

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)

Profa. Dra. Ana Regina Blak (IF-USP)

Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco (FM-USP)

Prof. Dr. Marko Ackermann (FEI)

Prof. Dr. Otaviano Augusto Marcondes Helene (IF-USP)

São Paulo
2014

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Orselli, Maria Isabel Veras

Estimativas das forças musculares em seres humanos durante o andar. São Paulo, 2014.

Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo. Instituto de Física.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

Área de Concentração: Física

Unitermos: 1. Simulação; 2. Biomecânica; 3. Hidroterapia; 4. Tendão de Aquiles; 5. Idosos.

USP/IF/SBI-085/2014

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 Andrea Miana, Andreia 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 empréstimo 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: ao Prof. Ricardo Barros e seus alunos, por me auxiliarem com a primeira tentativa de coleta de dados em água com muitas câmeras; 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 natação Mori, unidade Morumbi, pelo empréstimo da piscina para os estudos piloto e por todo o suporte dado enquanto estivemos lá; à Universidade Presbiteriana Mackenzie e aos funcionários da sua clínica de fisioterapia na unidade Alphavile, pelo imenso suporte dado à realização dos

experimentos em ambiente aquático; a todos os voluntários 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, ao Roney (em memória) e ao Alessandro, pelo empréstimo dos equipamentos de filmagem e iluminação que usei dentro da piscina. Ao Rafa, ao Renatinho e ao Zé, equipe Dan'Amp, pela ajuda com o carregamento e descarregamento 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 todo seu esforço.

Ao meu marido Daniel, pela paciência e pelo amor mais do que tudo. 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.

Aos meus tios e primos agradeço pela torcida de sempre. Em especial, agradeço ao meu primo Daniel Veras por se envolver na tentativa de conseguir uma piscina para a realização dos experimentos.

Agradeço aos funcionários da CPG do Instituto de Física, pela 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	vi
Lista de Tabelas	ix
Resumo	x
Abstract	xii
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	16
4.1 Introdução	16
4.2 Materiais e Métodos	19
4.2.1 O modelo do corpo humano	21
4.2.2 Os dados experimentais	22
4.2.3 Estimativa das forças musculares e articulares	24
4.2.4 A otimização estática associada a solução do problema da dinâmica inversa	28
4.2.5 Cálculo da força de arrasto e do empuxo	29
4.2.6 Analise de dados	31
4.3 Resultados	33
4.3.1 Cinemática e cinética articular	38
4.3.2 Forças e Potências musculares	42
4.4 Discussão	53
4.4.1 O andar em ambiente aquático versus o andar em ambiente terrestre . .	57
4.4.2 Implicações e direções futuras	63
4.5 Conclusão	63
5 Influência da complacência do tendão de Aquiles na produção de força pelo triceps sural durante o andar	65
5.1 Introdução	65
5.2 Materiais e Métodos	69
5.2.1 O modelo do corpo humano	70

5.2.2	A ferramenta Computed Muscle Control do software OpenSim	71
5.2.3	Simulação da dinâmica de contração muscular e consumo energético para os músculos do triceps sural	73
5.2.4	Análise dos resultados	76
5.3	Resultados	78
5.3.1	Alterações na dinâmica de contração e ativação	80
5.3.2	Potência e consumo energético	89
5.4	Discussão	94
5.4.1	Implicações e direções futuras	101
5.5	Conclusão	101
6	Considerações Finais	103
	Referências Bibliográficas	104

Listas de Figuras

2.1	Representação da sequência de eventos que ocorre durante a marcha simultaneamente do lado direito e esquerdo.	5
3.1	Modelo do tipo Hill para a unidade músculo-tendão.	12
4.1	Arranjo experimental utilizado para aquisição de dados em ambiente aquático .	23
4.2	Fluxograma representando o processo de escalonamento no software OpenSim. .	24
4.3	Modelo genérico, representando um indivíduo típico, e modelo específico, representando um dos voluntários de nosso estudo.	25
4.4	Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças e torques articulares resultantes com o software OpenSim e as ferramentas do software utilizadas em cada etapa.	26
4.5	Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças musculares e das forças de contato articular com o software OpenSim e as ferramentas do software utilizadas em cada etapa.	27
4.6	Ilustração do 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.	31
4.7	Erro médio e máximo entre a trajetória dos marcadores, determinada experimentalmente, e a trajetória do respectivo marcador virtual, obtida da solução do problema da cinemática inversa.	34
4.8	Erro médio e máximo entre os deslocamentos angulares das articulações do membro inferior obtidos no estudo de Orselli e Duarte [62] e com o software OpenSim.	35
4.9	Média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular articular no tornozelo, no joelho e no quadril em ambiente aquático e terrestre. Comparação com os resultados de Orselli e Duarte [62].	35
4.10	Média e desvio padrão entre os indivíduos para os torques articulares resultantes no tornozelo, no joelho e no quadril em ambiente aquático e terrestre. Comparação com os resultados de Orselli e Duarte [62].	36
4.11	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças articulares resultantes no tornozelo, no joelho e no quadril em ambiente aquático e terrestre. Comparação com os resultados de Orselli e Duarte [62].	37
4.12	Comparação entre os níveis de ativação simulados com o software OpenSim e as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [13] para o andar em ambiente aquático.	38
4.13	Comparação entre os níveis de ativação simulados com o software OpenSim e as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [13] para o andar em ambiente terrestre.	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.	40
4.15	Média e desvio padrão entre os indivíduos para as componentes da força de contato articular em ambiente aquático e terrestre.	41
4.16	Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos glúteo máximo, ilíaco e psoas durante o andar em ambiente aquático e terrestre.	44
4.17	Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos semitendíneo, semimembranoso e para o biceps femoral, cabeça longa e curta, durante o andar em ambiente aquático e terrestre.	45
4.18	Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos vasto lateral, vasto intermédio, vasto medial e reto femoral, durante o andar em ambiente aquático e terrestre.	46
4.19	Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral, sóleo, tibial posterior e tibial anterior, durante o andar em ambiente aquático e terrestre.	47
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.	51
4.21	Consumo metabólico médio em uma passada, durante o andar em ambiente aquático e terrestre, em função da frequência da passada.	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.	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	75
5.2	Ângulos e potências nas articulações do membro inferior para o indivíduo estudado.	80
5.3	Simulações do nível de ativação e do comprimento das fibras musculares para do gastrocnêmio e do sóleo, ao longo de uma passada, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles.	81
5.4	Velocidades de contração das fibras dos músculos gastrocnêmio e sóleo ao longo de uma passada para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles. As velocidades foram normalizadas pela velocidade máxima de contração de cada músculo.	82
5.5	Máxima ativação, ativação média, máxima força muscular e força muscular média durante o ciclo alongamento-encurtamento dos músculos gastrocnêmio e sóleo, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles.	83

5.6	Simulações dos níveis de ativação ao longo de uma passada para os músculos glúteo máximo, isquiotibiais, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles.	85
5.7	Níveis de ativação médios nos músculos glúteo máximo, isquiotibiais, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior, durante o ciclo alongamento-encurtamento do triceps sural, para diversos níveis de complacência do tendão de Aquiles.	86
5.8	Comprimento dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio e o do sóleo, normalizado pelo respectivo comprimento em repouso, durante um ciclo do andar.	87
5.9	Excursão dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio(G) e o do sóleo(S), durante um ciclo do andar para três diferentes níveis de complacência do tendão.	87
5.10	Excursão da unidade músculo-tendão (MT) e de suas componentes - fibras (elemento contrátil) e tendão (elasticidade em série) - durante um ciclo do andar, para três diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles.	88
5.11	Potência desenvolvida na unidade músculo-tendão (MT; curva em preto) e nas suas componentes - fibras (elemento contrátil) e tendão (elasticidade em série) - durante um ciclo do andar, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles.	89
5.12	Trabalho resultante durante as fases de alongamento e encurtamento do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão para as fibras do gastrocnêmio. As magnitudes do trabalho positivo e negativo em cada fase do ciclo também são reportadas.	90
5.13	Trabalho resultante durante as fases de alongamento e encurtamento do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão para as fibras do sóleo. As magnitudes do trabalho positivo e negativo em cada fase do ciclo também são reportadas.	90
5.14	Trabalho resultante nos dois feixes do tendão de Aquiles durante as fases de alongamento e encurtamento dos respectivos ciclos AE, em função do seu nível de complacência do tendão.	92
5.15	Consumo metabólico médio e eficiência mecânica durante o ciclo alongamento-encurtamento para os músculos gastrocnêmio e sóleo, em função do nível de complacência do tendão de Aquiles	93

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.	42
4.2	Valores representativos para a força máxima de cisalhamento e compressão a que as articulações do tornozelo, joelho e quadril estão sujeitas em ambiente aquático e terrestre,em três diferentes fases do ciclo da marcha.	43
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.	48
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.	49
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. .	50
5.1	Relações entre as variáveis de força e nível de ativação e o nível de complacência do tendão de Aquiles, obtidas através de ajustes polinomiais aos resultados das simulações.	84
5.2	Relações entre as variáveis de trabalho, consumo metabólico e eficiência mecânica no ciclo alongamento-encurtamento e o nível de complacência do tendão de Aquiles, obtidas a partir do ajuste de uma função polinomial aos dados simulados.	91

