quadril (BFcc apenas flexor de joelho); os músculos do quadríceps femoral - reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e vasto intermédio (VI) - extensores de joelho; os músculos gastrocnêmio medial (Gmed), gastrocnêmio lateral (Glat), sóleo (SOL) e tibial posterior (TP), extensores de tornozelo (ou flexores plantares); o tibial anterior (TA), flexor de tornozelo.

Para que os resultados dos diferentes indivíduos pudessem ser comparados entre si as passadas foram normalizadas no tempo de 0–100% em intervalo de 1%, as forças foram normalizadas pelo peso corporal do indivíduo (PC) e todos os torques foram normalizados pelo produto entre o peso corporal e o comprimento do membro inferior ($PC.L$). A potência articular, calculada como o produto entre o torque resultante e a velocidade angular em cada articulação, foi normalizada pelo peso corporal do indivíduo. O nível de ativação de alguns músculos foi normalizado pela ativação média durante a passada apenas para serem comparados com os resultados de Barela e colaboradores [11]. Após normalizar cada uma das grandezas físicas selecionadas, calculamos a curva média que representava as cinco tentativas de um indivíduo. As curvas médias dos indivíduos foram usadas no cálculo da curva média para o grupo (média entre os indivíduos) e respectivo desvio padrão. Esses resultados foram graficados para serem comparados entre os ambientes.

A partir das grandezas acima mencionadas ainda calculamos as seguintes variáveis: amplitude do deslocamento articular e os picos de torque resultante extensor e flexor, nas articulações do tornozelo, joelho e quadril durante a passada; pico da força articular na direção longitudinal (componente de compressão) e anterior-posterior (componente de cisalhamento) na primeira metade da fase de apoio, na segunda metade da fase de apoio e na fase de balanço, e força muscular média e pico de força muscular nessas mesmas três fases do ciclo. Essas variáveis foram comparadas entre os ambientes usando o teste t de Student para medidas pareadas ($\alpha = 0,05$).

Com a finalidade de avaliar a qualidade dos resultados obtidos na etapa de cinemática inversa, quantificamos a diferença entre as trajetórias dos marcadores virtuais e dos marcadores reais em um determinado instante do ciclo, em todas as tentativas analisadas. Chamamos essa diferença de erro e a calculamos como sendo a norma da distância entre a posição do marcador virtual e a posição do marcador real ($e = \|\vec{x}_{exp} - \vec{x}\|$). Calculamos, então, o máximo erro ao longo de uma passada (e_{max}) e a raiz do erro quadrado médio ao longo de uma passada (e_{medio}) para cada um dos marcadores. Esses valores foram avaliados segundo os critérios propostos pela equipe desenvolvedora do software OpenSim [4]. A diferença entre os deslocamentos angulares articulares calculados com o software OpenSim, através de cinemática inversa, e aqueles calculados por Orselli e Duarte [57], através de cinemática direta, foi avaliada de maneira similar a descrita anteriormente.

Também como forma de avaliar a qualidade dos resultados obtidos para as forças muscu-

lares, estimamos o consumo metabólico médio ao longo de uma passada a partir da potência muscular calculada para os músculos do modelo. Para fazer isso, primeiro integramos as curvas de potência de cada músculo para calcular o trabalho positivo (W^+) e o trabalho negativo (W^-) realizado por esse músculo durante uma passada. Quando realiza trabalho positivo o músculo está se encurtando, ou seja, se contraindo concêntricamente, quando realiza trabalho negativo está se alongando, ou seja, se contraindo de maneira excêntrica. A eficiência desses dois tipos de contração, definida como a energia metabólica consumida por unidade de trabalho realizado, é diferente. Segundo Ryschon e colaboradores [69] a eficiência da contração excêntrica (η_e) é $0,347 \pm 0,061$, enquanto a eficiência da contração concêntrica (η_c) é $0,150 \pm 0,013$. Usando valores η_e e η_c baseados no estudo desses autores estimamos a energia metabólica média consumida pelo indivíduo durante uma passada usando a equação 4.11. Nela a somatória se estende por todos os músculos do modelo e T_p é o período da passada. Visando comparar $\bar{E}$ entre os indivíduos analisados, normalizamos esse valor pelo peso corporal.

$$\bar{E} = \sum_{i=1}^m \frac{\eta_e W_i^- + \eta_c W_i^+}{T_p} \quad (4.11)$$

Analizamos, ainda, se o critério de otimização escolhido poderia afetar as nossas conclusões. Para tanto, calculamos as forças musculares usando a potência 3 na equação 4.3 e comparamos com os resultados obtidos com a potência 2. Além disso procuramos avaliar se a modificação que havíamos feito no eixo de rotação do tornozelo do modelo genérico (ver seção 4.2.1) poderia comprometer nossos resultados.

4.3 Resultados

Estimamos as forças musculares em adultos saudáveis, durante o andar em ambiente aquático e terrestre, utilizando a ferramenta de otimização estática do software OpenSim 3.1. Os indivíduos aqui analisados caminharam com uma velocidade aproximadamente 2,7 vezes maior em ambiente terrestre (Terra: $1,23 \pm 0,01m/s$, $0,46 \pm 0,04m/s$, $p < 0,001$) e adotaram um comprimento de passada similar nos dois ambientes (Terra: $1,38 \pm 0,08m$, $1,28 \pm 0,15m$, $p = 0,08$). Em terra a fase de apoio correspondeu a $63 \pm 1\%$ do ciclo e em água a $57 \pm 3\%$ ($p < 0,001$). As componentes vertical e horizontal da força de reação do solo, observada durante o movimento nos dois ambientes é a que esta reportada em [57].

Em nossa análise simplificamos o modelo descrito na seção 4.2.1. Dentre as modificações realizadas para esse estudo, há uma alteração na orientação no eixo de flexão e extensão do tornozelo para que o eixo de flexão-extensão fosse perpendicular ao plano sagital (plano do movimento). Como discutido anteriormente, essa alteração visava contemplar as aproximações realizadas em nosso problema, especificamente o fato de desprezarmos os movimentos na direção medial-lateral. Para avaliar o efeito dessa alteração na estimativa das forças musculares

comparamos a solução da cinemática inversa e a estimativa das forças musculares obtidas com o modelo no qual o eixo do tornozelo havia sido modificado (ETM), com aquelas obtidas com o modelo mantendo a orientação original desse eixo (ETO).

Figura 4.7: Erro médio (e_{medio}) e máximo (e_{max}) entre a trajetória dos marcadores determinada experimentalmente e a trajetória do respectivo marcador virtual, obtida da solução do problema da cinemática inversa empregando os modelos ETO (eixo do tornozelo original) e ETM (eixo do tornozelo modificado). Os valores representam os resultados para cada uma das 5 tentativas dos 10 indivíduos analisados.

Os valores de e_{medio} e e_{max} entre a trajetória dos marcadores experimentais e a trajetória dos marcadores virtuais obtidos com o modelo ETM foram comparáveis aos erros obtidos com o modelo ETO, como pode ser visto nos gráficos da figura 4.7. Contudo, o modelo ETM conseguiu acomodar melhor a cinemática que desejávamos simular para a articulação do tornozelo, reduzindo, nessa articulação, a diferença entre os deslocamentos angulares simulados e os observados no estudo de Orselli e Duarte [57] (figura 4.8).

A combinação da modificação no braço de alavanca dos músculos do tornozelo, em decorrência da modificação do eixo articular, e das diferenças na cinemática simulada (figura 4.8) fazem com que as forças musculares geradas com os modelos ETM e ETO sejam ligeiramente diferentes. Para a maioria dos músculos a diferença foi, em média, menor do que $1,0\%PC$ em todas as simulações nos dois ambientes. Vimos diferenças maiores apenas nos músculos do tornozelo: para os músculos Gmed, Glat, no entanto, elas nunca excederam $3,0\%PC$ e para o Sol e TP, na grande maioria das vezes, ficaram abaixo de $5,0\%PC$. Com base nesses resultados, mantivemos a modificação no ângulo do tornozelo e prosseguimos com as análises usando apenas o modelo ETM.

A qualidade da estimativa das forças musculares depende da qualidade do processo de escalonamento do modelo específico de cada indivíduo e da qualidade da solução do problema da cinemática inversa para as tentativas analisadas. Avaliamos os resultados obtidos nessas

Figura 4.8: Erro médio (e_{medio}) e máximo (e_{max}) entre os deslocamentos angulares das articulações do membro inferior obtidos no estudo de Orselli e Duarte [57], através de cinemática direta, e com o software OpenSim, através da cinemática inversa empregando os modelos ETO (eixo do tornozelo original) e ETM (eixo do tornozelo modificado). Os valores representam os resultados para cada uma das 5 tentativas dos 10 indivíduos analisados.

etapas iniciais, de acordo com os critérios propostos pela equipe desenvolvedora do software OpenSim [4]. Segundo esses critérios e_{max} entre as trajetórias dos marcadores reais e virtuais não deve ser superior a $4cm$ e e_{medio} não deve ser superior a $2cm$. Observando os gráficos da figura 4.8, podemos notar que os resultados obtidos para o ambiente terrestre ficam dentro desses limiares. Já para o ambiente aquático nota-se que os erros nos marcadores posicionados na altura do processo xifóide (PX) e na base do quinto metatarso (MT5) excedem o limiar recomendado em algumas tentativas.

Apesar disso os deslocamentos angulares, bem como as forças e os torques resultantes sobre as articulações do tornozelo, joelho e quadril, de maneira geral, concordam com os resultados de Orselli e Duarte [57] dentro de um desvio padrão (figuras 4.9, 4.11 e 4.10), ou seja, estão dentro do intervalo de confiança recomendado [4]. São exceções: a força resultante de cisalhamento sobre o tornozelo em ambiente terrestre e a força resultante de cisalhamento sobre o quadril em ambiente aquático, para as quais os resultados diferem em mais de um desvio padrão, durante a fase de apoio e balanço da marcha respectivamente (figura 4.10). Em adição, os níveis de ativação simulados para os músculos VL, TA, GMed, BFcl, nos dois ambientes, e para o EE, em ambiente aquático, reproduzem adequadamente o padrão de eletromiográfico medido por Barela e colaboradores [11].

Figura 4.9: Média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular articular ($\Delta\theta$) no tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim, em cinza, os resultados obtidos por Orselli e Duarte [57]. Valores positivos representam flexão e negativo extensão.

4.3.1 Cinemática e cinética articular

Nos gráficos da figura 4.14, comparamos os resultados para os deslocamentos angulares, torques resultantes e potências nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, obtidos com o software OpenSim para o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças e torques articulares resultam da solução inversa da equação do movimento (Dinâmica Inversa, eq. 3.2). Não houve diferença entre os ambientes na amplitude do deslocamento articular (amplitude articular) para as três articulações (tabela 4.1), contudo os picos de torque flexor e extensor no tornozelo, extensor no joelho e flexor no quadril foram menores em ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre (ver tabela 4.1). Já com relação a potência desenvolvida nas articulações do membro inferior, verifica-se que em ambiente aquático há um predomínio da potência positiva nas três articulações, ou seja, nesse ambiente os músculos atuam "produzindo" energia para gerar o movimento articular, e não "absorvendo" a energia para frear o movimento, o que sugere predomínio de contração concêntrica. Em ambiente terrestre, contrariamente, observam-se nas três articulações fases de produção e absorção de energia (figura 4.14) durante todo o ciclo.

As forças resultantes que atuam sobre as articulações em ambiente aquático também são menores em relação ao ambiente terrestre 4.10. Comparando as magnitudes das forças de compressão e cisalhamento nos dois ambientes verificam-se forças de 2 a 3 vezes menor em ambiente aquático em relação ao terrestre. No entanto as forças resultantes que atuam sobre a articulação, calculadas a partir da solução inversa da equação do movimento, não refletem

Figura 4.10: Média e desvio padrão entre os indivíduos para os torques articulares resultantes (τ ; normalizados pelo produto entre o peso corporal e o comprimento de membro inferior, PC.L) sobre o tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim, em cinza os resultados obtidos por Orselli e Duarte [57]. Valores positivos indicam torque flexor e negativos extensor.

somente as forças de contato a que as articulações estão sujeitas. Essas forças são o resultado da soma de todas as forças ativas (forças musculares) e passivas (forças elásticas e forças de contato) geradas na articulação. Ao subtrairmos as forças musculares da força resultante obtemos a resultante das forças passivas sobre a articulação, a qual é dominada pela força de contato articular. As componentes de cisalhamento e compressão dessa componente passiva das forças articulares em ambiente aquático e terrestre podem ser vistas na figura 4.15.

Ao contrário do que se observa para as forças resultantes, as reduções na componente passiva da força articular no joelho e no quadril em ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre, são menores (figura 4.15 e tabela 4.2). O pico de força compressiva sobre o quadril na primeira metade da fase de apoio ($p = 0.08$) e o pico de força de cisalhamento no joelho ($p = 0.47$) na fase de balanço são semelhantes nos dois ambientes (tabela 4.2). Comparando as curvas médias para os indivíduos em ambiente aquático e terrestre, podemos verificar ainda que, no quadril, em alguns instantes da fase de balanço, as magnitudes das forças são maiores em ambiente aquático.

4.3.2 Forças e Potências musculares

Foi possível obter as forças musculares que dão origem aos torques resultantes representados na figura 4.14, bem como o nível de ativação necessário para que essas forças sejam atingidas. A média e o desvio padrão entre os sujeitos para os níveis de ativação e as forças musculares nos

Figura 4.11: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças articulares resultantes (dada em % do peso corporal, PC) sobre o tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim e em cinza os resultados obtidos por Orselli e Duarte [57]. Nas duas colunas à esquerda encontram-se os resultados para a componente de cisalhamento (valor positivo sentido anterior) e nas duas colunas à direita para componente longitudinal (valor positivo sentido para cima). As forças articulares estão descritas no referencial local do segmento distal.

Figura 4.12: Nível de ativação simulado com o software OpenSim (média e desvio padrão entre todos os indivíduos) para os músculos: tensor da fascia lata (TFL), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GMed), cabeça longa e curta do biceps femoral (BFcl, BFcc) e eretor espinhal (EE), durante o andar em ambiente aquático, em comparação com as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [11]. A fim de comparar os dois resultados, a ativação foi normalizada pelo seu valor médio durante uma passada.

músculos glúteo máximo (GTMax), ilíaco (ILI) e psoas (PSO), nos isquiotibiais (SMT, SMM, BFcc, BFcl), nos músculos do quadríceps femoral (VL, VM, VI, RF), nos flexores plantares (Gmed, Glat, SOL, TP) e no tibial anterior (TA) estão representados nas figuras 4.16, 4.17, 4.18 e 4.19, respectivamente. É possível verificar que, para alguns dos músculos, existem diferenças entre os ambientes não só nos níveis, mas também no padrão de ativação muscular.

Nossos resultados indicam que durante o andar em ambiente aquático o glúteo máximo, extensor de quadril, se mantém ativado por mais tempo durante a fase de apoio e os músculos ilíaco e psoas, flexores de quadril, atingem sua máxima ativação em um instante posterior no ciclo (figura 4.16). O reto femoral, extensor de joelho, não é ativado na fase de apoio e mantém-se ativado por mais tempo durante a fase de balanço (figura 4.18), enquanto os isquiotibiais, flexores de joelho e extensores de quadril (apenas os SMT, SMM, BFcl), são ativados de maneira mais tônica durante toda a fase de apoio e solicitados apenas nos instantes finais da fase de balanço (figura 4.17). Já os dois feixes do músculo gastrocnêmio (Gmed e Glat), extensores de tornozelo, mantêm um nível de ativação crescente por toda primeira metade do apoio, enquanto em terra esse nível decai logo após o contato inicial voltando a aumentar apenas no final da primeira metade da fase de apoio (figura 4.19).