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 tem inúmeras aplicações na área da Biomecânica. Nesse trabalho descrevo a aplicação de métodos de estimativa das forças musculares a dois diferentes problemas. O primeiro consiste em se quantificar as cargas a que os músculos e as articulações do membro inferior de adultos jovens estão sujeitos durante o andar em ambiente aquático e terrestre. Já o segundo consiste na investigação do efeito do aumento da complacência do tendão de Aquiles (TAq; tendão do triceps sural) na dinâmica de produção de força dos músculos gastrocnêmio e sóleo (G e S respectivamente; ambos músculos do triceps sural), visando compreender se o aumento da complacência, observado com o envelhecimento, poderia contribuir para as alterações na biomecânica da marcha de idosos. A hipótese no primeiro estudo era de que as forças desenvolvidas pelos músculos do membro inferior durante o andar em ambiente aquático não seriam menores em relação ao ambiente terrestre. Especificamente, esperávamos observar um aumento nas forças geradas nos flexores e extensores de quadril e joelho. No segundo estudo, nossas hipóteses eram de que o aumento na complacência do TAq faria com que as fibras musculares operassem mais distantes do seu comprimento ótimo, aumentando os níveis de ativação e o consumo metabólico dos músculos G e S. Com o objetivo de verificar as hipóteses levantadas nos dois estudos propostos utilizamos o software OpenSim 3.1 e dados experimentais dos movimentos estudados, para realizar simulações do andar humano e estimar as forças nos músculos do membro inferior durante essa tarefa. Em ambos os estudos os dados experimentais foram adquiridos através de sistemas de análise do movimento humano compostos por câmeras, para filmar os movimentos corporais dos voluntários, e plataformas de força, para medir as forças de reação do solo. Os resultados obtidos no primeiro estudo confirmaram nossas hipóteses, uma vez que indicam que durante determinadas fases do ciclo da marcha as forças geradas pelos músculos flexores e extensores de

joelho e quadril, tais como os músculos isquiotibiais e o gluteo máximo, podem exceder as forças geradas em ambiente terrestre. Esses resultados corroboram a idéia de que o andar em ambiente aquático pode ser efetivo no ganho de força muscular. As hipóteses para o segundo estudo também foram confirmadas. Adicionalmente, nossos resultados previram que, para o triceps sural gerar a potência necessária para manter o indivíduo andando com velocidade confortável, os tendões dos músculos G e S devem se movimentar de maneira independente. A diferença no movimento dos feixes do TAq é tanto maior quanto maior a sua complacência. Além disso, verificamos que há um mínimo no consumo metabólico do gastrocnêmio em um nível específico de complacência do TAq, enquanto para o sóleo o consumo aumenta sistematicamente com o aumento da complacência. Esses resultados indicam que um aumento na complacência do TAq pode comprometer o desempenho dos músculos do triceps sural e aumentar o seu consumo energético, contribuindo para as alterações na biomecânica da marcha de 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.

Palavras-chave: simulação, biomecânica, hidroterapia, tendão de Aquiles, idosos.

Abstract

Muscle force estimation during human walking

Maria Isabel Veras Orselli

Advisor: Prof. Dr. Marcos Duarte

Muscle force estimation during human motion has numerous applications in Biomechanics. In this work, we describe the application of methods of muscle force estimation to solve for two different problems. The first problem is to quantify lower limb muscle and joint loads that young adults are subjected to when walking in the aquatic and terrestrial environment. The second problem is to understand the effect of increased Achilles tendon compliance (AT; the triceps surae tendon) in the gastrocnemius and soleus contractile dynamics (G and S respectively; both triceps surae muscles), aiming at understanding if increased AT compliance, that occurs with aging, could play a role in the elderly gait alterations. Our hypothesis for this first study was that the forces developed by the lower limb muscles in water are not always lower than on land. Specifically, we hypothesized that the forces developed by the hip and knee flexors and extensors would be greater in water than on land. For the second study our hypothesis was that the compliant AT would cause the fibers to operate far from its optimal length resulting in higher levels of activation in both G and S, as well as higher specific metabolic consumption. In order to verify our hypotheses for both studies we used the software OpenSim 3.1 together with experimental data of volunteers walking in aquatic and terrestrial environments to simulate human walking and to estimate the forces developed by the lower limb muscles during this task. In both studies, experimental data were acquired through human movement analysis systems composed of cameras, to record the movements of the volunteers' body, and force plates, to measure ground contact forces. We confirmed our hypotheses to the first study since our results showed that in certain periods of the gait cycle the forces developed in the knee and hip flexors and extensors, such as the hamstrings and the gluteus maximus, inside water exceeded the forces in corresponding periods of land walking. Those results corroborate the idea that walking inside water may be effective in muscle strengthening. We also confirmed

our hypotheses to the second study. Additionally, we predicted that to generate the necessary power to walk with comfortable speed the triceps surae G and S tendon must move independently. This differential behavior becomes larger the greater the AT compliance. In addition, we also observed that G metabolic energy consumption was minimized for a specific level of AT compliance while S systematically increased. Those results suggest that increased AT compliance can compromise the triceps surae performance and increase metabolic consumption, contributing to the alterations on the elderly gait biomechanics. The results of our two studies may assist health professionals to better plan training and rehabilitation programs for adults and elderly in both, terrestrial and aquatic environment.

Keywords: simulation, biomechanics, hydrotherapy, Achilles tendon, elderly.

Capítulo 1

Introdução

Quantificar as forças que atuam nas estruturas internas ao corpo humano (forças internas), tais como articulações, ligamentos, tendões e fibras musculares, é muito importante para diversas áreas da Biomecânica. Através da medida dessas forças 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 movimento, desenvolver próteses e órteses, entre outras aplicações [1, 24, 19]. No entanto, a medida direta dessas forças requer a colocação de transdutores de força sobre tais estruturas [40], 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 que para serem realizadas precisam de dados experimentais sobre variáveis biomecânicas externas, tais como a aceleração a que o corpo está sujeito e as forças que atuam sobre ele durante uma determinada tarefa [63]. 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 estimativa 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 de medidas 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 [95]. 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, 24]. 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, 63, 97]). Para se obter 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. Muitas vezes ainda é necessário modelar a dinâmica da ativação desses músculos pelo sistema nervoso central ([24, 63]). A inclusão desses parâmetros no modelo faz com que seja impossível resolver inversamente as equações do movimento, uma vez que existem mais forças musculares a serem determinadas do que equações relacionando essas incógnitas (graus de liberdade no problema). Trata-se portanto de um sistema indeterminado, o que reflete o fato das articulações serem atuadas por músculos de maneira redundante [1].

Assim para que seja possível quantificar as forças musculares é necessário associar métodos de otimização às soluções das equações de movimento, e isso implica em 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 musculares durante o movimento humano vem se difundindo nos últimos anos. Apesar do aprimoramento das ferramentas disponíveis para a solução desse problema, ele ainda está longe de ser considerado um problema simples. Existem inúmeras questões a serem estudadas com relação aos parâmetros usados nos 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 cada vez mais 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 em ambiente terrestre. O andar de adultos jovens em ambiente aquático e o andar de idosos em ambiente terrestre foram pouco estudados 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, assim como na aquisição dos dados experimentais necessários à realização das simulações [62].

Com relação ao andar de idosos, apesar de extensivamente estudado na literatura, inclusive

do ponto de vista da cinética, através da dinâmica inversa [22], há poucos estudos que reportam as forças musculares desenvolvidas durante essa tarefa [53]. 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 [87]; segundo, a dificuldade em se abordar a questão do aumento nos níveis de co-contração muscular observado nessa população [53, 78].

Neste trabalho definimos, portanto, dois objetivos distintos: estimar as forças desenvolvidas pelo músculo do membro inferior durante o andar de adultos saudáveis em piscina com água rasa e discutir as alterações nos mecanismos de produção de força nos músculos extensores de tornozelo com a diminuição da rigidez do tendão de Aquiles, uma das alterações que ocorrem com o envelhecimento, 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 nos membros inferiores de 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 seus músculos e articulações 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 complacênciia 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 praticada 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 andar sem a necessidade do auxílio de outros [81]. 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 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 dependem de fatores como gênero, idade e mesmo da presença de distúrbios e lesões ou da deterioração nos sistemas músculo-esquelético e sensorial de quem se locomove. Além disso as condições do ambiente, como por exemplo, o tipo de superfície de caminhada também são determinantes para o padrão de marcha que será adotado. 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 patológicos, se elaborar intervenções clínicas mais eficientes para tratamento dos distúrbios da marcha, no desenvolvimento e na prescrição de órteses e próteses ortopédicas, no acompanhamento da evolução clínica de pacientes, na prevenção de quedas em idosos, no planejamento de intervenções cirúrgicas, dentre outras aplicações [20, 65, 93, 94].

Segundo Whittle [94] 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 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 [65]. A figura 2.1 esquematiza as fases do andar, para ambos os membros inferiores em uma passada iniciada com o toque do calcanhar direito.

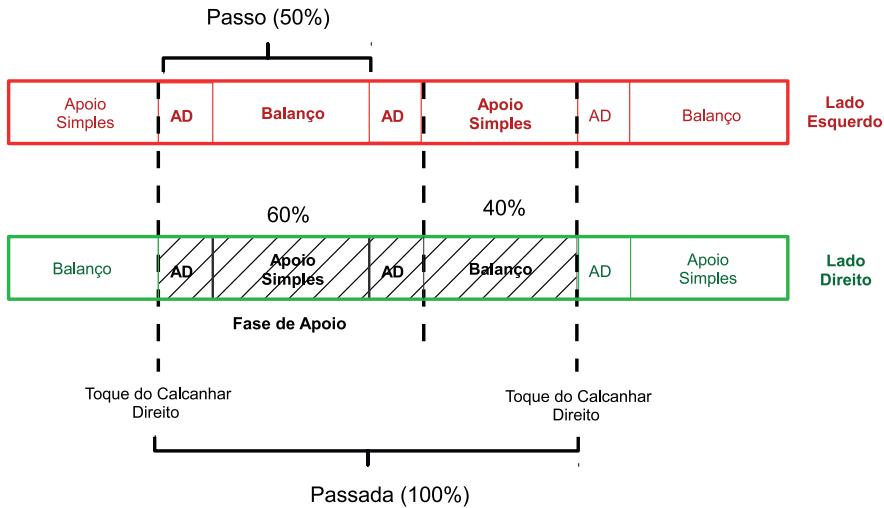


Figura 2.1: Representação da sequência de eventos que ocorre durante a marcha simultaneamente do lado direito e esquerdo. A área hachurada destaca as fases de um ciclo completo do andar (passada) iniciado com o toque do calcanhar direito (AD; apoio duplo.)

Particularmente o andar de adultos saudáveis no ambiente terrestre, em superfície horizontal plana e com velocidade confortável é bem descrito na literatura [65, 93, 94]. Para essa população, nessas condições, o andar pode ser considerado uma tarefa simétrica, já 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 realizando 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). Na 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 [81, 94].

Uma caracterização completa do andar, do ponto de vista da biomecânica, envolve a descrição quantitativa do movimento dos segmentos corporais, das 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 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) ao longo de uma passada. Variáveis como o comprimento da passada (L_p), definida como sendo a distância entre o ponto 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 [95].