Esse padrão de ativação dá origem a forças musculares que nem sempre são menores em

Figura 4.13: Nível de ativação simulado com o software OpenSim (média e desvio padrão entre todos os indivíduos) para os músculos tensor da fascia lata (TFL), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GMed) e para a cabeça longa e curta do biceps femoral (BFcl,BFcc) durante o andar em ambiente terrestre, em comparação com as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [11]. A fim de comparar os dois resultados, a ativação foi normalizada pelo seu valor médio durante uma passada.

ambiente aquático, em relação ao ambiente terrestre. Na primeira metade da fase de apoio as máximas forças exercidas pelos isquiotibiais e pelo TA, foram semelhantes em ambiente aquático e terrestre. Em adição a força média desenvolvida pelos SMT, SMM e BFcl foi maior durante o andar em ambiente aquático, e pelos GTmax, BFcc, Gmed, Glat e TA foi semelhante nos dois ambientes (tabela 4.3). Na segunda metade da fase de apoio as forças máximas e médias desenvolvidas pelos músculos SMT, SMM, e pelo GTmax foram maiores em ambiente aquático. Nessa fase do ciclo da marcha, os músculos VL, VM, VI e TA foram muito pouco solicitados e geraram forças com valores próximo de zero nos dois ambientes (tabela 4.4). Na fase de balanço, as forças máximas geradas pelos músculos do quadriceps femoral foram similares nos dois ambientes e a força média gerada pelo RF foi maior em ambiente aquático. Já a força média gerada pelos flexores de quadril, ILI e PSO, foram maiores em ambiente aquático, apesar da máxima força desenvolvida por eles ser maior em ambiente terrestre.

Como forma de verificar se os resultados de nossas simulações representavam de maneira realista as força geradas nos músculos do membro inferior nos dois ambientes, além de comparar os resultados dos níveis de ativação simulados com o software OpenSim 3.1 e as medidas da atividade elétrica em alguns músculos modelados (figuras 4.12 e 4.13), estimamos, também, a

Figura 4.14: Curva média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular, torque resultante e potência articular para o tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre. Os torques articulares são dados em porcentagem do produto entre o peso corporal (PC) e comprimento do membro inferior (L) do indivíduo e a potência em porcentagem do peso corporal.

Figura 4.15: Média e desvio padrão entre os indivíduos para a componente passiva das forças articulares em ambiente aquático e terrestre. As forças estão descritas no referencial local do segmento distal e são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC). Para as forças de cisalhamento valores positivos indicam sentido anterior e para as forças compressivas sentido para cima

Figura 4.16: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos glúteo máximo (representado no modelo por três feixes GTmax1, GTmax2 e GTmax3), ilíaco (ILI) e psoas (PSO) durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).

Figura 4.17: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos semitendíneo (SMT), semimembranoso (SMM) e biceps femoral, cabeça longa (BFcl) e curta (BFcc), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).

Figura 4.18: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos vasto lateral(VL), vasto intermédio (VI), vasto medial (VM) e reto femoral (RF), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).

Figura 4.19: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças musculares, e níveis de ativação necessários para gera-las, nos gastrocnêmio medial (Gmed), gastrocnêmio lateral (Glat), sóleo (SOL), tibial posterior (TP) e tibial anterior (TA), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC).

Tabela 4.1: Médias ($\pm$ desvio padrão) entre os indivíduos para amplitude articular e para os picos de torque extensor e flexor nas articulações do tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para comparação entre os dois ambientes também é reportada ($\alpha = 5\%$).

Variável	Ambiente	Articulação		
		Tornozelo	Joelho	Quadril
Amplitude Articular ($^{\circ}$)	Água	32 ± 7	71 ± 16	40 ± 8
	Terra	30 ± 5	67 ± 3	38 ± 5
p; Effect Size		0.35; 0.31	0.46; 0.24	0.56; 0.19
Pico de Torque Flexor ($\%PC \cdot L$)	Água	0.4 ± 0.1	4.2 ± 1.0	4.8 ± 1.0
	Terra	0.5 ± 0.1	4.7 ± 1.2	8.8 ± 2.6
p; Effect Size		< 0.01 ; 0.31	0.34; 0.35	< 0.01 ; 0.19
Pico de Torque Extensor ($\%PC \cdot L$)	Água	5.6 ± 0.7	1.8 ± 0.4	7.6 ± 1.8
	Terra	20.1 ± 1.7	5.2 ± 1.5	8.6 ± 2.6
p; Effect Size		< 0.001 ; 0.47	< 0.001 ; 0.24	0.39; 1.2

energia metabólica média consumida durante uma passada, a partir da potência muscular (eq. 4.2). A média e o desvio padrão entre os indivíduos para a potência nos principais músculos flexores e extensores de tornozelo joelho e quadril, podem ser vistos na figura 4.20.

Em um primeiro momento consideramos $\eta_c = 0,15$ e $\eta_e = 0,35$ [69]. No entanto, durante o andar em ambiente terrestre podemos observar nos músculos RF, VL, VM, VI, Gmed, Glat, SOL, ILI e PSO períodos de potência negativa que antecedem períodos de potência positiva. Nos períodos de potência negativa, trabalho externo é realizado sobre o músculo, que se alonga. Parte da energia fornecida é dissipada através da contração excêntrica das fibras musculares, mas parte dessa energia também é armazenada nos tendões e devolvida na fase seguinte quando o músculo encurta. Dessa maneira, não é necessário que o músculo gere toda a potência ativamente, diminuindo seu consumo energético. Ou seja, o tendão atua de modo a aumentar a eficiência da contração concêntrica das fibras musculares. Com a finalidade de acomodar esse mecanismo de economia de energia, que é observado em ambiente terrestre e que quase não é observado em ambiente aquático, em nossa estimativa do consumo metabólico para o ambiente terrestre, consideramos $\eta_c = 0,53$, valor de eficiência máxima para o músculo gastrocnêmio durante o andar (ver seção 5.3.2, figura 5.15). Os resultados individuais para cada um dos voluntário podem ser vistos na figura 4.20 em função da frequência da passada.

As magnitudes das forças musculares estimadas e, conseqüentemente, a potência muscular dependem do critério de otimização empregado junto à solução da equação 3.2. No entanto, o comportamento das forças musculares ao longo do ciclo da marcha não é afetado a ponto de comprometer os resultados mais gerais, o que pode ser visto nos gráficos das figuras 4.22 e

Figura 4.20: Média e desvio padrão entre os indivíduos para a potência muscular nos principais músculos flexores e extensores de tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre.

Tabela 4.2: Valores representativos para a força máxima de cisalhamento e compressão a que as articulações do tornozelo, joelho e quadril estão sujeitos em ambiente aquático e terrestre em três diferentes fases do ciclo da marcha. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita ($\alpha = 0.05$).

Componente	Fase do Ciclo	Ambiente	Articulação		
			Tornozelo	Joelho	Quadril
Cisalhamento	1ª Metade Apoio	Água	16 ± 6	27 ± 20	6 ± 4
		Terra	42 ± 17	66 ± 39	25 ± 9
	p		< 0.001	0.02	< 0.01
	2ª Metade Apoio	Água	31 ± 10	13 ± 4	16 ± 3
		Terra	125 ± 33	53 ± 17	71 ± 25
	p		< 0.001	< 0.001	< 0.001
	Balanço	Água	6.0 ± 1.3	35 ± 8	36 ± 6
		Terra	9.0 ± 2.0	33 ± 8	49 ± 10
	p		< 0.01	0.47	< 0.01
	Compressão	1ª Metade Apoio	Água	97 ± 18	155 ± 31
Terra			241 ± 26	210 ± 50	184 ± 53
p			< 0.001	0.03	0.08
2ª Metade Apoio		Água	138 ± 13	138 ± 25	107 ± 13
		Terra	521 ± 57	260 ± 33	245 ± 67
p			< 0.001	< 0.001	< 0.001
Balanço		Água	9.2 ± 1.5	19 ± 4	77 ± 19
		Terra	15.3 ± 2.9	69 ± 7	102 ± 29
p			< 0.001	< 0.001	0.03

4.23, nos quais estão reportadas as forças musculares estimadas com a função custo (eq. 4.3) considerando a potência 2 e a potência 3. A opção pelo uso do critério de otimização no qual a potência de a é igual a 3, resulta em um padrão de ativação que implica em maior consumo metabólico nos dois ambientes. Em água a estimativa do consumo metabólico médio durante uma passada foi $212 \pm 12 J/min/kg$ usando a função custo com potência 2 e $233 \pm 13 J/min/kg$ usando a função custo com potência 3 ($p < 0.001$), em terra esses valores foram respectivamente $354 \pm 15 J/min/kg$ e $379 \pm 15 J/min/kg$ ($p < 0.001$).

Tabela 4.3: Valores representativos para a força média e para força máxima desenvolvida por cada músculo durante a primeira metade da fase de apoio do andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita. O sinal [†] é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0.05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal [‡] é usado para indicar o uso de estatística não-paramétrica na comparação entre os ambientes.

Músculo	1ª Metade da Fase de Apoio					
	Força Média (%PC)			Força Máxima (%PC)		
	Água	Terra	p	Água	Terra	p
SMM	$33 \pm 10^{\dagger}$	14 ± 8	< 0.01	46 ± 14	34 ± 12	0.07
SMT	$4.9 \pm 1.2^{\dagger}$	3.0 ± 1.6	0.01	6.9 ± 1.5	7.2 ± 2.6	0.68
BFcl	$20 \pm 5^{\dagger}$	11 ± 6	< 0.01	28 ± 7	26 ± 10	0.60
BFcc	3.1 ± 2.6	1.7 ± 1.1	0.12	7.0 ± 4.1	8.5 ± 3.4	0.32
GTMax 1	2.8 ± 1.0	2.7 ± 1.8	0.97	4.1 ± 1.2	$7.0 \pm 3.3^{\dagger}$	0.02
GTMax 2	7.7 ± 2.8	7.3 ± 4.8	0.82	11 ± 3	$19 \pm 9^{\dagger}$	0.03
GTMax 3	6.0 ± 2.3	5.4 ± 3.7	0.66	8.8 ± 2.6	$15 \pm 8^{\dagger}$	$0.04^{\ddagger}$
ILI	0.1 ± 0.2	$4.1 \pm 4.0^{\dagger}$	0.01	1.4 ± 1.2	$18 \pm 10^{\dagger}$	$< 0.001^{\ddagger}$
PSO	0.1 ± 0.2	$4.4 \pm 4.4^{\dagger}$	0.01	1.5 ± 1.3	$19 \pm 12^{\dagger}$	$< 0.01^{\ddagger}$
RF	0.02 ± 0.02	$5.0 \pm 5.0^{\dagger}$	0.01	0.5 ± 0.6	$13 \pm 11^{\dagger}$	< 0.01
VM	1.8 ± 1.7	$7.4 \pm 4.3^{\dagger}$	< 0.01	3.9 ± 3.3	$18 \pm 10^{\dagger}$	< 0.01
VI	2.0 ± 2.0	$8.5 \pm 4.9^{\dagger}$	< 0.01	4.5 ± 3.8	$21 \pm 12^{\dagger}$	< 0.01
VL	3.8 ± 3.8	$17 \pm 10^{\dagger}$	< 0.01	8.5 ± 7.4	$41 \pm 23^{\dagger}$	< 0.01
Gmed	12 ± 8	10 ± 5	0.28	31 ± 15	$41 \pm 11^{\dagger}$	< 0.01
Glat	2.7 ± 1.6	2.1 ± 1.0	0.26	6.4 ± 2.9	$8.3 \pm 2.1^{\dagger}$	0.02
SOL	11 ± 7	$57 \pm 13^{\dagger}$	< 0.001	29 ± 14	$118 \pm 28^{\dagger}$	< 0.001
TP	1.2 ± 0.3	$2.4 \pm 0.3^{\dagger}$	< 0.001	2.2 ± 0.4	$3.9 \pm 0.6^{\dagger}$	< 0.001
TA	1.8 ± 1.6	1.4 ± 0.7	0.55	5.3 ± 3.0	8.5 ± 3.5	0.08

Tabela 4.4: Valores representativos para a força média e para força máxima desenvolvida por cada músculo durante a segunda metade da fase de apoio do andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita. O sinal [†] é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0.05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal [‡] é usado para indicar o uso de estatística não-paramétrica na comparação entre os ambientes.

Músculo	2ª Metade da Fase de Apoio					
	Força Média (%PC)			Força Máxima (%PC)		
	Água	Terra	p	Água	Terra	p
SMM	$14 \pm 4^{\dagger}$	3.5 ± 4.4	< 0.001	$31 \pm 7^{\dagger}$	9 ± 9	< 0.001
SMT	$2.7 \pm 0.6^{\dagger}$	1.0 ± 1.2	< 0.01	$5.5 \pm 1.1^{\dagger}$	2.7 ± 2.8	0.01
BFcl	$8.9 \pm 2.3^{\dagger}$	1.9 ± 2.7	< 0.001	$20 \pm 4^{\dagger}$	4.8 ± 6.3	< 0.001
BFcc	5.2 ± 1.7	$8.4 \pm 3.7^{\dagger}$	< 0.01	9.2 ± 2.6	$17 \pm 7^{\dagger}$	< 0.01
GTMax 1	$0.7 \pm 0.4^{\dagger}$	0.03 ± 0.04	< 0.001	$2.1 \pm 0.9^{\dagger}$	0.2 ± 0.2	< 0.001
GTMax 2	$1.9 \pm 1.1^{\dagger}$	0.05 ± 0.08	< 0.001	$5.7 \pm 2.5^{\dagger}$	0.3 ± 0.5	< 0.001
GTMax 3	$1.4 \pm 0.9^{\dagger}$	0.03 ± 0.06	< 0.001	$4.4 \pm 2.0^{\dagger}$	0.2 ± 0.3	< 0.001
ILI	4.6 ± 2.4	$40 \pm 19^{\dagger}$	$< 0.01^{\ddagger}$	15 ± 3	$64 \pm 25^{\dagger}$	$< 0.01^{\ddagger}$
PSO	5.0 ± 2.7	$44 \pm 22^{\dagger}$	$< 0.01^{\ddagger}$	16 ± 3	$71 \pm 29^{\dagger}$	$< 0.01^{\ddagger}$
RF	1.3 ± 1.1	$18 \pm 13^{\dagger}$	< 0.01	6.6 ± 4.0	$55 \pm 22^{\dagger}$	< 0.001
VM	0.2 ± 0.4	0.1 ± 0.2	0.35	0.8 ± 1.1	0.8 ± 1.2	0.95
VI	0.3 ± 0.5	0.1 ± 0.2	0.33	0.9 ± 1.2	0.9 ± 1.4	0.96
VL	0.4 ± 0.9	0.2 ± 0.4	0.30	1.6 ± 2.4	1.5 ± 2.7	0.97
Gmed	23 ± 6	$60 \pm 8^{\dagger}$	< 0.001	40 ± 10	$103 \pm 16^{\dagger}$	< 0.001
Glat	4.9 ± 1.3	$13 \pm 2^{\dagger}$	< 0.001	8.1 ± 2.0	$22 \pm 4^{\dagger}$	< 0.001
SOL	40 ± 8	$179 \pm 16^{\dagger}$	< 0.001	63 ± 10	$299 \pm 23^{\dagger}$	< 0.001
TP	3.5 ± 2.1	16 ± 9	$< 0.01^{\ddagger}$	6.9 ± 6.4	$50 \pm 40^{\dagger}$	$< 0.01^{\ddagger}$
TA	0.1 ± 0.1	0.01 ± 0.01	0.20	0.6 ± 0.6	0.1 ± 0.0	0.05

Tabela 4.5: Valores representativos para a força média e para força máxima desenvolvida por cada músculo durante a fase de balanço do andar em ambiente aquático e terrestre. A estatística para a comparação entre os ambientes também é descrita. O sinal † é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0.05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal $^{\natural}$ é usado para indicar o uso de estatística não-paramétrica na comparação entre os ambientes.

Músculo	Fase de Balanço					
	Força Média (%PC)			Força Máxima (%PC)		
	Água	Terra	p	Água	Terra	p
SMM	1.0 ± 0.4	$9.9 \pm 1.3^{\dagger}$	< 0.001	8.6 ± 2.3	$45 \pm 5^{\dagger}$	< 0.001
SMT	0.2 ± 0.1	$1.4 \pm 0.2^{\dagger}$	< 0.001	1.2 ± 0.3	$5.6 \pm 0.9^{\dagger}$	< 0.001
BFcl	0.6 ± 0.3	$5.0 \pm 1.2^{\dagger}$	< 0.001	4.7 ± 1.7	$25 \pm 6^{\dagger}$	< 0.001
BFcc	2.7 ± 1.0	$5.2 \pm 0.9^{\dagger}$	< 0.001	5.6 ± 1.6	$11 \pm 2^{\dagger}$	< 0.001
GTMax 1	0.12 ± 0.05	$0.2 \pm 0.1^{\dagger}$	< 0.01	0.7 ± 0.3	$1.2 \pm 0.7^{\dagger}$	0.02
GTMax 2	0.2 ± 0.1	$0.4 \pm 0.3^{\dagger}$	0.02	1.5 ± 0.7	$3.0 \pm 2.0^{\dagger}$	0.02
GTMax 3	0.2 ± 0.1	$0.3 \pm 0.2^{\dagger}$	0.01	1.1 ± 0.6	$2.3 \pm 1.5^{\dagger}$	0.02
ILI	$17 \pm 4^{\dagger}$	12 ± 3	< 0.01	29 ± 7	$41 \pm 10^{\dagger}$	< 0.01
PSO	$17 \pm 4^{\dagger}$	13 ± 3	< 0.01	30 ± 6	$45 \pm 11^{\dagger}$	< 0.01
RF	$12 \pm 3^{\dagger}$	7.7 ± 2.7	0.01	27 ± 5	30 ± 10	0.52
VM	0.5 ± 0.4	0.3 ± 0.2	0.13	2.1 ± 1.3	1.3 ± 1.0	0.15
VI	0.6 ± 0.4	0.3 ± 0.2	0.12	2.3 ± 1.4	1.5 ± 1.1	0.15
VL	0.9 ± 0.8	0.4 ± 0.4	0.10	3.9 ± 2.7	2.4 ± 2.1	0.15
Gmed	0.6 ± 0.2	$1.0 \pm 0.5^{\dagger}$	0.03	2.6 ± 0.8	$3.8 \pm 1.0^{\dagger}$	0.03
Glat	0.3 ± 0.1	$0.4 \pm 0.2^{\dagger}$	0.04	0.8 ± 0.1	$1.2 \pm 0.4^{\dagger}$	< 0.01
SOL	0.2 ± 0.1	0.2 ± 0.1	$0.08^{\natural}$	1.3 ± 0.5	$6.0 \pm 3.1^{\dagger}$	< 0.01
TP	$0.5 \pm 0.1^{\dagger}$	0.4 ± 0.2	< 0.001	1.3 ± 0.2	$1.7 \pm 0.6^{\dagger}$	0.01
TA	3.4 ± 0.5	$4.7 \pm 0.4^{\dagger}$	< 0.001	5.5 ± 1.2	$9.8 \pm 1.2^{\dagger}$	< 0.001

Figura 4.21: Consumo metabólico médio em uma passada, durante o andar em ambiente aquático e terrestre, em função da frequência da passada. Em ambiente terrestre o consumo metabólico foi estimado a partir de dois valores diferentes para eficiência da contração concêntrica.

Figura 4.22: Média entre os indivíduos para as forças musculares nos isquiotibiais e no quadriceps femoral obtidas a partir da otimização de duas funções custos diferentes: a soma do nível de ativação ao quadrado (a^2) de todos os músculos modelados (linhas sólidas) e a soma do nível de ativação ao cubo (a^3) de todos os músculos modelados (linhas tracejadas). O desvio padrão das curvas médias foram omitidos para facilitar a visualização do comportamento da força muscular ao longo do ciclo.

Figura 4.23: Média entre os indivíduos para as forças musculares nos flexores e extensores de tornozelo e quadril obtidas a partir da otimização de duas funções custos diferentes: a soma do nível de ativação ao quadrado (a^2) de todos os músculos modelados (linhas sólidas) e a soma do nível de ativação ao cubo (a^3) de todos os músculos modelados (linhas tracejadas). O desvio padrão das curvas médias foram omitidos para facilitar a visualização do comportamento da força muscular ao longo do ciclo.

4.4 Discussão

O estudo descrito nesse capítulo visou quantificar a carga a que estão sujeitos os músculos e as articulações do membro inferior durante o andar com velocidade confortável e profundidade de imersão na altura do peito, e compara-las com as cargas durante o andar em ambiente terrestre com velocidade confortável. Estimamos as forças musculares durante o andar em ambiente aquático e terrestre utilizando uma abordagem bi-dimensional, na qual apenas os movimentos do membro inferior direito no plano sagital foram considerados. Para tanto, re-analisamos os dados experimentais reportados no estudo de Orselli e Duarte (2011) [57] com as ferramentas disponibilizadas pelo software OpenSim, versão 3.1, e resolvemos o problema de estimativa das forças musculares durante o andar em ambiente aquático e terrestre associando um método de otimização estática à solução inversa da equação do movimento [6].

Como pode ser observado nos gráficos da figura 4.9, na qual comparamos nossos resultados para os deslocamentos articulares do tornozelo, joelho e quadril com os resultados de Orselli e Duarte [57], foi possível reproduzir, tanto para o andar em ambiente aquático quanto para o andar em ambiente terrestre, a cinemática reportada em [57] considerando o intervalo de confiança de um desvio padrão. Apesar disso, em algumas de nossas análises, e_{max} entre os deslocamentos angulares obtidos com o software OpenSim (através de cinemática inversa) e os obtidos em [57] (através de cinemática direta) foram maiores do que os valores geralmente reportados (excederam 10° ; ver figura 4.8) [4]. Isso se deve, provavelmente, a dois fatores relacionados aos procedimentos experimentais e ao processamento dos dados empregados nesse estudo.

O primeiro diz respeito ao fato dos diâmetro dos marcadores utilizados na aquisição dos dados cinemáticos serem maiores do que os marcadores atualmente empregados em análise do movimento ($25mm$ vs. $15mm$) e o segundo diz respeito ao processo de digitalização da posição dos marcadores, que foi predominantemente manual (o centróide do marcador era determinado visualmente) em ambiente aquático, e parcialmente manual em ambiente terrestre. Esses procedimentos são diferentes dos processos de digitalização atualmente empregados no qual o centróide do marcador é determinado automaticamente através de algoritmos de reconhecimento de padrão, sem a necessidade de digitalização manual. O processo de digitalização manual dos marcadores somados ao uso de marcadores de diâmetros relativamente grandes, aumenta o erro na determinação na posição do marcador e, consequentemente, a variação na medida da distância relativa entre marcadores afixados em um mesmo segmento, o que pode explicar as grandes diferenças entre os ângulos obtidos através da cinemática inversa, em que há a imposição de que marcadores afixados em um mesmo segmento não podem se mover uns em relação aos outros (vínculo de corpo rígido), e a cinemática direta em que esse vínculo não é imposto. Isso também explica o fato de observarmos, para alguns marcadores, erros superiores aos limites propostos pela equipe desenvolvedora do software OpenSim, baseados em análises com

marcadores de menor diâmetro e processo de digitalização automática. Contudo, é importante notar que apesar disso, os erros para a grande maioria dos dados analisados ficaram dentro dos limiares considerados aceitáveis.

O bom acordo entre a cinemática que desejávamos reproduzir e a cinemática de fato alcançada também está refletido nos resultados obtidos para as forças e torques articulares resultantes nos dois ambientes. De maneira geral as forças e torques articulares resultantes sobre as articulações do tornozelo, joelho e quadril observadas em [57], também foram reproduzidas dentro do intervalo de confiança de um desvio padrão (figuras 4.11 e 4.10). As principais diferenças foram observadas para a componente de cisalhamento das forças articulares resultantes sobre o tornozelo e sobre o quadril (figura 4.10) e provavelmente se devem a diferenças na definição dos eixos locais (longitudinal e anterior-posterior) do segmento distal nas duas análises.

O fato de conseguirmos reproduzir, com o software OpenSim, a cinemática e a cinética determinadas por Orselli e Duarte [57] garante que as forças musculares estimadas nesse estudo refletem a cinemática e a cinética articular tipicamente observadas durante o andar em ambiente aquático a velocidade confortável e com água na altura do peito [2, 11, 46] e durante o andar em ambiente terrestre com velocidade confortável [11, 87, 88]. O padrão de ativação para os músculos VL, TA, GMed, BFcl, nos dois ambientes, e para o EE, em ambiente aquático foram semelhantes às medidas de atividade elétrica nesses músculos obtidas por Barela e colaboradores [11] em condições experimentais semelhantes às utilizadas nas coletas dos dados aqui analisados [57]. Pode-se observar uma maior concordância no período e nível de ativação entre os resultados simulados e experimentais em ambiente aquático (figura 4.12) em comparação ao ambiente terrestre. Durante o andar em terra o pico de ativação simulado para o Gmed e para o VL ocorrem em instantes posteriores no ciclo (figura 4.13), o que também é visto nos resultados apresentados no capítulo 5 (ver seção 5.3.1, figura 5.6). Contudo, quando comparamos a curva de força (figuras 4.19 e 4.18) para esses músculos com os resultados das simulações de Anderson e Pandy (2001) [6], vemos que elas tem comportamentos semelhantes.

As estimativas de ativações para os músculos TFL e BFcc não concordam bem com o padrão de ativação reportado por [11] (os resultados para água concordam melhor do que os resultados para terra). O TFL, além de flexor, é abdutor de quadril e o fato de não considerarmos os movimentos no plano frontal pode explicar os resultados não satisfatórios para esse músculo. Para o BFcc, os níveis de ativação nos períodos de transição entre a fase de apoio e balanço estão acima do esperado. O mesmo padrão foi observado nos resultados reportados no capítulo 5 (ver seção 5.3.1, figura 5.6). Uma hipótese é que este resultado esteja relacionado ao uso da otimização estática para a estimativa das ativações musculares, uma vez que o vemos também nos resultados de [6] quando esse método é empregado na determinação das forças musculares.

Para os outros músculos analisados o padrão de ativação em ambiente terrestre concorda tanto com as medidas experimentais da atividade elétrica muscular [8, 72, 87] quanto com os resultados de outras simulações [6, 48]. Com relação ao padrão de ativação em ambiente

aquático, nossos achados são consistentes com o observados por outros autores também para os músculos RF [15, 43], SOL [15, 45] e GTmax [47]. Adicionalmente, as principais diferenças nos níveis de ativação entre os ambientes, a saber: maior nível de ativação no RF durante a fase de balanço e no BF durante a metade final do apoio, maior ativação no GTmax durante a fase de propulsão e redução no nível de ativação do SOL [35], foram bem representadas por nossos resultados.

As magnitudes das forças musculares (figuras de 4.16 a 4.19) e articulares (figura 4.15) em ambiente terrestre também concordam com os resultados de outros autores [6, 29]. Já para o ambiente aquático, até onde temos conhecimento, apenas Akiyama e colaboradores [2] estimaram as forças nos músculos do membro inferior durante o andar em ambiente aquático. Os autores também utilizaram um modelo bi-dimensional de um membro inferior, que incluía apenas 8 músculos: glúteo máximo, reto femoral, vasto medial, tibial anterior, sóleo, um músculo para representar simultaneamente os isquiotibiais, um músculo para representar os dois feixes do gastrocnêmio e um músculo para representar simultaneamente o íliaco e o psoas. Nossas estimativas para as forças musculares no SOL, TA e VM foram ligeiramente menores do que as reportadas por esses autores [2]. Acreditamos que tais diferenças se devam ao maior número de músculos presentes em nosso modelo.

A concordância entre os resultados de nossas simulações para o andar em ambiente terrestre e os resultados de outros autores, que estimaram as forças musculares usando modelos tridimensionais do corpo humano [6], demonstra que as simplificações adotadas nesse estudo (modelo bi-dimensional e unilateral) não comprometeram a qualidade de nossos resultados. Além disso, fomos capazes de obter estimativas bastante realistas para os níveis de ativação muscular em ambiente aquático, o que nos leva a concluir que o método de otimização estática associado a solução inversa das equações do movimento foi adequado para solucionar o problema da determinação das forças musculares durante o andar em piscina com água rasa. O uso de otimização estática para estimar as forças musculares é tanto melhor quanto menor a velocidade do movimento [58], o que pode explicar, inclusive, a melhor adequação entre os níveis de ativação medidos e simulado em ambiente aquático em comparação aos mesmos resultados em ambiente terrestre (figuras 4.12 e 4.13). Nossos resultados também demonstram a viabilidade do uso do software OpenSim na análise da locomoção humana em ambiente aquático.

A abordagem bi-dimensional adotada na solução desse problema é, certamente, uma limitação de nosso estudo. Contudo optamos por ela uma vez que tivemos uma série de problemas com um de nossos equipamentos, o que inviabilizou a aquisição de novos dados experimentais para as forças e movimentos nas três dimensões do espaço. Esse tipo de abordagem para a análise do movimento em ambiente aquático ainda é o mais comum [2, 46] pois os procedimentos para aquisição e processamento de dados experimentais tridimensionais em ambiente aquático são complexos, demorados e ainda não estão bem estabelecidos. Ademais os resultados aqui apresentados tratam-se da primeira estimativas das forças musculares durante o andar em am-

biente aquático para diversos músculos do membro inferior, e a primeira estimativa para a força articular a partir do conhecimento das forças musculares. Sendo assim, a análise bi-dimensional se justifica como uma primeira abordagem dada ao problema. Nossos resultados preliminares mostram que o emprego de modelos tridimensionais na solução do problema da estimativa das forças musculares é viável [55], e que a realização dessa análise mais complexa depende apenas da solução de problemas experimentais.

4.4.1 O andar em ambiente aquático versus o andar em ambiente terrestre

A diferença na cinemática e cinética articular nesses dois ambientes está resumida na figura 4.14. Para caminhar em ambiente aquático, adultos mantêm aproximadamente a mesma coordenação entre as articulações do membro inferior observada em ambiente terrestre. Entretanto, para manter esse padrão, as articulações precisam ser atuadas pelos músculos de maneira diferente (tabela 4.1), já que para se mover em ambiente aquático há a necessidade de se gerar um impulso horizontal na direção anterior que seja superior ao impulso gerado na direção posterior pela força de arrasto [11, 57]. Isso resulta em diferentes torques articulares sobre tornozelo, joelho e quadril nos dois ambientes.

Durante a fase de apoio há uma importante redução no pico de torque extensor sobre o tornozelo e sobre o joelho, mas não sobre o quadril [2, 46, 57]. Especificamente com relação ao joelho verifica-se a substituição do torque extensor durante a primeira metade da fase de apoio (entre 10% e 30% do ciclo) por um torque flexor, cujo valor máximo é similar ao observado em ambiente terrestre [57]. Durante a fase de balanço em ambiente aquático, o torque flexor sobre o quadril é similar ao observado em ambiente terrestre [2, 57] e o torque sobre o joelho é predominantemente extensor (diferente do ambiente terrestre no qual a partir da metade da fase de balanço ele é flexor). Em adição, o torque extensor resultante sobre o joelho na fase de balanço é similar ao observado em ambiente terrestre.

Com base nesses resultados nossas hipóteses com relação a este estudo eram que as forças musculares desenvolvidas em ambiente aquático nem sempre seriam menores do que as forças desenvolvidas em ambiente terrestre. Esperávamos também que as forças musculares nos flexores e extensores do quadril fossem semelhantes nos dois ambientes; que fossem maiores nos flexores de joelho durante a fase de apoio e nos extensores durante a fase de balanço em ambiente aquático; e que nos flexores plantares fossem sempre inferiores em ambiente aquático.