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. Essas trajetórias 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) e forças externas, que surgem da interação entre o indivíduo e o ambiente. São exemplos de forças internas as forças desenvolvidas pelas fibras musculares, as forças resultantes da extensão de tendões e ligamentos, e as forças de contato nas superfícies articulares e de forças externas, a força de contato exercida pelo solo sobre o pé (força de reação do solo) e a força gravitacional. 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 [24, 40]. 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 [24] (ver capítulo 3).

As forças externas que atuam sobre o corpo do indivíduo durante o andar 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 [12] 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 [18, 95, 100]. As tabelas antropométricas também fornecem

uma estimativa do momento de inércia do segmento corporal em relação aos seus eixos principais, além da 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 depende da forma do corpo em que ela atua e da velocidade de deslocamento desse corpo em relação ao fluido.

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 [58] tratou esse problema 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, que é geralmente aplicada em mecânica naval [59]. 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 na estimativa da força de arrasto durante o movimento humano em ambiente aquático [2, 14]. Utilizaremos esse método para estimar a força de arrasto que atua sobre os segmentos corporais submersos durante a caminhada em ambiente aquático (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 no entendimento de como se dá o controle de um determinado movimento [73, 95]. 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 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, que divide o corpo em direita e esquerda; frontal, que divide o corpo nas partes anterior e posterior; e plano transverso, 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, já que, durante o andar, os movimentos dos membros inferiores e tronco ocorrem fundamentalmente nesse plano.

Capítulo 3

Estimativa das Forças Musculares em Biomecânica

Assim como descrito nos capítulos anteriores, podemos classificar as forças que atuam sobre o corpo humano em forças internas e externas [95, 100]. 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 gravitational, a força de reação do solo e as forças aero e hidrodinâmicas. Como exemplo de forças internas temos as forças desenvolvidas nos músculo e seus tendões, 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 [24]. 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, a qual descreve a resposta muscular às solicitações (excitações) sistema nervoso central. O nível de detalhe 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, ligados por articulações 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. Já 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_j que representam ângulos articulares, a equações do movimento na forma matricial é:

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

onde, $M(q)$ é a matriz $n \times n$ que contém as características iniciais 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; $\tau(q, \dot{q})$ é também uma matriz $n \times 1$ que contém os torques resultantes que atuam sobre cada articulação [24, 96]. 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.

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

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

A solução inversa, tem caráter descriptivo: a partir dela estima-se os torques necessários para gerar determinado movimento. A solução direta, em grande partes das vezes, 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.

Quando é necessário distribuir os torques resultantes entre os músculos, ligamentos e outros tecidos (problema da distribuição de forças), 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 sua determinação é o objetivo principal do estudo) [63]. 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 também 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 [24, 80].

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

O comportamento mecânico do músculo-tendão 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 forçaativamente 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 [98], o qual descreve a força muscular em função do seu nível de ativação (a), comprimento (\bar{l}_i) e velocidade de contração da fibra muscular ($\dot{\bar{l}}_i$).

Do ponto de vista da mecânica, o músculo de Hill é representado por um elemento contrátil em paralelo com um elemento elástico, representando as fibras musculares, e um outro elemento elástico em série, representando o tendão 3.1. As equações que descrevem a produção de força no músculo são formuladas para descrever um músculo genérico [98] 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 (\bar{l}^o), pela velocidade máxima de contração do músculo (v_{max}) e pelo comprimento de seu tendão em repouso (L_T^o). A força gerada 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 produzidaativamente pela fibra muscular (normalizada por F_M^o) quando seu comprimento instantâneo é $\bar{l} = l/l^o$ e ela esta 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 ($l > l^o$) [10, 15]. Diversas funções são usadas para descrever f_{Al} , f_v e f_{PL} . Dentre as tipicamente utilizadas estão as descritas no trabalho de Thelen [87].

Já a força desenvolvida pelo tendão é dada pela equação 3.6, onde f_T , é a força no tendão

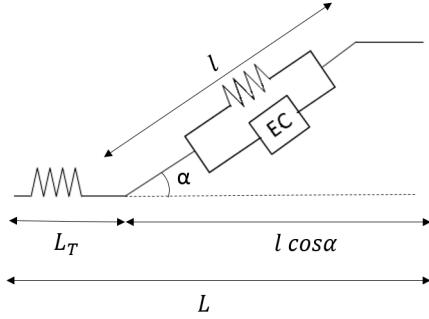


Figura 3.1: Modelo do tipo Hill para a unidade a unidade músculo-tendão.

(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 [87].

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

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.

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

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 quando $l = l^o$ [15].

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

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

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

A inclusão das forças musculares na equação do movimento é feita deixando-se explicita a contribuição de cada músculo para os torques articulares resultantes, através da equação matricial 3.10.

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

Para o sistema com os n graus de liberdade e com m músculos $R(q)$ é a matriz $n \times m$, na qual os componentes são os braços de alavanca das forças musculares em relação a uma determinada articulação (equação 3.4), e F_M é a matriz $m \times 1$ das forças musculares. As equações de 3.5 a 3.9 junto com parâmetros que caracterizam a arquitetura específica de cada músculo (F_M^o , l^o , L_T^o , α^o), definem a dinâmica de contração muscular.

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, 24]. Do ponto de vista fisiológico, essa redundância reflete o fato de que o Sistema Nervoso Central (SNC) pode combinar os torques gerados pelos diversos músculos de diferentes maneiras para produzir um mesmo torque resultante e, portanto, um mesmo movimento. 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 da distribuição de forças entre os músculos do modelo, simulando o critério adotado pelo SNC.

Diversos métodos vêm sendo empregados na solução desse problema [24], dentre os principais estão os que envolvem a solução direta da equação do movimento associada a métodos de otimização dinâmica, a solução inversa da equação do movimento associada a métodos de otimização estática [7, 99] e a solução direta da equação do movimento associada a métodos de otimização estática [87]. Quando a abordagem dada ao problema inclui a solução direta da equação do movimento, ou seja, quando a equação 3.3 é integrada no tempo, é necessário incluir no modelo a maneira como o sistema nervoso central controla o movimento, o que é feito modelando-se a dinâmica de ativação muscular.

A dinâmica de ativação 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 [63, 96, 98]. 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 ($u \leq a$) [87].

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

A dinâmica de ativação deve ser considerada toda vez que a equação do movimento for solucionada diretamente pois, somente dessa maneira é possível incluir no modelo o atraso entre a chegada do sinal neural e o início, ou interrupção, da produção de força no músculo.

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

(equação 3.11), a dinâmica de contração muscular (equação 3.9) e a dinâmica do movimento (equações 3.3 e 3.10) ao mesmo tempo em que se otimiza uma função custo que depende explicitamente do tempo $J(q, \dot{q}, F_M, t)$ (por exemplo, minimizar a energia necessária para a execução do movimento). As equações que descrevem a dinâmica do sistema são integradas por diversas vezes até que se encontre um valor ótimo para J . Já a determinação das forças musculares através da associação de métodos de otimização estática à solução inversa da equação do movimento (equação 3.2), consiste em se obter, para cada instante, t_k , os torques resultantes, $\tau(t_k)$, que atuam sobre as articulações e, considerando como restrição a relação dada pela equação 3.10, otimizar para cada t_k uma função custo $J(q(t_k), \dot{q}(t_k), F_M(t_k))$ (por exemplo, minimizar 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, consequentemente, descrever melhor o critério de performance adotado pelo SNC, resultando em estimativas mais realistas das forças musculares [1, 7]. Entretanto, a demanda computacional exigida nessa formulação é extremamente alta, o que pode inviabilizar o uso de modelos neuromusculares mais complexos. Muitas vezes são necessárias simplificações, tais como redução no número de graus de liberdade ou no número de músculos do modelo, o que faz com que os benefícios trazidos pela inclusão da dinâmica de produção de força sejam perdidos [7].

A otimização estática, por sua vez, é pouco custosa computacionalmente e pode ser usada com modelos neuromusculares mais detalhados. Apesar dessa formulação não permitir que as características dinâmicas da produção de força pelos músculos sejam levadas em conta, é possível acrescentar restrições ao problema que limitem os valores de força obtidos aos valores fisiológicos descritos pelo modelo de Hill [7]. Isso é feito levando-se em conta, para cada músculo, a relação dada pela equação 3.5. Para o problema da estimativa das forças musculares 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 [7, 63].

Alguns métodos alternativos, conseguiram associar o baixo custo computacional da otimização estática à solução das equações do sistema por dinâmica direta, permitindo a inclusão da dinâmica de ativação muscular na formulação do problema [24]; um desses algoritmos é o Computed Muscle Control (CMC) [88, 89]. Simplificadamente, 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 $q(t + \delta t)$. Critérios 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. O CMC foi usado, com sucesso para descrever a

atividade elétrica dos músculos do membro inferior durante a marcha [88].

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*"(ver capítulo 4) 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).

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 [13, 62] que pode ser realizada por indivíduos de todas as idades e em diversas condições médicas [47]. 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 [16, 32, 70, 68, 77, 86, 90].

É a ação do empuxo, se opondo a força gravitacional, e das forças de arrasto, aumentando a resistência ao movimento, que tornam a piscina com água rasa um ambiente seguro para a caminhada no que diz respeito a quedas e lesões e fazem 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 [62] e faz com que os indivíduos adotem velocidades de caminhada menores em relação ao ambiente terrestre [11, 62]. 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 [11, 62]. Além disso, movimentos articulares que em ambiente terrestre ocorrem passivamente pela ação da força gravitacional e por inércia [94], principalmente na fase de balanço, precisam ser iniciados e mantidosativamente pela ação muscular, já que as forças hidrodinâmicas minimizam ambos os efeitos [62].

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. Essas modificações se caracterizam por uma redução nos picos de torque sobre as articulações do tornozelo e joelho, mas não sobre o quadril.

Isso sugere que a demanda muscular em ambiente aquático, tanto em termos de intensidade de força quanto de duração da atuação muscular, 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 [47]. Durante o andar em ambiente terrestre a energia cinética do centro de massa é transformada em energia potencial gravitacional, que depois é novamente transformada em energia cinética, sem muita perda de energia, já que a magnitude das forças externas dissipativas é pequena em comparação com a força gravitacional. Como a perda de energia é pequena, as forças musculares atuam mais no sentido de controlar o movimento dos segmentos corporais e "facilitar" essa transformação de energia. Já em ambiente aquático, atuam sobre o corpo forças externas dissipativas de magnitude considerável. Isso faz com que seja necessário injetar energia no sistema constantemente para que o movimento possa ser mantido. Os músculos são responsáveis por essa "reposição" de energia cinética, o que implica em uma predominância da ação concêntrica da musculatura do membro inferior no ambiente aquático.