Nossos resultados confirmaram a hipótese de que as forças musculares necessárias para se locomover em ambiente aquático não são sempre inferiores às forças necessárias para se locomover em ambiente terrestre. Apesar de mostrarem que as máximas forças geradas pelos principais flexores e extensores de tornozelo, joelho e quadril, durante um ciclo completo do andar em ambiente aquático não excedem as máximas forças geradas por esses músculos durante

o andar em ambiente terrestre, vemos que durante fases específicas do ciclo da marcha as forças geradas em água podem ser superiores às geradas em terra.

Especificamente observamos que a máxima força gerada pelos SMT, SMM e BFcl e GTmax durante a fase de apoio (segunda metade) em água chegam a ser superiores às forças desenvolvidas em terra (tabela 4.4). Esses resultados indicam que tanto os flexores de joelho quanto os extensores de quadril geram forças superiores durante o andar em ambiente aquático em comparação com as desenvolvidas no ambiente terrestre em períodos equivalentes do ciclo. Ainda vimos que durante a primeira metade da fase de apoio os dois feixes do gastrocnêmio geram forças que, em média, são semelhantes nos dois ambientes (tabela 4.3). Isso indica que em alguns momentos durante o início da fase de apoio é necessário que o gastrocnêmio gere forças superiores as que gera durante o andar em ambiente terrestre. Ou seja, até mesmo os flexores plantares, em ambiente aquático, podem gerar forças superiores às observadas no ambiente terrestre em fases equivalentes do ciclo.

Na fase de balanço os picos de força gerados pelos músculos do quadriceps femoral foram semelhantes nos dois ambientes, no entanto a força média gerada pelo RF foi maior em ambiente aquático, o que indica que em alguns momentos da fase de balanço o RF exerce forças maiores do que as forças geradas em ambiente terrestre. Os músculos ILI e PSO também geram forças, durante o balanço, que em média são maiores em ambiente aquático (tabela 4.5), mesmo nossos resultados indicando que o pico de torque flexor resultante no quadril é menor em ambiente aquático em relação ao ambiente terrestre (tabela 4.1). Sendo assim, tanto os extensores de joelho quanto os flexores de quadril podem gerar forças superiores às vistas em ambiente terrestre em momentos equivalentes da fase de balanço.

O fato das forças médias geradas pelos flexores de quadril e extensores de joelho na fase de balanço serem maiores ou iguais às geradas em ambiente terrestre se deve a ação do empuxo e do arrasto. A flexão de quadril e a extensão de joelho durante o andar em ambiente terrestre acontecem, em grande parte, por inércia (quadril e joelho) e pela ação da força peso (joelho). Na água o empuxo praticamente anula a força peso e o arrasto desacelera a progressão do membro inferior fazendo com que, nessas articulações, o movimento tenha que ser gerado ativamente pela ação muscular. Akiyama e colaboradores [2] mostraram que com o aumento da velocidade há um aumento na magnitude dos torques resultantes que atuam sobre o joelho e quadril na fase de balanço, corroborando essa hipótese e enfatizando que estes resultados devem depender da velocidade de caminhada. Durante o balanço também observamos redução da força exercida pelos músculos antagonistas, já que o arrasto contribui para desacelerar a flexão de quadril e a extensão de joelho (ver figura 4.20).

A redução no torque extensor resultante sobre o tornozelo em ambiente aquático é explicada pela redução nos picos de força muscular desenvolvida pelos flexores plantares. Os flexores plantares contribuem para a sustentação do peso corporal durante todo o apoio acelerando e desacelerando o tronco verticalmente contra a ação da força gravitacional [52]. Portanto a ação

do empuxo, anulando parcialmente o efeito da força peso, faz com que sejam necessárias forças menores nos flexores plantares para realizar a mesma função. Estudos de outros autores sobre o andar em ambiente aquático mostram que o torque flexor plantar no tornozelo é sensível à alterações no peso aparente [47], portanto as forças desenvolvidas pelos Gmed, Glat SOL e TP dependerão da profundidade de imersão.

Os flexores plantares não atuam somente de modo a promover suporte. Tanto o sóleo como o gastrocnêmio contribuem também para a progressão do movimento acelerando o tronco anteriormente [24, 52]. Em ambiente terrestre, essa contribuição para propulsão parece ser mais significativa na segunda metade da fase de apoio [51]. Entretanto, para se locomover em ambiente aquático os músculos devem ser capazes de gerar um impulso horizontal que seja maior ou igual a força de arrasto, para que o corpo consiga manter seu movimento anterior. Essa maior necessidade de gerar propulsão em relação ao ambiente terrestre pode exigir que os flexores plantares passem a contribuir para a aceleração anterior do centro de massa antecipadamente em ambiente aquático, o que explicaria o fato do gastrocnêmio se manter ativo durante toda a primeira metade da fase de apoio (figura 4.19) [24] e também o fato desses músculos passarem a gerar potência (realizar contração concêntrica) a partir do início da segunda metade do apoio (em terra isso ocorre apenas no final da fase de apoio, figura 4.20).

A maior necessidade em gerar propulsão anterior também explica o fato das forças nos SMT, SMM e BFcl não serem reduzidas durante a fase de apoio do andar em ambiente aquático. Riley e colaboradores [66] mostraram que os extensores de quadril tem um papel particularmente importante na propulsão durante o final do balanço e início do apoio do andar em ambiente terrestre. Por causa da força de arrasto, que freia o movimento do tronco e dos membros inferiores, os extensores de quadril passam a contribuir para a propulsão do corpo também durante o apoio médio. Em terra, durante o apoio médio, a progressão do tronco ocorre passivamente, no início por inércia e depois pela ação do peso corporal, na água ela precisa ser gerada ativamente pelos isquiotibiais e glúteo máximo. Acreditamos que o aumento da velocidade de caminhada possa fazer com que essas forças sejam superiores às desenvolvidas em ambiente terrestre, já que estudos mostram que com o aumento da velocidade de caminhada em ambiente aquático há um aumento no torque flexor sobre o quadril [2, 47].

A necessidade em gerar maior propulsão, que acreditamos ser responsável pelo aumento na demanda sobre os músculos biarticulares SMT, SMM e BFcl (para gerar torque extensor no quadril), e pela ativação crescente que se vê nos, também biarticulares, Glat e Gmed durante toda a primeira metade da fase de apoio, somada à baixa velocidade de caminhada e ao fato de que o empuxo praticamente anula o efeito flexor da força peso sobre a articulação do joelho, eliminando a necessidade de atuação do quadriceps, já seriam argumentos suficientes para explicar o predomínio do torque flexor sobre a articulação do joelho durante a fase de apoio em água. No entanto, vemos ainda que o BFcc, único músculo em nosso modelo que atua somente como flexor de quadril, também gera forças similares às observadas em ambiente terrestre

durante a primeira metade da fase de apoio (tabela 4.3). Esse resultado é intrigante pois apesar de todos os flexores de joelho estarem gerando força e nenhum extensor de joelho ser solicitado simultaneamente (co-contrair), o joelho mantém aproximadamente o mesmo ângulo de flexão durante toda a primeira metade da fase de apoio. Observando a figura 4.20 vemos que a potência para o BFcc é aproximadamente zero, o que indica que ele realiza uma contração aproximadamente isométrica em água.

Uma hipótese para explicar nossos resultados para o BFcc é que as forças geradas pelos outros isquiotibiais e pelo GTmax durante o final da primeira metade e o início da segunda metade do apoio (fase de apoio único) induzam uma aceleração no joelho no sentido de extensão e não de flexão, o que faz com que o BFcc tenha que atuar para manter o joelho flexionado. Outros autores já relataram esse efeito extensor dos isquiotibiais e GTmax sobre o joelho durante a marcha em ambiente terrestre [7, 27]. De acordo com nossas hipóteses as forças sobre os flexores do joelho devem aumentar com a velocidade de caminhada, o que parece ser o caso já que Akiyama e colaboradores [2] mostraram um aumento dos torques flexores sobre o joelho com o aumento da velocidade de caminhada.

A partir das estimativas das potências musculares mostradas na figura 4.20, fomos capazes de estimar o consumo metabólico durante o andar em ambiente aquático usando a relação dada pela equação 4.11. Nossas estimativas para o consumo energético usando os valores de eficiência das contrações concêntrica e excêntrica reportados em [69] nos permitiram chegar a estimativas de consumo energético similares às determinadas experimentalmente por Kaneda e colaboradores (2014) [36], os quais reportaram valores entre $100J/min/kg$ e $400J/min/kg$ (figura 5.15). Utilizando os mesmos valores de eficiência para o andar na água, estimamos um consumo metabólico mais de duas vezes maior do que o consumo observado experimentalmente, tipicamente entre $240J/min/kg$ e $360J/min/kg$ ($4 - 6W/kg$) [84]. Acreditamos que a discrepância vista para os resultados em terra mas não para os resultados em água se deva ao importante papel que os tendões tem no armazenamento e devolução de energia em ambiente terrestre [23, 31, 94], mas que parece não ter durante o andar em ambiente aquático.

Analisando os gráficos da figura 5.15 podemos notar que, durante o andar em ambiente terrestre, RF, VL, VM, VI, Gmed, Glat, SOL, ILI e PSO apresentam períodos de potência negativa que antecedem períodos de potência positiva. Esse comportamento é observado quando os músculos passam por um ciclo de alongamento-encurtamento, na fase de alongamento trabalho externo é realizado sobre o músculo enquanto ele está ativo (contração excêntrica) e parte da energia é armazenada no tendão. Na fase seguinte, quando o tendão se encurta, a energia armazenada é devolvida, ou seja, parte do trabalho realizado pelo músculo durante a contração não requer consumo de energia metabólica, o que aumenta a eficiência da contração concêntrica [23, 31]. Para testar a hipótese de que os mecanismos de armazenamento e devolução de energia no tendão são importantes em ambiente terrestre mas não em ambiente aquático, refizemos a estimativa do consumo metabólico médio em uma passada usando para a eficiência concêntrica

o valor que estimamos para a máxima eficiência mecânica do gastrocnêmio durante seu ciclo de alongamento-encurtamento na fase de apoio da marcha (ver seção 5.3.2, figura 5.15): $\eta_c = 0.53$. Usando esse valor as estimativas de consumo metabólico em ambiente terrestre atingiram valores mais realistas, o que pode ser visto na figura 5.15 (usando esse valor de eficiência em água, os valores obtidos ficam abaixo de $100J/min/kg$; resultados não reportados), o que confirma nossa hipótese.

Durante o andar em ambiente aquático não vemos nos gráficos de potência o comportamento característico de ciclos alongamento-encurtamento, contrariamente vemos predominância da contração concêntrica (potência muscular positiva) em relação à excêntrica (potência muscular negativa). Isso acontece pois a força de arrasto está constantemente dissipando a energia cinética gerada pelos músculos, o que requer que os músculos estejam constantemente injetando energia cinética nas articulações para manter a progressão do movimento. Portanto, isso explica a concordância entre nossas estimativas de consumo metabólico e medidas experimentais para o andar em ambiente aquático quando supomos $\eta_c = 0.15$. As estimativas de consumo metabólico dependem dos valores de eficiência utilizados, os quais também variam de músculo para músculo (ver o resultado para o sóleo, seção 5.3.2, figura 5.15). Nossa intenção não era estimar de maneira acurada o valor do consumo metabólico, mas sim verificar se as estimativas concordavam razoavelmente com valores experimentais como mais uma maneira de validar os resultados obtidos, o que de fato foi verificado. Esta análise ressaltou, ainda, a importância dos mecanismos de armazenamento e devolução de energia proporcionados pelos tendões durante a locomoção em ambiente terrestre e demonstrou que tais mecanismos não podem ser utilizados em ambiente aquático.

As estimativas das forças musculares dependem da escolha da função custo a ser otimizada (figura 4.22 e 4.23). As duas funções custos analisadas nesse estudo são as tipicamente utilizadas no estudo da marcha humana [1, 6]. Apesar dos valores das magnitudes das forças serem diferentes dependendo do critério de otimização escolhido, o comportamento das forças ao longo de uma passada para os principais flexores e extensores de tornozelo, joelho e quadril não variou. Portanto, as conclusões obtidas neste estudo usando-se um método de otimização estática que teve como critério de otimização a função da equação 4.3, para a qual assumimos $p = 2$, não devem mudar caso seja escolhida a potência 3 ($p = 3$). Apesar disso, as estimativas de consumo metabólico feitas considerando a equação 4.3 com $p = 3$, resultaram em valores sistematicamente superiores nos dois ambientes. Isso ocorre porque minimizar essa função custo corresponde, aproximadamente, a minimizar a fadiga muscular, enquanto minimizar a mesma função custo escolhendo $p = 2$ corresponde, aproximadamente, a minimizar a energia consumida. Se ao caminhar em ambiente aquático o sistema nervoso central distribui as forças entre os músculos de modo a minimizar o consumo energético, a fadiga, ou algum outro critério, e mesmo se este critério é o mesmo em ambiente aquático e terrestre, ainda não é claro. Apenas estudos que utilizem otimização dinâmica associada a solução direta das equações do

movimento poderão tentar responder a essa pergunta.

Outra limitação de nosso estudo é o fato de não termos avaliado a sensibilidade de nossos resultados a variações nos parâmetros que definem a força de arrasto e o empuxo de cada segmento. Estudos futuros devem realizar essa análise para reforçar as conclusões obtidas. Baseado nos resultados de Akiyama e colaboradores [2], que calcularam a contribuição das forças hidrodinâmicas para os torques resultantes nas articulações do membro inferior, e nos resultados reportados por Orselli e Duarte (2011) [57] para as forças de arrasto, acreditamos que os resultados obtidos para a fase de apoio sejam poucos sensíveis a pequenas variações na estimativa do empuxo e da força de arrasto, enquanto os resultados para a fase de balanço sejam mais afetados.

Nesse estudo utilizamos um valor único para o coeficiente de arrasto mesmo sabendo que ele pode variara entre os diferentes segmentos corporais pode variar. O valor escolhido se trata de um valor intermediário entre os utilizados em outros estudos [12, 53, 63]. O impulso da força de arrasto calculado dessa forma se correlaciona de maneira satisfatória com o impulso da componente horizontal da força de reação do solo [57], o que nos faz acreditar que esta seja uma estimativa adequada para as forças que atuam em cada segmento. Entretanto, para que o modelo da força de arrasto possa ser utilizado para outras velocidades de caminhada ou mesmo para a corrida, talvez seja necessário utilizar valores de coeficiente de arrasto específicos para cada segmento corporal, assim como, acrescentar ao modelo termos que descrevam os efeitos não-inerciais do escoamento.

4.4.2 Implicações e direções futuras

Nossos resultados indicam que em determinadas fases do ciclo da marcha, as forças musculares desenvolvidas em ambiente aquático podem ser superiores às forças desenvolvidas em ambiente terrestre, o que irá depender da velocidade de caminhada e profundidade de imersão. Para o andar com velocidade confortável e profundidade de imersão na altura do peito, vimos que as forças geradas pelos isquiotibiais e pelo glúteo máximo atingem valores superiores às forças geradas em ambiente terrestre durante períodos correspondentes da fase de apoio e que o RF e os flexores de quadril podem gerar forças superiores às forças geradas em ambiente terrestre durante períodos correspondentes da fase de balanço. Se por um lado esses resultados indicam que esses músculos podem ser beneficiados em programas de fortalecimento em ambiente aquático, por outro indicam que deve-se tomar especial cuidado com relação a cargas excessivas sobre as articulações, uma vez que nossos resultados mostraram que as máximas forças compressivas sobre o quadril, durante a primeira metade da fase de apoio, e de cisalhamento sobre o joelho, durante a fase de balanço, são similares nos dois ambientes. Estudos futuros devem avaliar o efeito da velocidade de caminhada e da profundidade de imersão sobre as forças musculares e articulares. Além disso a análise do movimento nos planos frontal e transversal também de-

vem ajudar a compreender melhor a carga sobre os músculos responsáveis pela manutenção da postura ereta.