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, nas populações de adultos e idosos [2, 13, 11, 38, 47, 51, 52, 62, 74]. No entanto, poucos estudos quantificaram as cargas sobre músculos, articulações e ligamentos do membro inferior [2, 51, 52, 62] e, todos eles, tratam apenas da população adulta.

Miyoshi e colaboradores (2003 e 2005) [51, 52] 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 [62] 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 [62]. 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 uma das velocidades estudadas. Para isso esses autores usaram um modelo bi-dimensional dos membros inferiores, atuado por 8 músculos, e os dados experimentais de um único indivíduo.

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. No que diz respeito 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 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 [7]. O emprego deste método ao problema equivalente em ambiente aquático é uma solução viável à questão da estimativa das forças musculares. Sua vantagem está no baixo custo computacional e no fato desse método 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 [19]. 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 [19, 79].

Apesar das primeiras estimativas das cargas a que estão sujeitos músculos e articulações dos membros inferiores [2, 51, 52, 62] 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. A resposta a muitas dessas questões passa 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.

Esse 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 velocidade confortável e profundidade de imersão ao nível do peito; compreender melhor a atuação individual de cada músculo no controle do movimento durante as fases de apoio e balanço 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, 51, 52, 62], nossa hipótese é a de que as forças desenvolvidas nos músculos do membro inferior durante o andar confortável em ambiente aquático, com água ao nível do peito, nem sempre serão menores em relação às 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 à velocidade confortável e profundidade na altura do processo xifóide e durante o andar em terra com velocidade confortável, abordamos o pro-

blema da estimativa das forças musculares da maneira descrita no capítulo 3. Essa abordagem 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 à 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 disponíveis no software OpenSim 3.1 (Stanford University, EUA) [19] 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 [62]. O peso de cada segmento foi obtido através de tabelas antropométricas [95, 100] 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 de $1,8m$ de altura e $75,16kg$, de massa, 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 [21]. Já a articulação das costas (lombossacral) é definida como proposto por Anderson e Pandy [6].

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. As articulações do tornozelo, subtalar e 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 à frente e para baixo. Na posição neutra o ângulo de inclinação anterior da pelve é definido como zero. As características iniciais 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 [6]. 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 há a imposição de vínculos para que sua linha de ação não "penetre" nos 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, as articulações das costas e do 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 os 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. A média de idade, altura e massa 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 a orientação dos segmentos do membro inferior e do 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 acrônio 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 terra, 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 (GRDV-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 plataformas 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. O arranjo experimental utilizado em ambiente aquático pode ser visualizados nas figura 4.1 [61].

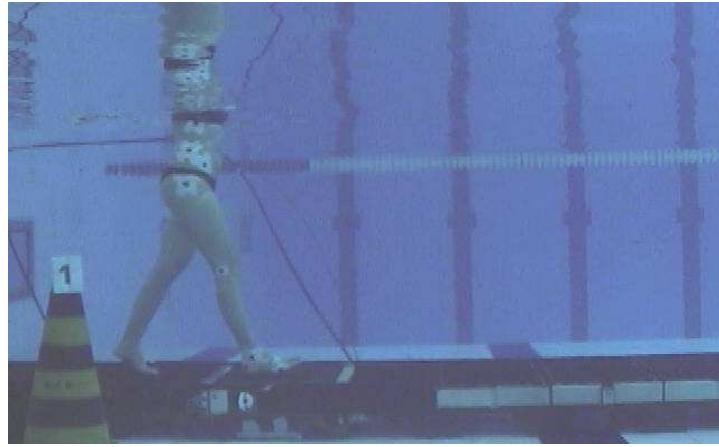


Figura 4.1: Arranjo experimental utilizado para aquisição de dados em ambiente aquático (retirada de [62]). A plataforma de força está inserida na passarela entre as duas faixas brancas.

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 [42]. Com o auxílio do software MATLAB 7.12 (Mathworks Inc., Natick, EUA), os dados foram pré-processados [62] e salvos em arquivos com os formatos compreendidos pelo software OpenSim.

4.2.3 Estimativa das forças musculares e articulares

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 esquematizada 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 iniciais dos segmentos corporais, 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).

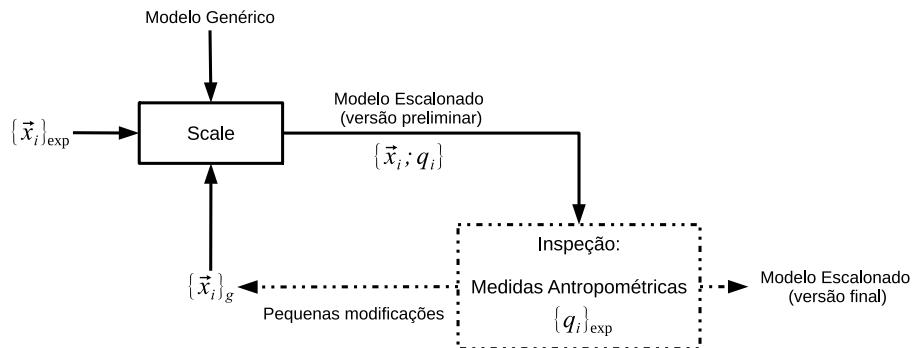


Figura 4.2: Fluxograma representando o processo de escalonamento com software OpenSim. O modelo genérico era escalonado para representar um indivíduo específico com a ferramenta *Scale*. A primeira versão do modelo escalonado era comparada com medidas antropométricos e com medidas da orientação entre 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 relação de proporcionalidade entre a massa do segmento e a massa corporal total definida no

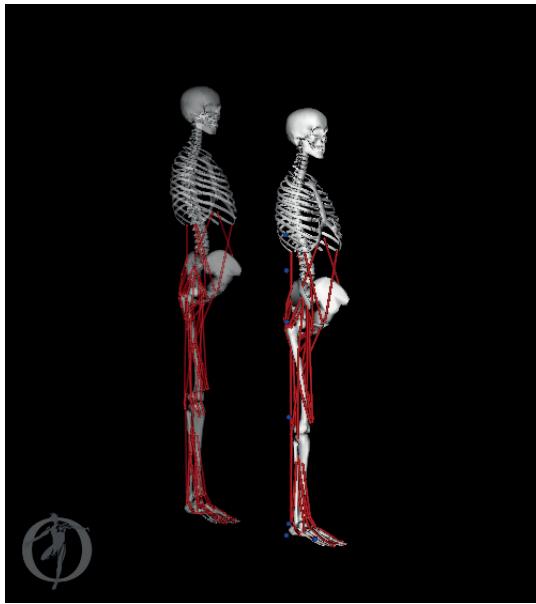


Figura 4.3: Modelo genérico (transparente), representando um indivíduo típico, e modelo específico, representando um dos voluntários de nosso estudo. Em azul estão os marcadores virtuais, adicionados ao modelo específico para representar os marcadores afixados no corpo do indivíduo durante a aquisição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

modelo genérico. As dimensões do modelo genérico foram escalonadas a partir dos dados das coordenadas dos marcadores reais, na posição estática de referência (indivíduo parado em pé com os braços na frente do corpo) adquiridos em ambiente aquático.

Depois de escalonado, as dimensões dos segmentos corporais no modelo específico, ao longo dos respectivos eixos longitudinais, foram comparadas às dimensões corporais medidas diretamente 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 no escalonamento das características iniciais 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 de contato articular (otimização estática), respectivamente. Para cada indivíduo, essas análises foram repetidas para cada uma das 5 tentativas dinâmicas realizadas em cada um dos ambientes. 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 tanto, determinamos q para o qual o erro quadrático dado pela equação 4.1 era mínimo.

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

Na equação 4.1, $\vec{x}_{i\ exp}$ 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 de otimização, é conhecido por cinemática inversa. A vantagem da cinemática inversa sobre a cinemática direta, na qual $\{q_i\}$ é calculado 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 fixos em um mesmo segmento do modelo não podem se mover entre si. As velocidades, \dot{q}_i , e acelerações, \ddot{q}_i , são determinadas a partir de derivação numérica. No OpenSim, a ferramenta *Inverse Kinematic* é responsável por essa etapa da análise.

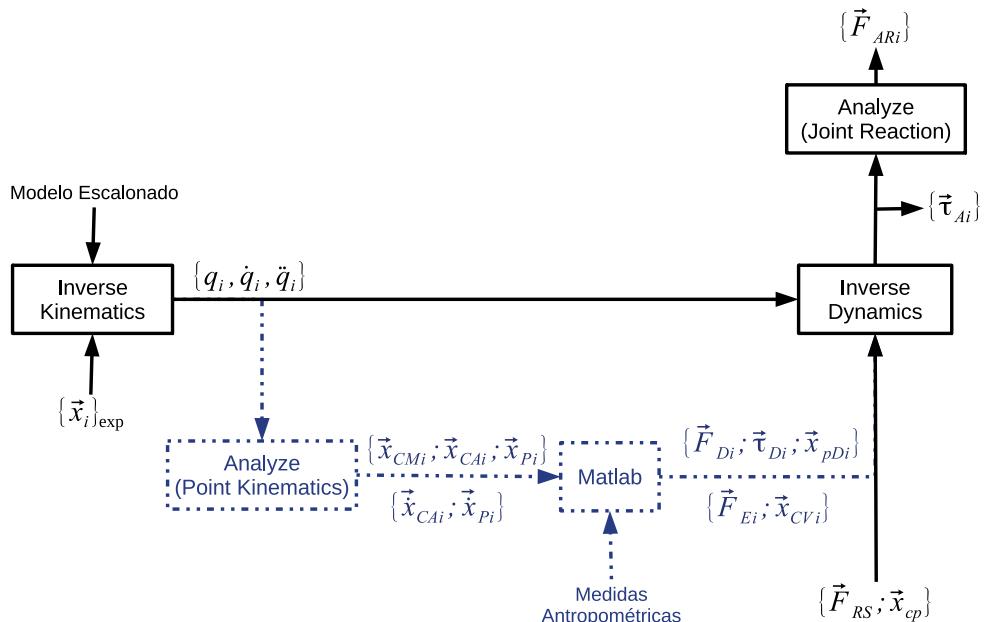


Figura 4.4: Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças e torques articulares resultantes com o software OpenSim e as ferramentas do software utilizadas em cada etapa. As ferramentas *Inverse Dynamics* and *Analyse*, no modo *Joint Reaction*, foram utilizadas no cálculo das forças 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.

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 $\{\vec{x}_{CMi}\}$ e do centro articular $\{\vec{x}_{CAi}\}$, a velocidade do centro articular $\{\vec{x}_{CAi}\}$, no segmento i , além da posição e da velocidade de outros pontos de interesse (centro de volume

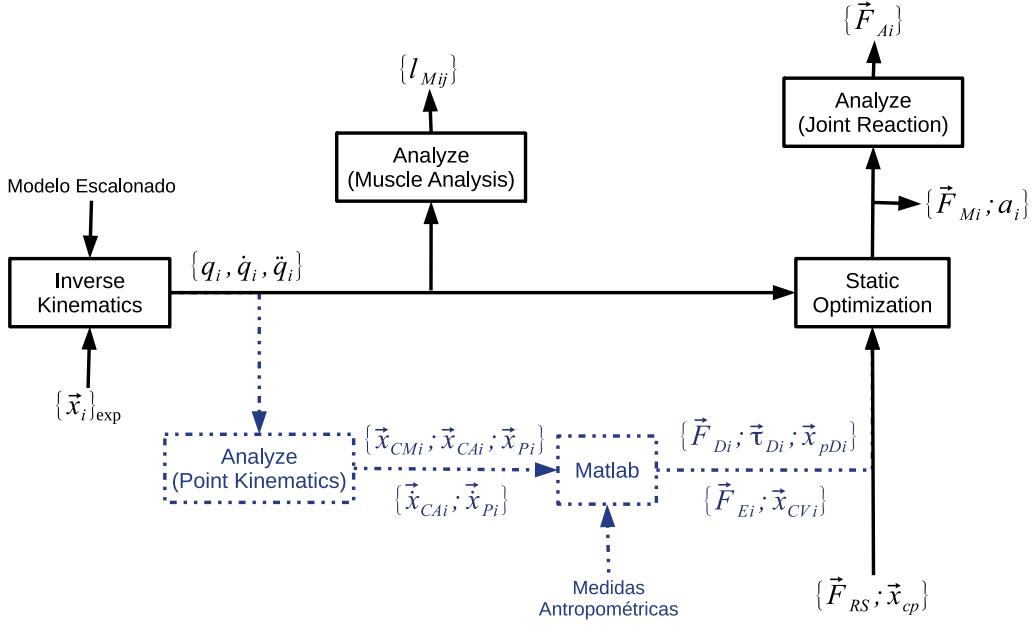


Figura 4.5: Fluxograma representando o procedimento de obtenção das forças musculares e das forças de contato articular com o software OpenSim e as ferramentas do software utilizadas em cada etapa. As ferramentas *Static Optimization* and *Analyse*, no modo *Joint Reaction*, foram utilizadas no cálculo 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.

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 $\{\vec{x}_{p_i}\}$. 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 executado no software MATLAB 7.12 (Mathworks Inc., Natick, EUA).

As forças de arrasto (\vec{F}_{D_i}), seus respectivos torques ($\vec{\tau}_{D_i}$) e a trajetória de seus pontos de aplicação (\vec{x}_{pD_i}), o empuxo (\vec{F}_{E_i}) e a trajetória dos centros de volume (\vec{x}_{CV_i}), as medidas experimentais da força de reação do solo (\vec{F}_{RS}) e do centro de pressão (\vec{x}_{CP}) e as coordenadas, velocidades e acelerações generalizadas, foram fornecidos à ferramenta *Inverse Dynamic* para o cálculo dos torques resultantes que atuaram nas articulações do membro inferior ($\vec{\tau}_{A_i}$, fluxograma da figura 4.4) 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, velocidades e acelerações generalizadas. 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}_{AR_i}) e das forças de contato articular

(\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 [95]. O que chamamos aqui de forças de contato articular 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. A descrição de como as forças articulares são obtidas no OpenSim pode ser vista em [84]. Para decompor as forças articulares e as forças articulares resultantes em componentes de cisalhamento e compressão foi necessário descrever-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 obtidos 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

Utilizamos a ferramenta *Static Optimization* do software OpenSim 3.1 para determinar as forças musculares, conforme descrito na seção anterior. Para obtermos 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 elabora e resolve inversamente as equações do movimento (equação 3.2) para obter os torques resultantes (τ) em cada uma das articulações do modelo [41]. Esses valores foram, 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:

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

onde p é um numero inteiro.

Na solução desse problema de otimização, os vínculos, definidos pelas equações 3.10 e 4.4, devem ser respeitados.

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

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 (equação 3.10), impede que as forças musculares obtidas excedam os valores fisiológicos que podem ser gerados ativamente pelo músculo (equação 4.4). 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, essa formulação despreza a contribuição da força gerada pelo elemento elástico em paralelo (ver equação 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 $p = 2$ [7] e $p = 3$ [1]. Essas funções correspondem aproximadamente a minimizar a soma, entre todos os músculos do modelo, da tração muscular (força muscular dividida pela seção transversal fisiológica, [95]) ao quadrado e ao cubo, respectivamente. Argumenta-se que minimizar a tração muscular ao quadrado é aproximadamente equivalente a minimizar o consumo energético, e minimizar a tração 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 [62] (para maiores detalhes ver também [61]). A teoria das faixas é utilizada em hidrodinâmica naval no cálculo do arrasto em corpos extensos e de formato irregular [59].

Para estimar a força de arrasto no pé, na perna e na coxa direitos, 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 [59]), 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. Essas dimensões foram medidas diretamente do corpo de cada voluntário [61]. Dessa maneira, pudemos determinar a área frontal do segmento e a variação dessa área ao longo do seu eixo longitudinal (equação 4.6, figura 4.6).

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

onde 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, que é dada pela equações 4.7:

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

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).

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 ($v(z)$).

$$\overrightarrow{dF}_{\text{D}} = - \frac{C_{\text{D}} \rho_m dA(z)_\perp v(z)^2}{2} \hat{v}(z) \quad (4.8)$$

Calculando a força de arrasto em todas as faixas e integrando-as temos a força de arrasto resultante no segmento (eq. 4.9) [62]. 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.

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

$$\overrightarrow{\mathcal{T}}_{\text{D}} = - \int_0^L C_{\text{D}} \rho_m z \left[\frac{(a_d - a_p)z + a_p L}{L} \right] |\hat{z} \times \vec{v}(z)| (\hat{z} \times \vec{v}(z)) dz \quad (4.10)$$

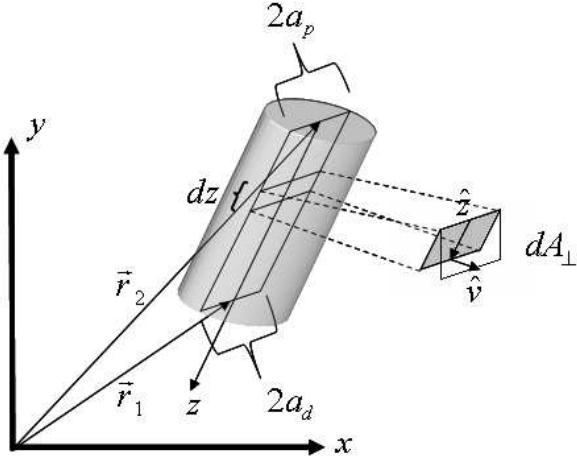


Figura 4.6: Ilustração do cálculo da força de arrasto nos segmentos corporais usando a teoria das faixas (*strip theory*) e considerando que a geometria dos segmentos pode ser descrita por um tronco de cone. Os vetores \vec{r}_1 e \vec{r}_2 dão a posição das extremidades superior e inferior do tronco 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.

Nesse estudo, consideramos $C_D = 1$ para todos os segmentos por se tratar de um valor intermediário entre aqueles reportados na literatura [14, 58, 69]. 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, a qual foi definida como no modelo antropométrico de Zatsiorsky modificado por deLeva [18].

4.2.6 Analise de dados

Analisamos 5 tentativas em cada ambiente, para cada indivíduo. 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 [62]. 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 de cada indivíduo foram referenciados pelos respectivos ângulos articulares na posição estática a fim de serem comparados com os resultados de Orselli e Duarte [62].

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 para serem comparados com os resultados de Barela e colaboradores [13]. 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 de contato 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 a cada 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 [62], através de cinemática direta, foi avaliada de maneira similar a descrita anteriormente.

Também como forma de avaliar a qualidades dos resultados obtidos para as forças musculares, 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, atuando concentricamente, quando realiza trabalho negativo está se alongando, ou seja, atuando de maneira excêntrica. A eficiência desses dois tipos de ação muscular, definida como a energia metabólica consumida por unidade de trabalho realizado, é diferente. Segundo Ryschon e colaboradores [75] 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 os valores de η_e e η_c obtidos no estudo desses autores, estimamos a energia metabólica média consumida pelo indivíduo durante uma passada (equação 4.11).

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

Nessa equação, 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.

Analisamos, 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: $1,23 \pm 0,01 m/s$, água: $0,46 \pm 0,04 m/s$, $p < 0,001$) e adotaram um comprimento de passada similar nos dois ambientes (terra: $1,38 \pm 0,08 m$, água: $1,28 \pm 0,15 m$, $p = 0,08$). 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 [62].

Em nossa análise, simplificamos o modelo descrito na seção 4.2.1. Dentre as modificações realizadas para esse estudo, está alteração da orientação no eixo de flexão-extensão do tornozelo para que 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).