4.5 Conclusão

Foi possível obter estimativas razoáveis para as forças musculares durante o andar em ambiente aquático usando um método de otimização estática associado à solução inversa das equações de movimento. A utilização do software OpenSim 3.1 para esse fim se mostrou viável. Esses resultados se tratam da primeira estimativa das forças musculares para diversos músculos do membro inferior, assim como para a componente passiva da força de contato articular nesse ambiente. Eles mostram que nem sempre as forças musculares e as forças de contato articular em ambiente aquático serão menores em relação ao ambiente terrestre, o que irá depender da velocidade de caminhada e da profundidade de imersão. Se por um lado esses resultados indicam que determinados músculos do membro inferior podem se beneficiar de programas de fortalecimento em água, por outro lado eles sinalizam que especial cuidado deve ser tomado na escolha da velocidade de caminhada e profundidade de imersão para que a articulação do quadril e do joelho não sejam sobrecarregadas. Esperamos com esses resultados, fornecer parâmetros que auxiliem os profissionais de educação física e fisioterapia a planejar melhor seus programas de treinamento e reabilitação que envolvam a atividade de caminhada em ambiente aquático.

Capítulo 5

Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar

5.1 Introdução

Triceps sural é o nome que se dá a um par de músculos localizado na parte posterior da perna, o sóleo e o gastrocnêmio, que, em sua extremidade distal, compartilham o tendão de Aquiles (TAq). O gastrocnêmio possui dois feixes, um lateral, que se insere no côndilo lateral do fêmur, e um medial, que se insere logo acima do côndilo medial do fêmur. Por causa da localização da inserção proximal desses dois feixes, o gastrocnêmio é um músculo biarticular e, em uma análise anatômica, atua como flexor-plantar (extensor) do tornozelo e flexor do joelho. Já o sóleo tem sua inserção proximal localizada na parte proximal superior da fíbula, portanto é um músculo uniarticular (cruza apenas o tornozelo) e, em uma análise anatômica, atua apenas como flexor-plantar [21]. A inserção distal de ambos os músculos se localiza na tuberosidade do calcâneo e se dá através do TAq, um dos dois maiores tendões do corpo humano. O TAq se inicia na metade da panturrilha, aproximadamente, onde se encontram as extremidades inferiores das duas porções do gastrocnêmio; a inserção do sóleo se dá numa região mais inferior. Os feixes vindos das duas porções do gastrocnêmio e da porção única do sóleo se agrupam em regiões bem definidas do TAq [78].

Os músculos flexores-plantares, em especial os músculos do triceps sural, desempenham um importante papel na manutenção de um padrão de marcha saudável (marcha normal). Goldberg e Neptune [26] mostraram que o sóleo e o gastrocnêmio são capazes de atuar de maneira a compensar deficits de força nos músculos do joelho e quadril (glúteo máximo, ilíaco e vasto) para manter um padrão de marcha normal. Além disso, o gastrocnêmio e o sóleo são responsáveis pela maioria do torque extensor gerado na articulação do tornozelo [8] e, durante a

marcha, contribuem significativamente para o suporte (aceleração vertical do centro de massa) e para o controle da progressão (aceleração horizontal) corporal [52, 24]. Uma redução de força simultânea nesses dois músculos (em até 30%) pode implicar na diminuição da potência articular na fase de propulsão (que ocorre no final da fase de apoio, quando o membro inferior é impulsionado para o balanço), e nos casos mais extremos (acima de 50%), impossibilitar a manutenção do padrão de marcha esperado para um adulto saudável [26].

Inúmeros estudos apontam a diminuição de força nos flexores plantares como um dos fatores determinantes para explicar as alterações observadas na marcha da população idosa [20]. Ao caminhar, idosos adotam uma menor velocidade e um passo de menor comprimento em relação a adultos jovens, o que resulta em um encurtamento da fase de balanço [34, 9]. Em adição, frequentemente se observa uma diminuição na potência desenvolvida na articulação do tornozelo na fase de impulsão do membro de apoio para o balanço (push-off), tanto no andar [20, 34] quanto na corrida [25]. Outras diferenças observadas na marcha de adultos e idosos são: um aumento do consumo metabólico e um aumento no nível de co-contracção muscular em relação aos adultos [32, 44, 60]. A "fraqueza" nos flexores plantares, observada em idosos, se correlaciona com a diminuição da velocidade de caminhada, com a diminuição do comprimento do passo e com a redução da potência desenvolvida por esse grupo muscular durante a fase de impulsão [20].

Um resultado contraditório, no entanto, é o fato de que a diminuição na potência articular do tornozelo no final da fase de apoio, observada em idosos, nem sempre é acompanhada por uma redução no pico de torque flexor plantar [28, 25]. Isso indica que idosos podem ser capazes de gerar o máximo torque flexor plantar necessário para se locomover, tanto caminhando quanto correndo, sem, no entanto, conseguir gerar a potência observada em adultos saudáveis. Esses resultados sugerem que o fator por trás das alterações na marcha de idosos não é propriamente uma incapacidade de gerar as forças com as magnitudes necessárias para se executar a tarefa, mas sim uma incapacidade de gerar, a cada instante, a potência necessária para se executar o movimento da mesma maneira que um adulto [20, 65].

Com o envelhecimento os músculos esqueléticos estão sujeitos a atrofia e remodelamento que resultam em: diminuição da taxa de produção de força, contrações mais prolongadas, aumento na resistência passiva proporcionada pelas fibras musculares, além da já mencionada diminuição da força máxima que o músculo é capaz de gerar [50, 61, 80]. Adicionalmente, os tendões sofrem alterações nas suas características viscoelásticas [42, 80], o que pode comprometer não só os mecanismos de armazenamento e utilização de energia durante a marcha [41, 94], mas também afetar a magnitude da resistência passiva oferecida ao movimento articular [70].

Dentre as alterações fisiológicas observadas nos músculos e tendões de idosos podemos citar a diminuição no número de fibras musculares, principalmente as de contração rápida; a diminuição do comprimento ótimo das fibras; o aumento da quantidade de tecido não contrátil no músculo; e uma diminuição da rigidez (aumento na complacência) do tendão. Essas, somadas às alterações

que podem ocorrer nas unidades motoras, tais como, a diminuição na velocidade de condução nervosa e a diminuição da taxa de ativação das unidades motoras, tornam diferente a dinâmica de ativação e contração nos músculos esqueléticos de idosos [48, 80] em relação aos adultos. Assim, apesar de serem capazes de gerar a máxima força necessária à execução da tarefa, idosos não o fazem no mesmo instante do ciclo [32] e/ou com a mesma velocidade que os adultos [65]. A maneira como tais alterações fisiológicas se refletem na biomecânica da marcha de idosos vem sendo estudada através de experimentos e simulações.

Especial atenção deve ser dada para a relação entre a rigidez do tendão de Aquiles e a capacidade de produção de força e potência nos flexores plantares. Salsich e Muller [70], avaliaram a força gerada ativamente e passivamente pelos flexores plantares em adultos neuropatas, diabéticos e saudáveis e correlacionaram com variáveis descritivas da marcha desses indivíduos. Os resultados obtidos por esses autores indicam que a rigidez passiva dos flexores plantares, para a qual o TAq contribui, se correlaciona positivamente com a velocidade da marcha. Os autores sugerem também que pacientes com deficit na produção de força ativa podem depender significativamente da rigidez passiva dos flexores plantares para gerar o suporte e a propulsão necessários durante a fase de apoio da marcha. A relação entre um aumento na rigidez no tendão de Aquiles e um aumento no torque flexor plantar, também é reportada por Hof e colaboradores [31]. Além disso, diversos estudos demonstram que a capacidade de um músculo gerar potência depende do comportamento mecânico de seu tendão tanto quanto do comportamento mecânico do seu elemento contrátil [23, 31].

O nível de complacência do tendão afeta, especialmente, os mecanismos de re-utilização de energia (armazenamento e devolução) observados nos ciclos de alongamento-encurtamento (AE) muscular [23, 94]. Durante a fase de alongamento desses ciclos, o trabalho externo realizado sobre o músculo pode ser armazenado em forma de energia elástica no tendão e, posteriormente, re-utilizado na fase de encurtamento, quando o músculo realiza trabalho. A energia elástica que, durante a fase de encurtamento, é transformada em cinética, quando não é armazenada no tendão, precisa ser dissipada pela extensão ativa do elemento contrátil (contração excêntrica), o que requer um certo consumo de energia. A re-utilização da energia armazenada na fase alongamento também evita que todo o trabalho realizado na fase de encurtamento seja realizado ativamente pelo elemento contrátil (contração concêntrica), contribuindo, novamente, para a diminuição do consumo energético. Ettema [23] mostrou que a rigidez do tendão pode afetar a potência desenvolvida pela unidade músculo-tendão, bem como seu consumo energético, sem afetar demasiadamente a força produzida.

O importante papel do tendão de Aquiles no mecanismo de armazenamento e re-utilização de energia pelo triceps sural durante ciclos AE é bem descrito na literatura [33, 94]. Durante a fase de apoio da marcha os músculos sóleo e gastrocnêmio passam por um ciclo de AE que se inicia durante a primeira fase de apoio simples e termina com no final da fase de apoio [33]. A energia armazenada no tendão de Aquiles durante a fase de alongamento, que ocorre durante

todo o apoio simples, é devolvida durante a fase de push-off. Ishikawa e colaboradores [33] mostraram que a potência total desenvolvida pelo sóleo durante essa fase é gerada, quase que exclusivamente, pelo encurtamento do TAq. Contudo, a função do tendão de Aquiles durante o ciclo de alongamento e encurtamento da marcha não é somente a de re-aproveitar uma energia que é fornecida ao gastrocnêmio e ao sóleo através do trabalho de agentes externos sobre esses músculos. A tensão gerada no tendão também permite que as fibras do sóleo e gastrocnêmio se contraíam com velocidades mais favoráveis à produção de potência [39], além de atrasar o início da produção de força pelo elemento contrátil, concentrando a "devolução" da energia cinética durante a fase de push off [94]. Ou seja, a atuação do tendão é capaz de tornar mais eficiente o trabalho gerado pelo elemento contrátil.

Neste sentido as propriedades elásticas do tendão de Aquiles são importante para a modulação da potência desenvolvida pelo músculo, bem como para a eficiência da sua contração. Os estudos de Lichtwark e Wilson [40, 41] indicam que para um determinado comprimento ótimo das fibras do gastrocnêmio há um nível de complacência do TAq para o qual a eficiência de contração das fibras é máxima. Ou seja, alterações na rigidez do tendão podem ter como consequência um aumento no custo metabólico necessário para a produção de força no gastrocnêmio. Especificamente, uma pequena diminuição na rigidez do tendão parece afetar mais significativamente a eficiência da contração das fibras do que um pequeno aumento [40].

Em resumo, os resultados acima apresentados sugerem que alterações no nível de complacência do tendão podem implicar em alterações na velocidade da marcha [70], no início e na duração da ativação muscular [23], nos mecanismos de geração de força ativa e produção de potência pelos músculos do triceps sural durante a fase de push off [94] e no consumo metabólico dos músculos [23, 40, 41], o que sugere que o aumento na complacência do TAq, observado em idosos, pode ter um papel fundamental no entendimento da biomecânica da marcha dessa população. Apesar disso, ainda há poucos estudos que avaliaram sistematicamente as alterações na dinâmica de produção de força pelos músculos do triceps sural, decorrentes de alterações nas propriedades elásticas do tendão de Aquiles, durante a marcha e pouco enfoque é dado à maneira com que estas alterações poderiam comprometer a marcha de idosos.

Sendo assim, este estudo teve como objetivo investigar como a complacência do tendão de Aquiles afeta a função dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar, com especial enfoque às alterações na função desses músculos durante o período que compreende seu ciclo alongamento-encurtamento durante a fase de apoio. Nossas hipóteses são que o aumento na complacência do TAq irá: acarretar um aumento na excursão do tendão; aumentar os níveis de ativação do gastrocnêmio e do sóleo; fazer com que as fibras musculares operem mais distantes de seu comprimento ótimo; e aumentar o consumo metabólico de ambos os músculos. Esperamos com este estudo compreender melhor o papel do TAq nas alterações da biomecânica do andar observadas na população idosa.

5.2 Materiais e Métodos

Figura 5.1: Fluxograma indicando os procedimentos utilizados para simular a mecânica e o consumo energético dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar. Os dados experimentais foram adquiridos, pré processados e disponibilizados para uso pela equipe desenvolvedora do software OpenSim (etapas em azul). Modificamos nos músculos gastrocnêmio e sóleo o parâmetro que define a deformação do tendão sob a máxima força isométrica gerada ativamente pela fibra muscular (ϵ_0) e usamos a ferramenta *Coputed Muscle Control* do OpenSim para simular o comportamento das fibras e do tendão desses músculos (etapas em vermelho).

5.3 Resultados

Nesse estudo utilizamos a ferramenta de CMC do software OpenSim 3.1 para analisar a dinâmica de ativação e contração dos músculos do tríceps sural para 9 diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles. No modelo matemático da unidade músculo-tendão, o nível de complacência do tendão é caracterizado pelo valor de sua distensão quando sob a ação da força isométrica máxima gerada ativamente pelas fibras (ϵ_0 , dado em porcentagem de seu comprimento em repouso). Os valores de ϵ_0 variaram de 3,3% a 8,3% e para cada valor foram realizadas 6 simulações, nas quais variamos o instante de início (duas condições) e o conjunto de parâmetros ω_i que definem os pesos na equação EQUAÇÃO (três conjuntos).

Para 8 das 9 diferentes condições de complacência do TAq, foi possível obter as 6 soluções desejadas para o problema da determinação das forças nos músculos do triceps sural. Para a condição na qual $\epsilon_0 = 4,1\%$, só foi possível obter a solução do problema para um único instante inicial (apenas 3 soluções). Em todas as 51 simulações realizadas, conseguimos reproduzir a cinemática desejada com grande exatidão. O erro médio (e_{medio}) entre a cinemática simulada e a desejada no período do movimento estudado não excedeu $0,2^\circ$ para as coordenadas angulares nem $0,1mm$ para as coordenadas lineares, em nenhuma das simulações. Adicionalmente, os

erros máximos (e_{max}) não excederam $0,5^\circ$ nas coordenadas angulares nem $0,2mm$, nas lineares (e_{medio} e e_{max} calculados como descrito na seção 4.2.6).

Recomenda-se que as máximas forças e torques residuais no modelo não excedam $25N$ e $75Nm$ respectivamente, e que a raiz da média quadrática (RMQ) dessas variáveis não exceda $25N$ e $50Nm$ [4]. Em nossas simulações a força residual necessária para transladar horizontalmente a pelve (F_x) não excedeu $12N$ em nenhuma das simulações realizadas. Na maioria delas (45 de 51) F_x ficou abaixo de $10N$ durante todo o período analisado. Apenas as simulações realizadas para $\epsilon_0 \leq 4,6\%$ (uma para $\epsilon_0 = 4,6\%$; três para $\epsilon_0 = 4,1\%$ e duas para $\epsilon_0 = 3,3\%$) apresentaram valores superiores. Contudo, para todas as simulações, RMQ de F_x não excedeu $5,5N$. A força residual máxima necessária para transladar verticalmente a pelve (F_y) variou entre $21N$ e $23N$ em todas as simulações, exceto nas realizadas para $\epsilon_0 = 4,1\%$. Nessas o valor máximo de F_y ficou entre $26N$ e $29N$. As máximas forças residuais na direção vertical ocorrem antes dos primeiros 5% do ciclo, e em instantes posteriores, não excedem $20N$. Sendo assim, o valor de RQM para F_y não excedeu $7N$ em nenhuma das simulações. O torque residual máximo necessário para rodar a pelve em torno de um eixo medial-lateral que passa pelo seu centro de massa (M_z) não excedeu $18Nm$ e o valor de RQM para M_z não excedeu $7Nm$.