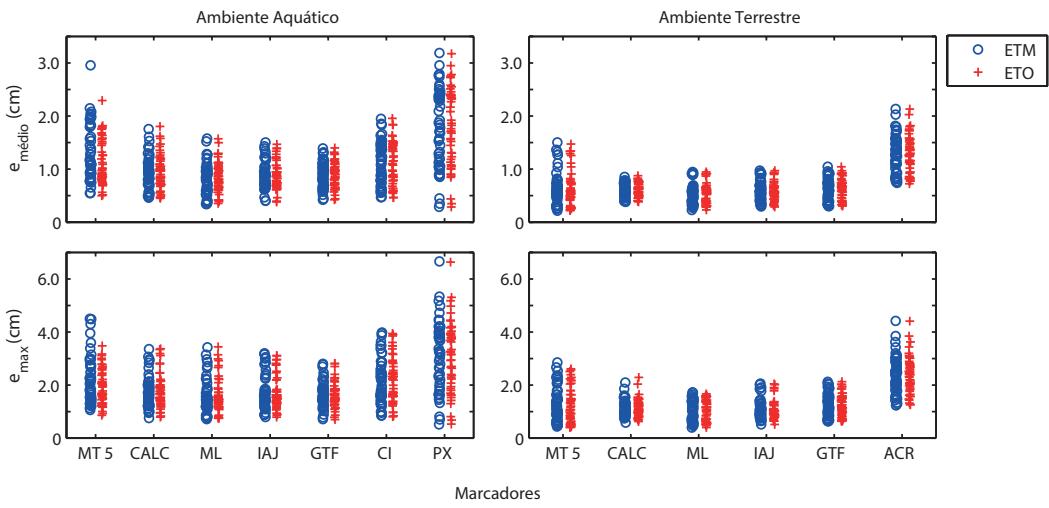


Figura 4.7: Erro médio (e_{medio}) e máximo (e_{max}) entre a trajetória dos marcadores, determinada experimentalmente, e a trajetória do respectivo marcador virtual, obtida da solução do problema da cinemática inversa, empregando os modelos ETO (eixo do tornozelo original) e ETM (eixo do tornozelo modificado). 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 [62] (figura 4.8).

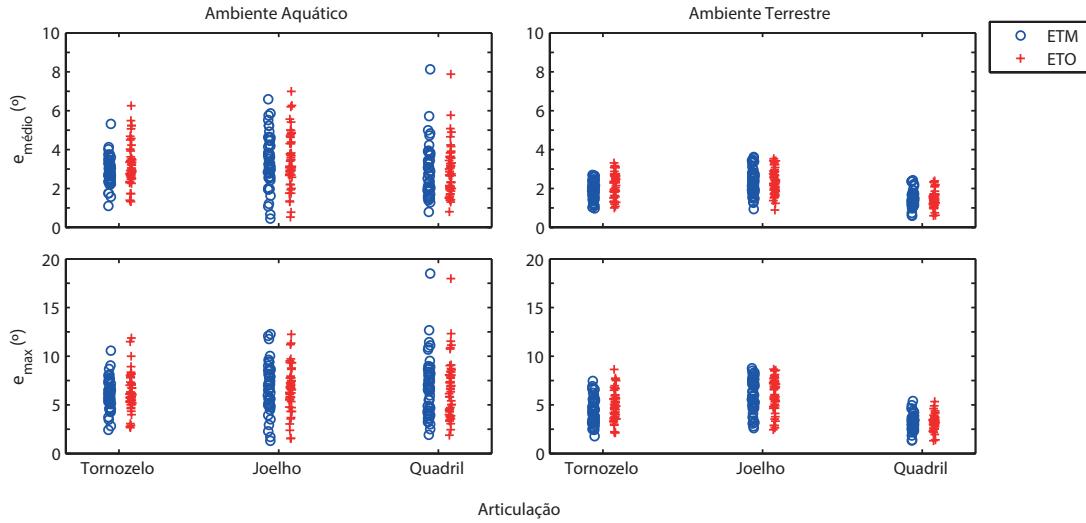


Figura 4.8: Erro médio (e_{medio}) e máximo (e_{max}) entre os deslocamentos angulares das articulações do membro inferior obtidos no estudo de Orselli e Duarte [62], através de cinemática direta, e com o software OpenSim, através da cinemática inversa empregando os modelos ETO (eixo do tornozelo original) e ETM (eixo do tornozelo modificado). Os valores representam os resultados para cada uma das 5 tentativas dos 10 indivíduos analisados.

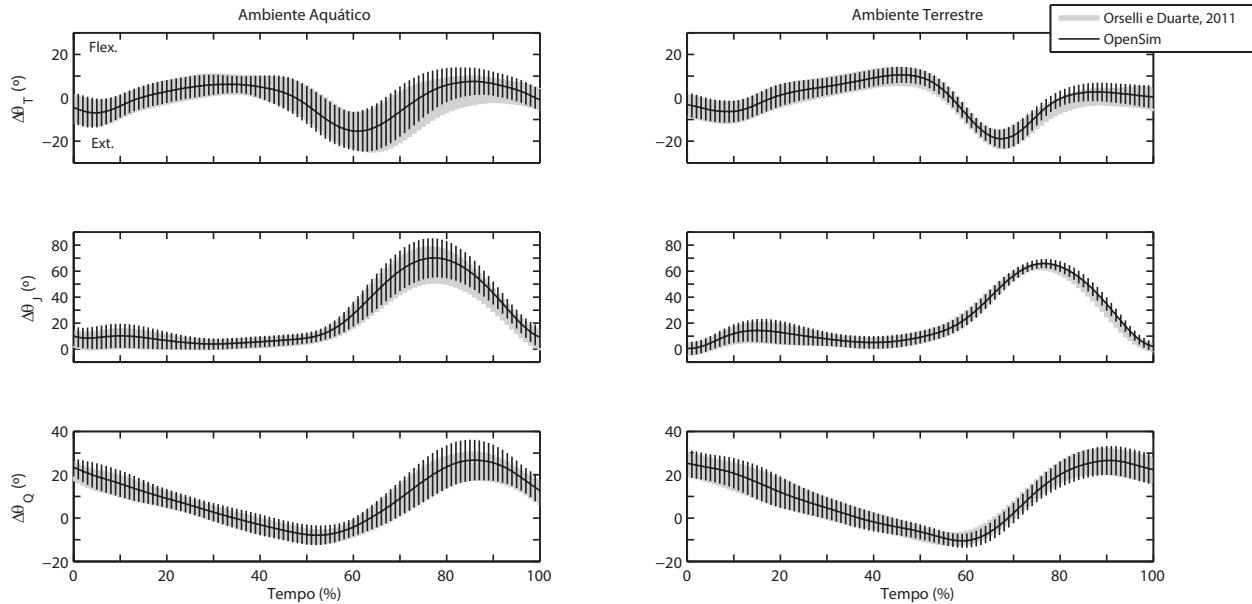


Figura 4.9: Média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular articular ($\Delta\theta$) no tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim, em cinza, os resultados obtidos por Orselli e Duarte [62]. Valores positivos representam flexão e negativo extensão.

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 e da qualidade da solução do problema da cinemática inversa. Avaliamos os resultados obtidos nessas 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 limites. 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.

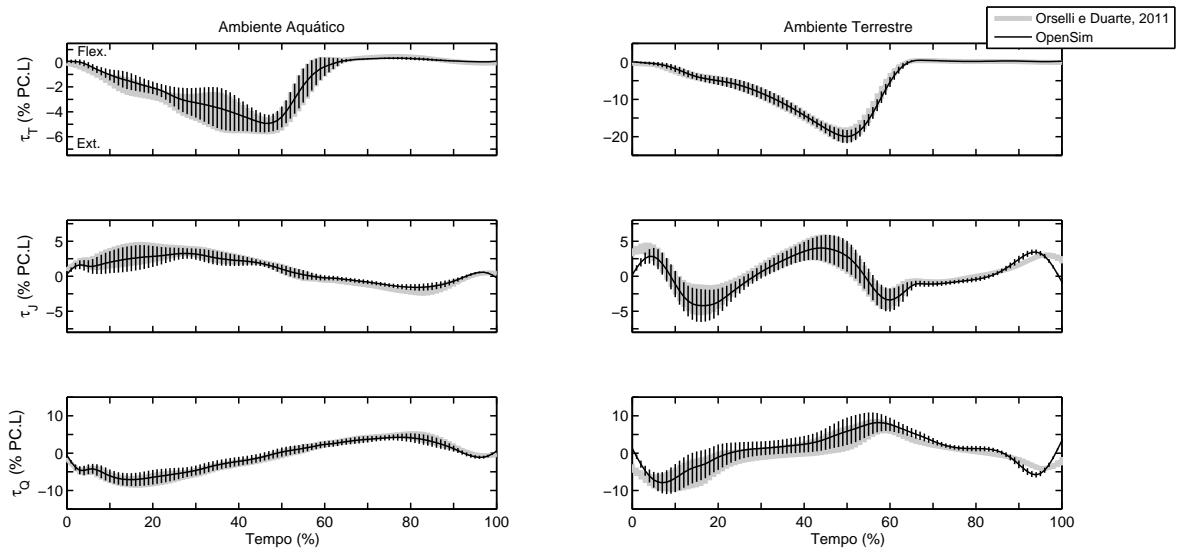


Figura 4.10: Média e desvio padrão entre os indivíduos para os torques articulares resultantes (τ ; normalizados pelo produto entre o peso corporal e o comprimento de membro inferior, PC.L) sobre o tornozelo (T), o joelho (J) e o quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim, em cinza os resultados obtidos por Orselli e Duarte [62]. Valores positivos indicam torque flexor e negativos extensor.