Com relação aos atuadores reservas, a recomendação é para que os torques gerados por eles não excedam 10% do máximo torque articular [4]. Em todas as simulações realizadas os torques produzidos pelos atuadores reservas do membro inferior direito foram muito menores do que 0,1% do máximo torque resultante gerado na articulação, o que corresponde a valores muito menores do que $0,01Nm$. Já para os atuadores reservas do lado esquerdo não foi possível se obter resultados semelhantes. Em todas as simulações, exceto as realizadas para $\epsilon_0 = 4,1\%$ e $\epsilon_0 = 4,8\%$, o máximo torque reserva necessário para mover as articulações do joelho e quadril não excedeu 0,5% do pico de torque resultante na articulação, porém nas simulações realizadas para $\epsilon_0 = 4,8\%$ e $\epsilon_0 = 4,1\%$ os torques reservas atingiram valores superiores, sem, no entanto, exceder 3,3% e 6,5% do pico de torque na articulação, respectivamente. No tornozelo, os valores máximos do torque reserva em algumas das simulações para $4,1\% \leq \epsilon_0 \leq 5,3$, excederam o limiar de 10% do pico de torque, mas não excederam, em sua maioria, 16%. Apenas em uma das simulações realizadas para $\epsilon_0 = 4,1\%$ o valor foi superior (22%). Nos casos em que os picos de torque reserva para as articulações do membro inferior esquerdo atingiram valores superiores a 1,0%, estes picos ocorrem nos instantes iniciais do ciclo (entre 0% e 11%), e no restante do período analisado não excedem $0,5Nm$, o que corresponde a valores muito menores do que 0,1% do pico de torque em todas as articulações.

Na figura 5.2 está representada a cinemática simulada para o lado direito e esquerdo e a potência articular apenas para o lado direito. Vale lembrar que a potência articular depende apenas dos dados experimentais (cinemática e força de reação do solo) usados para alimentar a simulação e que, uma vez que a cinemática foi reproduzida com igual qualidade em todas as simulações, a potência não deve variar significativamente entre elas. Nessa figura também

esta representada a contribuição individual dos músculos sóleo e gastrocnêmio para a potência articular do joelho e do tornozelo.

Figura 5.2: Gráficos superiores: ângulos articulares para as articulações do membro inferior direito e esquerdo durante um ciclo completo do andar (em % do período do ciclo). Gráficos inferiores: Potência resultante desenvolvida nas articulações do membro inferior direito em todas as simulações; em azul estão sinalizadas as contribuições individuais dos músculos do triceps sural para a potência no joelho e no quadril.

5.3.1 Alterações na dinâmica de contração e ativação

As alterações na dinâmica de ativação e contração do triceps sural com o aumento no nível de complacência do tendão de Aquiles foram avaliadas através dos resultados das simulações para o nível de ativação, força ao longo do tendão (força muscular), excursão e velocidade de contração da fibra muscular (elemento contrátil) e excursão do tendão (elasticidade em série) dos músculos gastronêmio e sóleo. Para representar graficamente o comportamento dessas variáveis ao longo do ciclo da marcha foi usada a média das seis simulações realizadas para cada nível de complacência do TAq (três, para $\epsilon_0 = 4, 1\%$).

Nossos resultados indicam que, o aumento na complacência do TAq induz um aumento no nível de ativação nos músculos do triceps sural durante a fase de apoio simples (fase de alongamento de ambos os músculos) e uma diminuição no final da fase de apoio durante a fase de impulsão (figura 5.3). Durante o apoio simples, as fibras dos músculos com tendões mais complacentes operam mais distantes de seu comprimento ótimo (l^o) e se contraem com maiores velocidades. No final da fase de apoio, as fibras, tanto do gastrocnêmio quanto do sóleo, ligadas aos tendões mais complacentes, também operam mais distantes de seu comprimento

ótimo, contudo, no que diz respeito a velocidade de contração, os músculos do tríceps sural tem comportamentos diferentes: enquanto para o gastrocnêmio a diminuição da rigidez implica em um ligeiro aumento na velocidade de contração, no sóleo implica em diminuição. As velocidades de contração dos músculos do tríceps sural durante um ciclo completo do andar, para os diversos níveis de complacência do TAq simulados, podem ser vistas na figura 5.4.

Apesar da redução no nível de ativação de ambos os músculos, durante a fase de encurtamento do ciclo AE, quando consideramos o ciclo completo, constata-se um aumento sistemático no nível médio de ativação ($\bar{a}_{AE}$) tanto no gastrocnêmio quanto no sóleo (figura 5.5 e tabela 5.1). Para o gastrocnêmio observa-se um aumento de aproximadamente 6% em $\bar{a}_{AE}$, entre a condição de maior e menor rigidez de TAq, para o sóleo esse aumento é de aproximadamente 1%. O aumento sistemático no nível de ativação de ambos os músculos não é acompanhado por um aumento sistemático na força média desenvolvida por eles (figura 5.5 e tabela 5.1). Observa-se um decréscimo na força média desenvolvida, durante o ciclo AE ($\bar{F}_{AE}$), pelo gastrocnêmio para ϵ_0 no intervalo de 3,3% a 5,8% e um acréscimo para valores superiores. Já para o sóleo, observa-se um comportamento contrário, um aumento para ϵ_0 entre 3,3% e 4,6% e uma diminuição para valores superiores. No entanto, para ambos os músculos, a amplitude dessa variação entre todas as condições simuladas é pequena: não excede $13N$, no caso do gastrocnêmio, e $50N$, no caso do sóleo; o que corresponde a menos de 1% da força isométrica máxima que cada um dos músculos é capaz de produzir.

Os resultados das simulações também indicam que, durante a fase de apoio (quando ocorre o ciclo AE de cada músculo), há um aumento sistemático no pico de ativação do gastrocnêmio e uma diminuição sistemática no pico de ativação do sóleo com o aumento da complacência do TAq. O valor máximo da força gerada nesse período por cada um dos músculos segue o mesmo comportamento. Contudo a variação entre a condição de menor e maior rigidez do tendão não excede 1% da força isométrica máxima de cada um dos músculos (figura 5.5).

Os níveis de ativação nos outros músculos considerados em nosso modelo, para os diferentes níveis de complacência do TAq simulados, podem ser vistos na figura 5.6. Com exceção da condição em que $\epsilon_0 = 4,1\%$, observa-se muito pouca variação no nível de ativação dos flexores e extensores do joelho e quadril, com o aumento de ϵ_0 , durante o período em que ocorre o ciclo AE do tríceps sural (ver figura 5.7). As diferenças observadas entre as simulações em que a deformação do TAq sob máxima força isométrica é 4,1% e todas as outras deve-se, provavelmente, a uma maior participação dos atuadores reservas nessas simulações (ver seção 5.4). Calculamos, para os outros músculos do modelo, a máxima variação em $\bar{a}_{AE}$ entre todas as simulações, excluindo as simulações nas quais $\epsilon_0 = 4,1\%$. Para o glúteo máximo, reto femoral e vasto lateral essa variação no nível médio entre as condições foi menor do que 0,5%, para o músculo que representa os isquiotibiais (hamstrings), o bíceps femoral e o iliopsoas as variações foram menores do que 1,1%. Para os três últimos músculos, cuja variação de $\bar{a}_{AE}$ entre as simulações foi próxima daquela observada para o sóleo, realizamos uma análise de

Figura 5.3: Simulações do comportamento das fibras musculares (elemento contrátil) do gastrocnêmio e do sóleo para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). À direita: nível de ativação (Excitation); os gráficos superiores e inferiores representam a ativação média de cada músculo nas fases do ciclo indicadas. À esquerda: comprimento da fibra muscular normalizado pelo comprimento ótimo (l^o); nos gráficos superiores e inferiores estão reportadas as velocidades médias (normalizadas) de encurtamento (Short., o) e alongamento (Lengt., +) nas fases do ciclo indicadas. Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam, respectivamente, toque do calcanhar esquerdo, retirada dos dedos do pé esquerdo e retirada dos dedos do pé direito; as mais claras (pontilhadas) delimitam o ciclo de alongamento-encurtamento do músculo-tendão, respectivamente, início e fim da fase de alongamento e fim da fase de encurtamento.

Figura 5.4: Velocidade de contração das fibras musculares para o gastrocnêmio (superior) e o sóleo (inferior) normalizada pela respectiva velocidade máxima de contração, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). Valores negativos indicam encurtamento (shortening) e positivos alongamento (lengthening). Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo.

correlação de Spearman para verificar se havia correlação entre um aumento ou diminuição nessa variável e o aumento de ϵ_0 . Os resultados não indicaram correlação significativa entre essas variáveis (isquiotibiais: $R = 0,27$, $p = 0,06$; biceps femoral: $R = -0,13$, $p = 0,36$; iliopsoas: $R = -0,24$, $p = 0,11$).

Ao contrário do que se observou para os outros músculos, houve correlação negativa entre $\bar{a}_{AE}$ e ϵ_0 ($R = -0.75$, $p < 0.001$, ver figura 5.7), sinalizando uma diminuição no nível de ativação do tibial anterior durante o ciclo AE com o aumento da complacência TAq. Foi realizado, então uma análise de regressão entre $\bar{a}_{AE}$ e ϵ_0 para auxiliar na descrição do comportamento observado. Ajustamos aos dados o polinômio que melhor descrevia a relação entre as variáveis. Essa análise indicou que, na verdade há apenas um ligeiro aumento no nível de ativação do tibial anterior para ϵ_0 entre 3,3% e 4,6% e uma diminuição para valores superiores. No entanto os valores observados para o tendão mais complacente ($\epsilon_0 = 8.3\%$) não são superiores aos observados para o mais rígido. Para o tibial anterior, a máxima variação entre todas as simulações para a variável $\bar{a}_{AE}$, foi de 2,2%, resultando em uma máxima variação em $\bar{F}_{AE}$ que não excedeu 2% da força isométrica máxima desse músculo.

No que diz respeito ao comportamento dos dois feixes do tendão de Aquiles, a amplitude

Figura 5.5: Pico de ativação (excitation), ativação média (gráficos superiores), pico de força muscular e força muscular média (gráficos inferiores) durante o ciclo alongamento-encurtamento para o gastrocnêmio (à esquerda) e o sóleo (à direita) simulados para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As curvas representam o ajuste polinomial usado para descrever a relação entre a variável e ϵ_0 (linha cheia) e o respectivo intervalo de confiança de 95% (linha tracejada).

de deslocamento de ambos os feixes são tanto maiores quanto maior a complacência do tendão (figura 5.8). Nossos resultados ainda indicam que a amplitude de deslocamento da porção do tendão que se liga ao gastrocnêmio é maior do que a da porção que se liga ao sóleo. Esse comportamento diferenciado se torna mais pronunciado com o aumento da complacência de TAq, como ilustrado na figura 5.9. Nela pode-se ver as excursões dos dois feixes do tendão de Aquiles simuladas para três diferentes valores de ϵ_0 . As excursões foram medidas a partir dos respectivos comprimentos no instante final da fase de apoio. Para o tendão mais rígido a diferença na excursão dos dois feixes atinge no máximo $6,30 \pm 0,06mm$, já para a condição de maior complacência vemos que esse valor chega a $15,9 \pm 0,2mm$.

Essa maior amplitude de deslocamento de ambos os feixes do tendão de Aquiles ocorre devido a uma maior dissociação entre o movimento da fibra (elemento contrátil) e do músculo como um todo (unidade músculo-tendão). Isso pode ser observado na figura 5.10, na qual as regiões sinalizadas em vermelho representam os períodos em que as fibras musculares se movem em direção oposta a unidade do músculo-tendão. Verifica-se um aumento nessas regiões da simulação com tendão mais rígido para a simulação com tendão mais complacente. Na condição em que $\epsilon_0 = 8,3\%$, as simulações prevêem que, durante a fase de alongamento do ciclo AE, entre 30% e 50% do ciclo da marcha, aproximadamente, a fibra do gastrocnêmio se

Figura 5.6: Nível de ativação, simulado para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão), nos músculos isquiotibiais (hamstrings), glúteo máximo, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior, durante um ciclo completo do andar (normalizado pelo período do ciclo). As linhas verticais sinalizam o início e o fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço, respectivamente, para o membro inferior direito.

contrai isometricamente enquanto o tendão se distende. Para essa mesma condição, as fibras do sóleo se contraem concentricamente do início do apoio duplo até aproximadamente 25% do ciclo da marcha; nesse período o tendão se distende. Esse comportamento não é visto para as simulações em que $\epsilon_0 = 3,3\%$.

5.3.2 Potência e consumo energético

Com a finalidade de verificar se alterações no nível de complacência do TAq poderiam afetar a eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia nos músculos do triceps sural, durante a fase de apoio do andar, bem como o seu consumo metabólico, avaliamos os resultados obtidos em nossas simulações para a potência desenvolvida pelas componentes da unidade músculo-tendão e a energia metabólica consumida durante o ciclo AE [85]. Para representar graficamente a potência das fibras musculares (elemento contrátil) e do tendão (elasticidade em série) dos músculos gastrocnêmio e sóleo ao longo do ciclo da marcha usamos a média das seis simulações para cada nível de complacência do TAq (três, para $\epsilon_0 = 4,1\%$). Esses resultados podem ser vistos nos gráficos da figura 5.11.

Figura 5.7: Níveis de ativação médio durante o ciclo de alongamento-encurtamento do triceps sural, simulados para diversas condições de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão), para os seguintes músculos: isquiotibiais (hamstrings), glúteo máximo, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior.

Pode-se observar que a potência gerada pelas fibras e pelo tendão dos músculos do triceps sural, durante o ciclo AE são afetadas pelo nível de complacência do TAq. Os resultados mostram que, para as fibras, o trabalho resultante durante a fase de alongamento (W_{FA}) de cada músculo assume valores negativos no caso de tendões mais rígidos e se aproxima de zero à medida que o nível de complacência aumenta (figuras 5.12 e 5.13). Uma análise mais detalhada dessa fase do ciclo AE mostra que a magnitude do trabalho positivo (W_{FA}^+) realizado pelo elemento contrátil do gastrocnêmio aumenta, enquanto a magnitude do trabalho negativo (W_{FA}^- , trabalho realizado sobre as fibras) diminui (figura 5.12 e tabela 5.2). Para o sóleo, há um aumento no trabalho positivo realizado pela fibra e pouca variação no trabalho negativo realizado sobre ela (figura 5.13 e tabela 5.2).

Durante a fase de encurtamento, o trabalho resultante nas fibras do triceps sural é menor (W_{FE}) nos tendões mais complacentes em comparação com os mais rígidos. No caso do sóleo isso ocorre exclusivamente devido a diminuição do trabalho positivo realizado pelas fibras (W_{FE}^+), já que durante toda essa etapa do ciclo AE as fibras do sóleo se contraem concetricamente (figuras 5.11 e 5.13, tabela 5.2). Para o gastrocnêmio além da diminuição do trabalho positivo realizado pela fibra, há também um aumento na magnitude do trabalho negativo realizado

sobre ela (W_{FE}^-). A medida que o nível de complacência do tendão aumenta, W_{FE}^- excede W_{FE}^+ , fazendo com que o trabalho resultante observado para as fibras do gastrocnêmio se torne negativo (figura 5.12, tabela 5.2).

Analisando o trabalho nos dois feixes do tendão de Aquiles durante as fases de alongamento e encurtamento, observa-se que com o aumento de ϵ_0 há um aumento linear tanto no trabalho realizado sobre o tendão (trabalho negativo), na fase de alongamento, quanto no trabalho realizado pelo tendão, na fase de encurtamento (figura 5.14 e tabela 5.2). Para cada um dos músculos a taxa de crescimento na magnitude do trabalho com ϵ_0 na fase alongamento é semelhante à taxa observada na fase de encurtamento (considerando o intervalo de confiança de 95%). No entanto, esses valores são diferentes entre os músculos gastrocnêmio e sóleo (dentro do intervalo de confiança considerado). A variação no trabalho com ϵ_0 , para o feixe do TAq ligado ao gastrocnêmio é maior em relação à observada para o feixe ligado ao sóleo, nas duas fases de ciclo AE (tabela 5.2).