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 [62] dentro de um desvio padrão (figuras 4.9, 4.10 e 4.11), ou seja, estão dentro

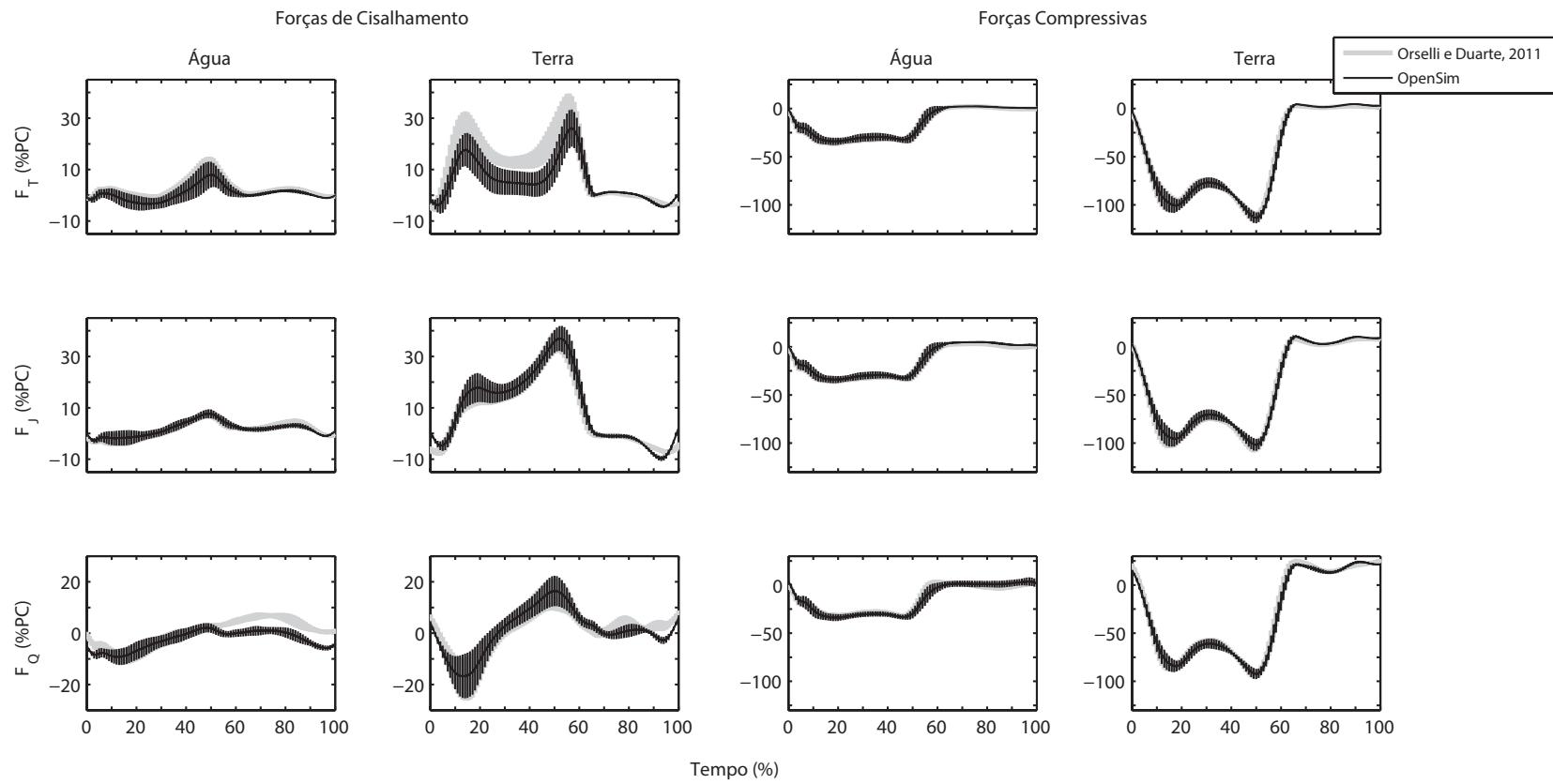


Figura 4.11: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as forças articulares resultantes (dada em % do peso corporal, PC) sobre o tornozelo (T), joelho (J) e quadril (Q) em ambiente aquático e terrestre. Em preto, os resultados obtidos com o software OpenSim e em cinza os resultados obtidos por Orselli e Duarte [62]. 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.

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 4.11). 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 [13].

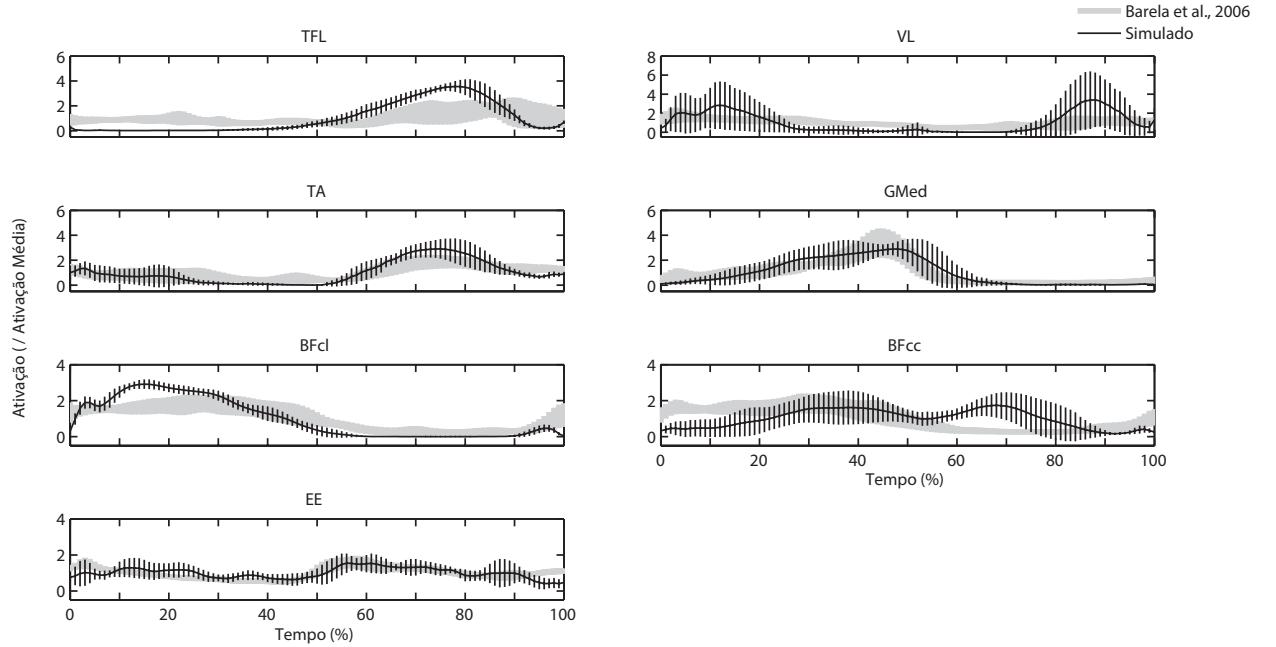


Figura 4.12: Nível de ativação simulado com o software OpenSim (média e desvio padrão entre todos os indivíduos) para os músculos: tensor da fascia lata (TFL), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GMED), cabeça longa e curta do biceps femoral (BFcl,BFcc) e eretor espinhal (EE), durante o andar em ambiente aquático, em comparação com as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [13]. A fim de comparar os dois resultados, a ativação foi normalizada pelo seu valor médio durante uma passada.

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

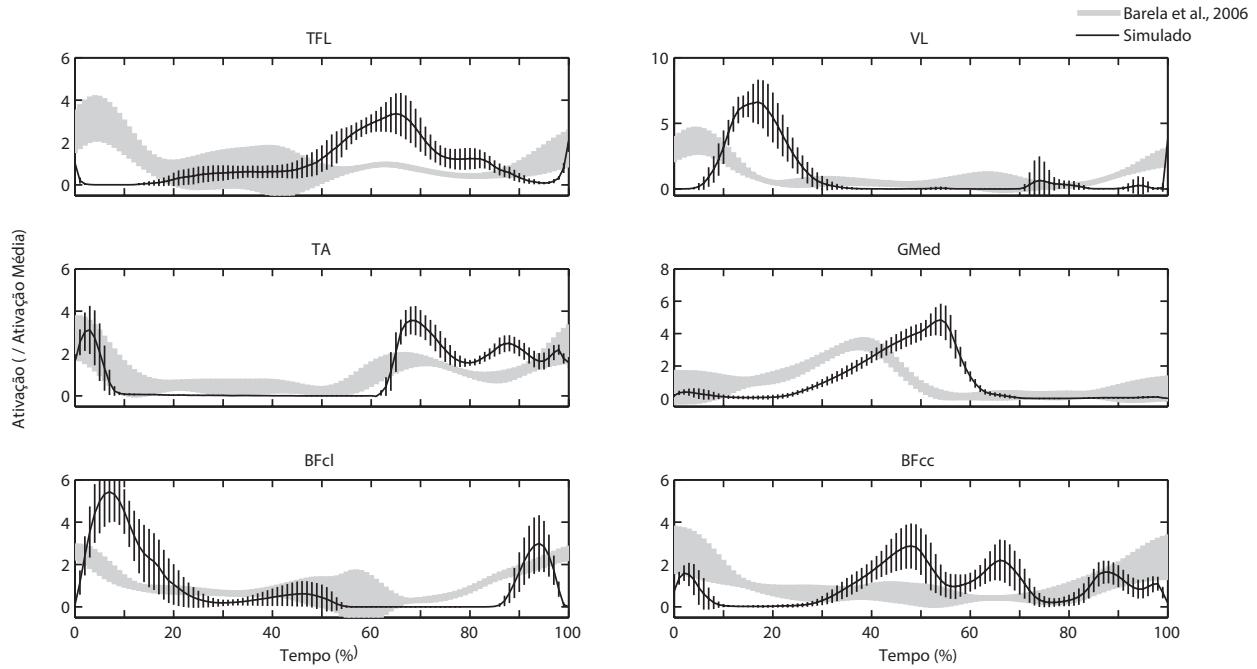


Figura 4.13: Nível de ativação simulado com o software OpenSim (média e desvio padrão entre todos os indivíduos) para os músculos tensor da fascia lata (TFL), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GMed) e para a cabeça longa e curta do biceps femoral (BFcl,BFcc) durante o andar em ambiente terrestre, em comparação com as medidas da atividade elétrica muscular feitas por Barela e colaboradores [13]. A fim de comparar os dois resultados, a ativação foi normalizada pelo seu valor médio durante uma passada.

terrestre (ver tabela 4.1).

Já com relação a potência desenvolvida nas articulações do membro inferior(gráficos da coluna inferior na figura 4.14), verifica-se que em ambiente aquático há um predomínio da potência positiva nas três articulações. 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 da ação muscular concêntrica. Em ambiente terrestre, contrariamente, observam-se nas três articulações fases de produção e absorção de energia durante todo o ciclo.