As variações, previstas por nossas simulações, na potência gerada pelas fibras e tendões dos músculos do triceps sural, decorrentes de alterações no nível de complacência do tendão de Aquiles, tem implicações no consumo metabólico e na eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia durante o ciclo AE, tanto para o gastrocnêmio quanto para o sóleo (figura 5.15). Contudo, o nível de complacência afeta cada um dos músculos de maneira diferente.

Para o gastrocnêmio observamos que o consumo metabólico médio durante o ciclo AE

Tabela 5.1: Relação entre cada uma das variáveis analisadas e a deformação do tendão de Aquiles sob força isométrica máxima (ϵ_0) obtida a partir de um ajuste polinomial aos dados simulados (figuras 5.5 e 5.7[†]). Todos os ajustes foram feitos através dos métodos dos mínimos quadrados e sua qualidade pode ser avaliada através da estatística R^2 , acompanhada do número de graus de liberdade do ajuste (NGL). As variáveis analisadas são ativação e força média ($\bar{a}_{AE}$ e $\bar{F}_{AE}$) e máxima (MAX a_{AE} e MAX F_{AE}) durante o ciclo de alongamento-encurtamento (AE) dos músculos do triceps sural, para o gastrocnêmio (G), sóleo (S) e tibial anterior (Tib).

Variável	Função Ajustada	R^2 (NGL)
$\bar{a}_{GAE}$	$f(\epsilon_0) = 0.0030(1)\epsilon_0^2 - 0.024(1)\epsilon_0 + 0.391(4)$	0.99 (48)
MAX a_{GAE}	$f(\epsilon_0) = 0.0050(3)\epsilon_0^2 - 0.029(3)\epsilon_0 + 0.737(9)$	0.99 (48)
$\bar{F}_{GAE}$	$f(\epsilon_0) = 0.9(1)\epsilon_0^2 - 10(2)\epsilon_0 + 745(5)$	0.49 (48)
MAX F_{GAE}	$f(\epsilon_0) = 1.4(2)\epsilon_0 + 1809(1)$	0.45 (49)
$\bar{a}_{SAE}$	$f(\epsilon_0) = 0.0002(1)\epsilon_0^3 - 0.0040(9)\epsilon_0^2 + 0.025(5)\epsilon_0 + 0.113(9)$	0.84 (47)
MAX a_{SAE}	$f(\epsilon_0) = -0.0138(4)\epsilon_0 + 0.642(2)$	0.96 (49)
$\bar{F}_{SAE}$	$f(\epsilon_0) = 1.5(3)\epsilon_0^3 - 28(6)\epsilon_0^2 + 1.5(3)10^2\epsilon_0 + 2.9(5)10^2$	0.55 (47)
MAX a_{SAE}	$f(\epsilon_0) = -2.0(4)\epsilon_0^2 + 15(4)\epsilon_0 + 1.51(1)10^3$	0.82 (48)
$\bar{a}_{TibAE}^{\dagger}$	$f(\epsilon_0) = -0.0004(1)\epsilon_0^4 + 0.009(3)\epsilon_0^3 - 0.07(3)\epsilon_0^2 + 0.3(1)\epsilon_0 - 36(1)$	0.55 (46)

Tabela 5.2: Relação entre cada uma das variáveis analisadas e a deformação do tendão de Aquiles sob força isométrica máxima (ϵ_0), obtida a partir do ajuste de uma função polinomial aos dados simulados (figuras 5.12[†], 5.13[‡], 5.14[‡] e 5.15[◇]). Todos os ajustes foram feitos pelo método dos mínimos quadrados e sua qualidade pode ser avaliada através da estatística R^2 , acompanhada do número de graus de liberdade do ajuste (NGL). As variáveis analisadas são: trabalho resultante (W) nas fases de alongamento (A) e encurtamento (E) do ciclo AE, para as fibras (F) e tendão (T) do gastrocnêmio (G) e do sóleo (S); magnitude do trabalho positivo (W^+) e negativo (W^-) realizado pelas fibras de cada músculo em cada uma dessas etapas do ciclo; taxa média do consumo metabólico pelo sóleo e pelo gastrocnêmio durante o ciclo AE ($\dot{E}_{AE}$); eficiência mecânica (η_{AE}) durante o ciclo AE, para ambos os músculos.

Variável	Função Ajustada	R^2 (NGL)
$W_{FGA}^{\dagger}$	$f(\epsilon_0) = -0.026(5)\epsilon_0^2 + 1.96(6)\epsilon_0 - 13.8(2)$	0.99 (48)
$W_{FGA}^{+\dagger}$	$f(\epsilon_0) = 0.010(2)\epsilon_0^3 - 0.13(3)\epsilon_0^2 + 0.9(2)\epsilon_0 - 1.9(3)$	0.99 (47)
$W_{FGA}^{-\dagger}$	$f(\epsilon_0) = 0.016(4)\epsilon_0^3 - 0.20(7)\epsilon_0^2 - 0.5(4)\epsilon_0 + 11.0(6)$	0.99 (47)
$W_{FGE}^{\dagger}$	$f(\epsilon_0) = 0.040(9)\epsilon_0^2 - 2.1(1)\epsilon_0 + 10.6(3)$	0.99 (48)
$W_{FGE}^{+\dagger}$	$f(\epsilon_0) = 0.095(9)\epsilon_0^2 - 1.5(1)\epsilon_0 + 9.0(3)$	0.96 (48)
$W_{FGE}^{-\dagger}$	$f(\epsilon_0) = -0.021(2)\epsilon_0^3 + 0.41(4)\epsilon_0^2 - 1.4(2)\epsilon_0 + 1.7(4)$	0.99 (47)
$W_{FSA}^{\ddagger}$	$f(\epsilon_0) = 0.03(1)\epsilon_0^4 - 0.8(3)\epsilon_0^3 + 7(2)\epsilon_0^2 - 28(8)\epsilon_0 + 3(10)10$	0.95 (46)
$W_{FSA}^{+\ddagger}$	$f(\epsilon_0) = -0.007(1)\epsilon_0^3 + 0.14(2)\epsilon_0^2 - 0.34(9)\epsilon_0 + 0.3(1)$	0.99 (47)
$W_{FSA}^{-\ddagger}$	$f(\epsilon_0) = -0.03(1)\epsilon_0^4 + 0.8(3)\epsilon_0^3 - 7(2)\epsilon_0^2 + 28(8)\epsilon_0 - 3(1)10$	0.56 (46)
$W_{FSE}^{\ddagger}$	$f(\epsilon_0) = -0.011(4)\epsilon_0^2 - 0.43(5)\epsilon_0 + 10.6(1)$	0.99 (48)
$W_{TGA}^{\P}$	$f(\epsilon_0) = -1.646(6)\epsilon_0 - 0.09(3)$	0.99 (49)
$W_{TGE}^{\P}$	$f(\epsilon_0) = 1.653(6)\epsilon_0 - 0.10(3)$	0.99 (49)
$W_{TSA}^{\P}$	$f(\epsilon_0) = -0.588(8)\epsilon_0 + 0.30(5)$	0.99 (49)
$W_{TSE}^{\P}$	$f(\epsilon_0) = 0.554(1)\epsilon_0 - 0.18(5)$	0.99 (49)
$\dot{E}_{GAE}^{\Diamond}$	$f(\epsilon_0) = 0.50(3)\epsilon_0^2 - 4.7(3)\epsilon_0 + 59.4(9)$	0.95 (48)
$\dot{E}_{SAE}^{\Diamond}$	$f(\epsilon_0) = 0.09(2)\epsilon_0 + 37.9(1)$	0.33 (49)
$\eta_{GAE}^{\Diamond}$	$f(\epsilon_0) = 0.0004(2)\epsilon_0^3 - 0.010(3)\epsilon_0^2 + 0.07(2)\epsilon_0 + 0.38(3)$	0.77 (47)
$\eta_{SAE}^{\Diamond}$	$f(\epsilon_0) = -0.004(1)\epsilon_0^2 + 0.06(1)\epsilon_0 + 0.55(4)$	0.47 (42)

Figura 5.8: Comprimento dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio e o do sóleo, normalizado pelos respectivos comprimentos em repouso (L_T^0), durante o ciclo do andar (em % do período do ciclo). Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo)

($\dot{E}_{GAE}$) varia quadraticamente com ϵ_0 (tabela 5.2). Essa relação apresenta um mínimo para $\epsilon_0 = 4,7 \pm 0,1\%$, que está sinalizado no gráfico da figura 5.15. Para o sóleo, no entanto, a relação que melhor descreve a variação do consumo metabólico durante o ciclo AE ($\dot{E}_{SAE}$) com o nível de complacência do TAq é linear (figura 5.15, tabela 5.2), e indica que o consumo metabólico do sóleo aumenta com o aumento de ϵ_0 : apesar de pequena ($0,09 \pm 0,02W$, ver

Figura 5.9: Excursão dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio(G) e o do sóleo(S), durante o ciclo do andar (normalizado pelo período do ciclo), para três diferentes níveis de complacência do tendão (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A excursão é medida em relação ao comprimento de cada um dos feixes no instante final da fase de apoio. As linhas verticais indicam o início e o fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço.

Figura 5.10: Excursão da unidade músculo-tendão (MTU) e suas componentes - fibra muscular (elemento contrátil) e tendão (elasticidade em série) - durante um ciclo do andar, simuladas para três diferentes níveis de rigidez do tendão de Aquiles (quanto maior ϵ_0 mais complacente). A excursão de cada elemento é medida a partir do seu comprimento no instante de contato inicial do calcanhar (0%) em relação ao comprimento total da unidade músculo-tendão (LMTU). As regiões em vermelho representam os períodos em que as fibras musculares se movem em direção oposta a unidade do músculo-tendão. Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo.

Figura 5.11: Potência nas componentes da unidade músculo-tendão, simulada para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão), durante um ciclo completo do andar (normalizado pelo período do ciclo). Os gráficos superiores mostram a potência desenvolvida pelos feixes do tendão de Aquiles ligados ao gastrocnêmio e ao sóleo (elasticidade em série), em comparação com a potência desenvolvida pela unidade músculo-tendão (MTU). Nos gráficos inferiores, essa mesma comparação é feita para a potência desenvolvida nas fibras musculares (elemento contrátil). Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço do membro inferior direito; as linhas mais claras (pontilhadas) indicam o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento do ciclo alongamento-encurtamento de cada músculo.

tabela 5.2), a taxa de variação de $\dot{E}_{SAE}$ com ϵ_0 não é compatível com zero dentro do intervalo de confiança de 95%.

A eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia durante o ciclo AE para o sóleo e para o gastrocnêmio foi calculada para cada músculo através da equação EQUAÇÃO [23] (η_{AE}). Para ambos os músculos existe um valor de ϵ_0 para o qual η_{AE} é máximo (figura 5.15). Esses valores foram estimados a partir da função polinomial ajustada aos dados simulados através do método dos mínimos quadrados (as funções ajustadas se encontram na tabela 5.2). A análise realizada para o sóleo não incluiu os dados das simulações nas quais $\epsilon_0 = 3,3\%$. Observamos que, para o gastrocnêmio, η_{AE} é máximo quando $\epsilon_0 = 5,2 \pm 0,1\%$ e para o sóleo quando $\epsilon_0 = 7,0 \pm 0,2\%$, valores que não coincidem dentro do intervalo de confiança considerado. Para o gastrocnêmio, pode-se observar que o nível de complacência do TAq para o qual o consumo de energia é mínimo também não coincide com o valor de máxima eficiência mecânica desse músculo.

Figura 5.12: Simulações do trabalho resultante da fibra muscular do gastrocnêmio (colunas à esquerda) durante as fases de alongamento(stretch) e encurtamento (shortening) do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A magnitude do trabalho positivo realizado pela fibra e do trabalho negativo realizado sobre a fibra em cada uma das etapas do ciclo, também são detalhados (colunas central e à direita). As linhas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre a variável e ϵ_0 (tabela 5.2) e as linhas tracejadas o intervalo de confiança de 95% para esse ajuste. Quando, não representado por linhas tracejadas, o intervalo de confiança está contido na espessura da curva que representa o ajuste.

Figura 5.13: Simulações do trabalho resultante da fibra muscular do sóleo (colunas à esquerda) durante as fases de alongamento (stretch) e encurtamento (shortening) do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A magnitude do trabalho positivo realizado pela fibra e do trabalho negativo realizado sobre a fibra em cada uma das etapas do ciclo, também são detalhados (colunas central e à direita). As linhas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre a variável e ϵ_0 (tabela 5.2) e as linhas tracejadas o intervalo de confiança de 95% para esse ajuste. Quando, não representado por linhas tracejadas, o intervalo de confiança está contido na espessura da curva que representa o ajuste.

Figura 5.14: Resultado das simulações para o trabalho resultante nos dois feixes do tendão de Aquiles - o do sóleo (linha tracejada) e o do gastrocnêmio (linha sólida) - durante as fases de alongamento (stretch) e encurtamento (shortening) dos respectivos ciclos AE em função do nível de complacência tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As retas representam a função linear que melhor descreve a relação entre cada variável e ϵ_0 (ver tabela 5.2). O intervalo de confiança para os ajustes está contido na espessura da reta que representa a função ajustada.

Figura 5.15: Consumo metabólico médio e eficiência mecânica durante o ciclo alongamento-encurtamento simuladas para os músculos gastrocnêmio e sóleo, em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 = deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As curvas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre cada variável e ϵ_0 (ver tabela 5.2) e as curvas tracejadas o intervalo de confiança de 95% para esse ajuste. Quando, não representado por linhas tracejadas, o intervalo de confiança está contido na espessura da curva que representa o polinômio ajustado.

5.4 Discussão

5.4.1 Implicações e direções futuras

Nossas simulações indicam que para gerar a potência necessária para sustentar o peso corporal e propulsionar o tronco a frente com velocidade confortável, os músculos do triceps sural com o tendão excessivamente complacente consomem mais energia e tem sua eficiência mecânica afetada. Além disso, há a necessidade de que os feixes do tendão que se ligam ao sóleo e o gastrocnêmio se movimentem de maneira independente [76]. A amplitude desse movimento é tanto maior quanto maior o nível de complacência do tendão. Com o avanço da idade o nível de complacência do tendão pode aumentar como resultado do remodelamento de sua microestrutura [49]. Também como resultado desse remodelamento, pode ocorrer um aumento na adesão entre os feixes [76] reduzindo a amplitude capacidade dos músculos de movimentarem de maneira independente. O aumento da complacência e a adesão entre os feixes do tendão podem afetar o funcionamento das fibras musculares diminuindo sua capacidade de gerar potência. Portanto o aumento da complacência do tendão de Aquiles pode ter um importante papel na diminuição da potência gerada no tornozelo durante a fase de impulsão da marcha. Esses resultados sugerem que a manutenção dos níveis rigidez do tendão e do movimento independente de seus feixes podem ser importantes para a manutenção do padrão de marcha saudável.

Nosso estudo considerou apenas a cinemática de um adulto típico, procurando entender os fatores que limitariam os músculos do triceps sural de um idoso, com tendão mais complacente, de gerar esse padrão de marcha. Pretendemos em um estudo futuro repetir as mesmas simulações usando dados experimentais da marcha de um idosos, para entender as mudanças na mecânica muscular com a alteração da cinemática. Além disso, simulações usando dinâmica direta, sem impor que o modelo siga a cinemática observada experimentalmente, seriam úteis para verificar as alterações no padrão de marcha que poderiam decorrer do aumento da complacência do tendão.

5.5 Conclusão

Nesse estudo fomos capazes de simular a mecânica e o consumo energético dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles. Nossos resultados reforçam a idéia de que o gastrocnêmio, biarticular, e o sóleo, uniarticular, devem funcionar de maneira independente para gerar o suporte e a propulsão necessários durante a marcha. Além disso, indicam que o aumento da complacência do tendão de Aquiles pode afetar a eficiência mecânica de ambos os músculos e ter consequências no seu consumo metabólico. O aumento no nível de complacência do tendão afeta de maneira diferente a eficiência e o consumo metabólico dos músculos do triceps sural, sendo o gastrocnêmio mais sensível

a essas mudanças. Alterações na microestrutura do tendão de Aquiles decorrentes do envelhecimento podem causar um aumento no nível de complacência desse tendão além de maior aderência entre os diferentes feixes que o compõem, o que pode afetar também o funcionamento independente dos músculos gastrocnêmio e sóleo. Concluimos, portanto que o aumento no nível de complacência do tendão de Aquiles pode ter um importante papel nas alterações na biomecânica da marcha observadas em idosos. Especificamente, pode contribuir para a diminuição da potência gerada no tornozelo durante a fase de impulsão, para a diminuição da velocidade do andar e para um aumento no consumo energético durante a realização dessa tarefa.

Capítulo 6

Considerações Finais

Nos dois estudos aqui apresentados determinamos as forças nos músculos do membro inferior de adultos durante o andar em dois diferentes ambientes, fazendo uso de modelos matemáticos do corpo humano e medidas de variáveis biomecânicas externas a ele. Apesar das simplificações necessárias para se modelar a complexa estrutura que é o sistema músculo-esquelético humano, os resultados de nossa simulação descreveram de maneira realista os níveis de ativação muscular que são observados experimentalmente nessa tarefa. Nossos resultados nos permitiram quantificar a carga a que os músculos e articulações do membro inferior estão sujeitos durante o andar em ambiente aquático e terrestre, e verificar o importante papel dos tendões para a economia de energia nessa tarefa, bem como para o funcionamento adequado das fibras musculares. Esses resultados também fornecem parâmetros para que possamos entender melhor como se dá o controle do andar humano em ambiente aquático e terrestre e para compreender as alterações na biomecânica da marcha decorrentes do envelhecimento. Esperamos, com isso, fornecer parâmetros para que os profissionais da área da saúde possam elaborar intervenções cada vez mais eficientes, para a manutenção da condição física e reabilitação do sistema locomotor, tanto da população adulta quanto idosa.

Referências Bibliográficas

- [1] M. Ackermann and W. Shiehlen. *Multibody Dynamics - Computational Methods and Applications*, volume 12 of *Computational Methods in Applied Science*, chapter Physiological methods to solve the force-sharing problem in biomechanics, pages 1–23. Springer, 2010.
- [2] K. Akiyama, M. Nakashima, and T. Miyoshi. Simulation analysis of the mechanical body load during walking in water. *Journal of Environment and Engineering*, 6(2):365–375, 2011.
- [3] F. Anderson, E. Guendelman, A. Habib, S. Hamner, et al. *OpenSim Documentation: Musculoskeletal Models - Gait 2392 and 2354 Models*. <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models>.
- [4] F. Anderson, E. Guendelman, A. Habib, S. Hamner, et al. *OpenSim User's Guide - Release 3.0*. Simtk, <http://opensim.stanford.edu>, 2012.
- [5] F. C. Anderson and M. G. Pandy. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimension. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2:201–231, 1999.
- [6] F. C. Anderson and M. G. Pandy. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34:153–161, 2001.
- [7] A. S. Arnold, F. C. Anderson, M. G. Pandy, and S. L. Delp. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 38(11):2181–2189, 2005.
- [8] E. M. Arnold, S. R. Hamner, A. Seth, M. Millard, and S. L. Delp. How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. *The Journal of Experimental Biology*, 216:2150–2160, 2013.
- [9] A. M. F. Barela and M. Duarte. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18:446–454, 2008.

- [10] A. M. F. Barela and M. Duarte. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 6(1):56–61, 2011.
- [11] A. M. F. Barela, S. F. Stolf, and M. Duarte. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3):250–256, 2006.
- [12] A. Biscarini and G. Cerulli. Modeling of the knee joint load in rehabilitative knee extension exercise under water. *Journal of Biomechanics*, 40(2):345–355, 2007.
- [13] T. S. Buchanan, D. G. Lloyd, K. Manal, and T. F. Besier. Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(4):367–395, 2004.
- [14] M. R. Champion, editor. *Hidroterapia*. Manole, 2000.
- [15] A. Chevutschi, G. Lensel, D. Vaast, and A. Theveno. An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *Journal of Physiological Anthropology*, 26:467–473, 2007.
- [16] P. de Leva. Adjustment to Zatsyorskyy-Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230, 1996.
- [17] S. L. Delp, F. C. Anderson, et al. Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11):1940–1949, 2007.
- [18] S. L. Delp, S. A. Arnold, R. A. Speers, and C. A. Moore. Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: implications for muscle-tendon surgery. *The Journal of Orthopaedic Research*, 14(1):144–151, 1996.
- [19] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37:757–767, 1990.
- [20] P. deVita and T. Hortobagyi. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88:1804–1811, 2000.
- [21] J. G. Dângelo and C. A. Fatini. *Anatomia humana sistêmica e segmentar*. Editora Atheneu, 3 edition, 2007.
- [22] A. Erdemir, S. McLean, and A. J. Borgert. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2):131–154, 2007.

- [23] G. J. C. Ettema. Muscle efficiency: the controversial role of elasticity and mechanical energy conversion in stretch-shortening cycles. *European Journal of Applied Physiology*, 85:457–465, 2001.
- [24] C. Francis, A. L. Lenz, R. Lenhart, and D. G. Thelen. The modulation of forward propulsion, vertical support, and center of pressure by the plantarflexors during human walking. *Gait & Posture*, 38(4):993–997, 2013.
- [25] R. K. Fukuchi, D. J. Stefanyshyn, L. Stirling, M. Duarte, and R. Ferber. Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clinical Biomechanics*, 29(3):304 – 310, 2014.
- [26] E. J. Goldberg and R. R. Neptune. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait & Posture*, 25(3):360–367, 2007.
- [27] S. R. Goldberg, F. C. Anderson, M. G. Pandy, and S. L. Delp. Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 37(8):1189 – 1196, 2004.
- [28] A. Graf, J. O. Judge, S. Öunpuu, and D. G. Thelen. The effect of walking speed on lower-extremity joint powers among elderly adults who exhibit low physical performance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(11):2177 – 2183, 2005.
- [29] S. Heintz and E. M. Gutierrez-Farewik. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to emg-to-force processing approach. *Gait & Posture*, pages 279–288, 2006.
- [30] C. A. Heyneman and D. E. Premo. A ‘water-walker’ exercise program for the elderly. *Public Health Reports*, 78:213–217, 1992.
- [31] A. Hof, J. Van Zandwijk, and M. F. Bobbert. Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiologica Scandinavica*, 174(1):17–30, 2002.
- [32] T. Hortobágyi, S. Solnik, A. Gruber, P. Rider, K. Steinweg, J. Helseth, and P. DeVita. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & Posture*, 29(4):558 – 564, 2009.
- [33] M. Ishikawa, P. Komi, M. Grey, V. Lepola, and G.-P. Brüggemann. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology*, 99(2):603–608, 2005.
- [34] J. Judge, S. Ounpuu, and R. B. Davis. Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4):659–678, 1996.

- [35] K. Kaneda, M. R. McKean, Y. Ohgi, and B. Burkett. Walking and running kinesiology in water: a review of the literature. *Journal of Fitness Research*, 1:1–11, 2012.
- [36] K. Kaneda, Y. Ohgi, C. Tanaka, and B. Burkett. The development of an estimation model for energy expenditure during water walking by acceleration and walking speed. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(1):96 – 101, 2014.
- [37] P. V. Komi. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 23(Sup.1):23–34, 1990.
- [38] Y.-H. Kwon. Object plane deformation due to refraction in two-dimensional underwater motion analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 15:396–403, 1999.
- [39] G. Lichtwark and A. Wilson. Interactions between the human gastrocnemius muscle and the achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 209(21):4379–4388, 2006.
- [40] G. Lichtwark and A. Wilson. Is achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *Journal of Biomechanics*, 40(8):1768 – 1775, 2007.
- [41] G. Lichtwark and A. Wilson. Optimal muscle fascicle length and tendon stiffness for maximising gastrocnemius efficiency during human walking and running. *Journal of Theoretical Biology*, 252(4):662 – 673, 2008.
- [42] L. Mademli and A. Arampatzis. Mechanical and morphological properties of the triceps surae muscle-tendon unit in old and young adults and their interaction with a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1):89–98, 2008.
- [43] K. Masumoto, T. Shono, et al. Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(581-590), 2008.
- [44] O. Mian, J. Thom, L. Ardigò, M. Narici, and A. Minetti. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiologica*, 186(2):127–139, 2006.
- [45] T. Miyoshi, M. Nakazawa, K. Tanizaki, T. Sato, and M. Akai. Altered activation pattern in synergistic ankle plantarflexor muscles in a reduced-gravity environment. *Gait & Posture*, 24:94–99, 2006.
- [46] T. Miyoshi, T. Shirota, et al. Lower limb joint moment during walking in water. *Disability and Rehabilitation*, 25(21):1219–1223, 2003.

- [47] T. Miyoshi, T. Shirota, et al. Function roles of lower-limb joint moments while walking in water. *Clinical Biomechanics*, 20(2):194–201, 2005.
- [48] V. Monaco and S. Mecera. Age-related neuromuscular adaptation does not affect the mechanical efficiency of lower limbs during walking. *Gait & Posture*, 36(3):350–355, 2012.
- [49] M. Narici, C. Maganaris, and N. Reeves. Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 15(6):392–401, 2005.
- [50] M. V. Narici, N. Maganaris, N. D. Reeves, and P. Capodaglio. Effect of ageing on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, 95:2229–2234, 2003.
- [51] R. Neptune. Computer modeling and simulation of human movement: Applications in sports and rehabilitation. *Scientific Principles of Sports Rehabilitation*, 11(2):417–434, 2000.
- [52] R. Neptune, S. A. Kautz, and F. Zajac. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34:1387–1398, 2001.
- [53] D. J. Newman. *Human locomotion and energetics in simulated partial gravity*. Tese de doutorado, Massachusetts Institute of Technology, 1992.
- [54] J. N. Newman. *Marine Hidrodynamics*. The Massashusetts Institute of Technology Press, 1977.
- [55] M. Orselli and M. Duarte. Feasibility of using opensim for estimating muscle forces during walking in the aquatic environment. In *Procedings of the XXIV Congress of the International Society of Biomechanics*, 2013.
- [56] M. I. V. Orselli. Estimativa das forças e torques articulares em seres humanos durante o andar em piscina com água rasa. Master’s thesis, Instituto de Física - Universidade de São Paulo, 2008.
- [57] M. I. V. Orselli and M. Duarte. Joint forces and torques when walking in shallow water. *Journal of Biomechanics*, 44(6):1170 – 1175, 2011.
- [58] M. Pandy. Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review on Biomedical Engineering*, 3:245–273, 2001.
- [59] J. Perry. *Análise de Marcha: Marcha Normal*, volume 1. Manole, 2004.

- [60] D. S. Peterson and P. E. Martin. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait & Posture*, 31:355–359, 2010.
- [61] F. Prince, H. Corriveau, R. Hébert, and D. Winter. Gait in the elderly. *Gait & Posture*, 5:128–135, 1997.
- [62] J. Prins and D. Cutner. Aquatic therapy in the rehabilitation of athletic injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 18(2):447–461, 1999.
- [63] T. Pöyhönen, K. L. Keskinen, et al. Determination of hydrodynamic drag forces and drag coefficients on human leg/foot model during knee exercise. *Clinical Biomechanics*, 15(4):256–260, 2000.
- [64] T. Pöyhönen, S. Sipilä, et al. Effects of aquatic resistance training on neuromuscular performance in health women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(1):2103–2109, 2002.
- [65] I. S. Raj, S. R. Bird, and A. J. Shield. Aging and the force-velocity relationship of muscles. *Experimental Gerontology*, 45(2):81–90, 2010.
- [66] P. O. Riley, U. D. Croce, and D. C. Kerrigan. Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34(2):197–202, 2001.
- [67] D. G. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. N. Whittlesey. *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics, 2 edition, 2014.
- [68] H. Roesler, A. Haupenthal, et al. Dynamometric analysis of the maximum force applied in aquatic human gait at 1.3m of immersion. *Gait & Posture*, 24(4):412–417, 2006.
- [69] T. W. Ryschon, M. D. Fowler, R. E. Wysong, A. Anthont, and R. S. Balaban. Efficiency of human skeletal muscle in vivo: comparison of isometric, concentric and eccentric muscle action. *Journal of Applied Physiology*, 83(3):867–874, 1997.
- [70] G. B. Salsich and M. J. Mueller. Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait & Posture*, 11(3):207–216, 2000.
- [71] D. Sato, K. Kaneda, H. Wakabayashi, Y. Shimoyama, Y. Baba, and T. Nomura. Comparison of once and twice weekly water exercise on various bodily functions in community-dwelling frail elderly requiring nursing care. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 52:331–335, 2011.
- [72] A. Schmitz, A. Silder, B. Heiderscheit, J. Mahoney, and D. G. Thelen. Differences in lower extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9:1085–1091, 2009.

- [73] A. Seth, M. Sherman, J. A. Reinbolt, and S. Delp. Opensim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. In *Procedia IUTAM*, volume 2, pages 212–232, 2011.
- [74] M. A. Sherman, A. Seth, and S. L. Delp. What is a moment arm? calculating muscle effectiveness in mechanical models using generalized coordinates. In *Proceedings of the ASME 2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, 2013.
- [75] G. G. Simoneau. *Cinesiologia do Aparelho Músculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação Física*, chapter Cinesiologia da Caminhada, pages 525–573. Guanabara Koogan, 2006.
- [76] L. Slane and D. Thelen. Non-uniform deformation of the achilles tendon during loading in young and middle-aged adults. In *Proceedings of the 7th World congress of Biomechanics*, 2014.
- [77] K. M. Steele, M. S. DeMers, M. H. Schwartz, and S. L. Delp. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait & Posture*, 35(4):556 – 560, 2012.
- [78] P. Szaro, G. Witkowski, R. Smigielski, P. Krajewski, and B. Ciszek. Fascicles of the adult human achilles tendon: An anatomical study. *Annals of Anatomy*, 191(6):586 – 593, 2009.
- [79] N. Takeshima, M. E. Rogers, et al. Water-based exercise improves health-related aspects of fitness in older women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(3):544–551, 2002.
- [80] D. G. Thelen. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contraction in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125:70–77, 2003.
- [81] D. G. Thelen and F. C. Anderson. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1107 – 1115, 2006.
- [82] D. G. Thelen, F. C. Anderson, and S. L. Delp. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 36(3):321–328, 2003.
- [83] B. J. Tovin, S. L. Wolf, et al. Comparison of the effects of exercise in water and on land on the rehabilitation of pacientes with intra-articular anterior cruciate ligament reconstructions. *Physical Therapy*, 74(8):710–719, 1994.
- [84] B. R. Umberger. Stance and swing phase costs in human walking. *Journal of the Royal Society Interface*, 7:1329–1340, 2010.

- [85] B. R. Umberger, K. G. M. Gerritsen, Marthin, and P.E. A model of human muscle energy expenditure. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6(2):99–111, 2003.
- [86] C. Vaughan, B. Davis, and J. O'Connor. *Dynamics of Human Gait*. Kiboho Publishers, 2a edition, 1999.
- [87] M. W. Whittle. *Gait Analysis*. Butterworth Heinemann, 2nd edition, 1996.
- [88] D. A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, 2nd edition, 1990.
- [89] G. T. Yamaguchi. *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion: A Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions*. Springer, 2006.
- [90] F. Zajac and M. Gordon. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 17(1):187–230, 1989.
- [91] F. E. Zajac. Muscle and tendon: properties, models, scaling and applications to biomechanics and motor control. *Critical Review in Biomedical Engineering*, 17(4), 1989.
- [92] F. E. Zajac, R. R. Neptune, and S. A. Kautz. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & Posture*, 17:1–17, 2003.
- [93] V. M. Zatsiorsky. *Kinetics of Human Motion*. Human Kinetics, 2002.
- [94] K. E. Zelik, T.-W. P. Huang, P. G. Adamczyk, and A. D. Kuo. The role of series ankle elasticity in bipedal walking. *Journal of Theoretical Biology*, 346(0):75 – 85, 2014.