As forças resultantes que atuam sobre as articulações em ambiente aquático também são menores em relação ao ambiente terrestre (figura 4.11). Comparando as magnitudes das forças de compressão e cisalhamento nos dois ambientes, verificam-se forças de 2 a 3 vezes menores em ambiente aquático em relação ao terrestre. No entanto, as forças articulares resultantes, calculadas a partir da solução inversa da equação do movimento, não refletem somente as forças de contato articular. Essas forças são o resultado da soma de todas as forças ativas (forças musculares) e passivas 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 da força de contato

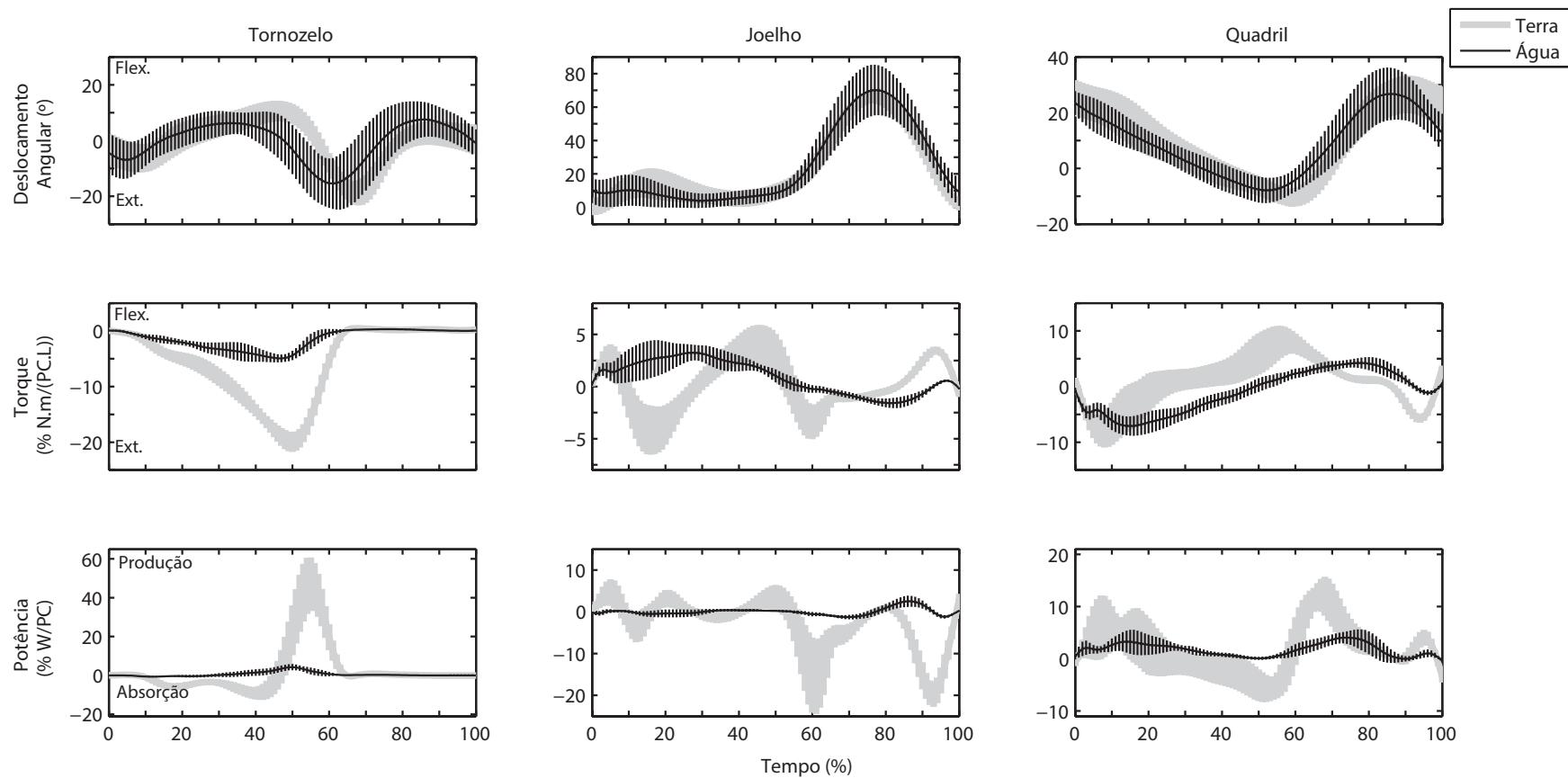


Figura 4.14: Curva média e desvio padrão entre os indivíduos para o deslocamento angular, torque resultante e potência articular para o tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre. Os torques articulares são dados em porcentagem do produto entre o peso corporal (PC) e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

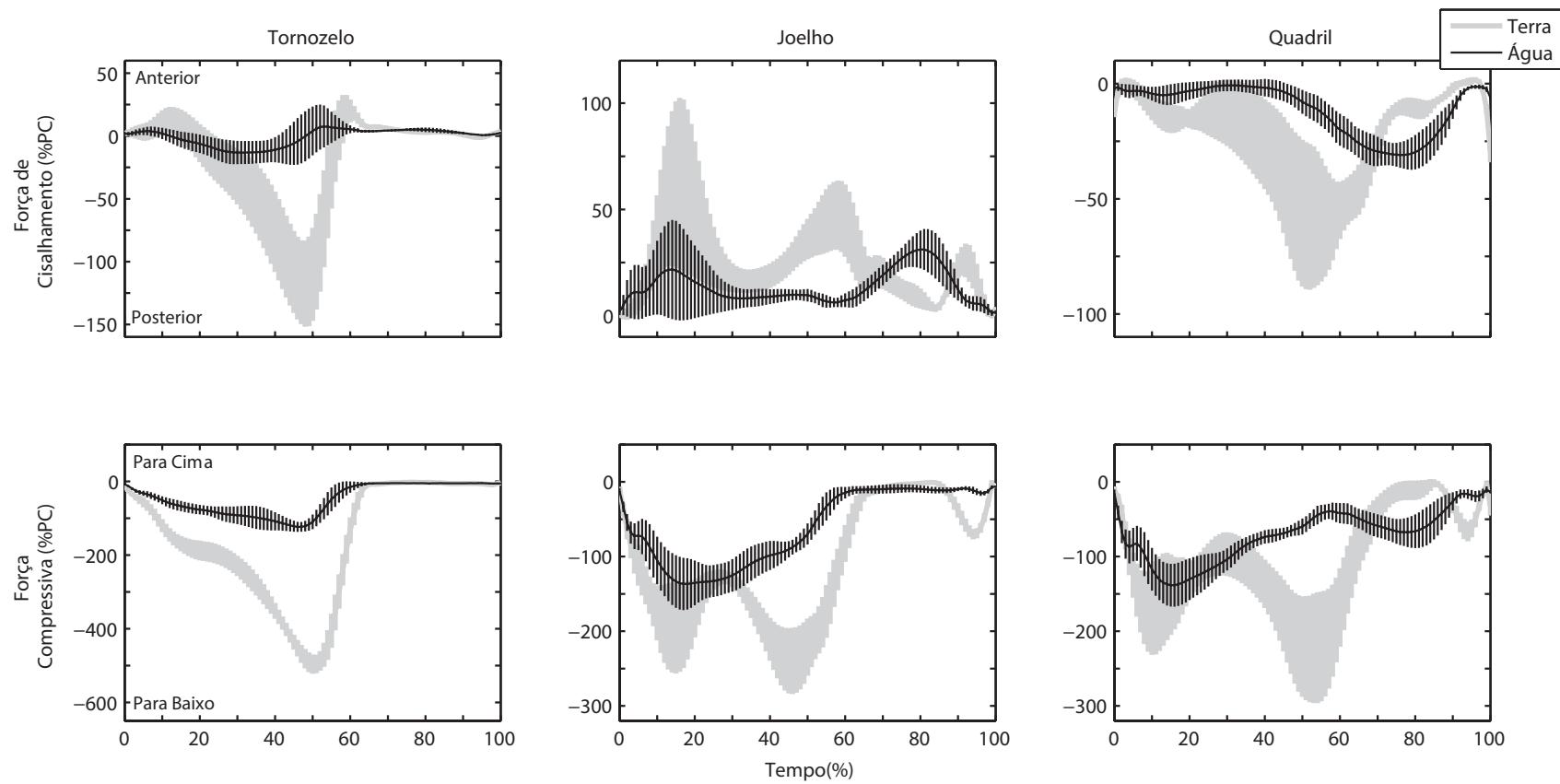


Figura 4.15: Média e desvio padrão entre os indivíduos para as componentes da força de contato articular em ambiente aquático e terrestre. As forças estão descritas no referencial local do segmento distal e são dadas em porcentagem do peso corporal do indivíduo (PC). Para as forças de cisalhamento, valores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

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
Pico de Torque Flexor (% $PC \cdot L$)	p	0,35	0,46	0,56
	Água	$0,4 \pm 0,1$	$4,2 \pm 1,0$	$4,8 \pm 1,0$
Pico de Torque Extensor (% $PC \cdot L$)	Terra	$0,5 \pm 0,1$	$4,7 \pm 1,2$	$8,8 \pm 2,6$
	p	< 0,01	0,34	< 0,01
Pico de Torque Extensor (% $PC \cdot L$)	Água	$5,6 \pm 0,7$	$1,8 \pm 0,4$	$7,6 \pm 1,8$
	Terra	$20,1 \pm 1,7$	$5,2 \pm 1,5$	$8,6 \pm 2,6$
p		< 0,001	< 0,001	0,39

articular 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 força de contato 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 músculos gluteo máximo (GTMax), iliaco (ILI) e psoas (PSO), nos isquiotobiais (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 gluteo máximo, extensor de quadril, se mantém ativado por mais tempo durante a fase de apoio e os músculos

Tabela 4.2: Valores representativos para a força máxima de cisalhamento e compressão a que as articulações do tornozelo, joelho e quadril estão sujeitas 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	1 ^a Metade Apoio	Água	16 ± 6	27 ± 20	6 ± 4
		Terra	42 ± 17	66 ± 39	25 ± 9
	2 ^a Metade Apoio	p	< 0,001	0,02	< 0,01
		Água	31 ± 10	13 ± 4	16 ± 3
	Balanço	Terra	125 ± 33	53 ± 17	71 ± 25
		p	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Compressão	1 ^a Metade Apoio	Água	6,0 ± 1,3	35 ± 8	36 ± 6
		Terra	9,0 ± 2,0	33 ± 8	49 ± 10
	2 ^a Metade Apoio	p	< 0,01	0,47	< 0,01
		Água	97 ± 18	155 ± 31	146 ± 28
	Balanço	Terra	241 ± 26	210 ± 50	184 ± 53
		p	< 0,001	0,03	0,08
	2 ^a Metade Apoio	Água	138 ± 13	138 ± 25	107 ± 13
		Terra	521 ± 57	260 ± 33	245 ± 67
	Balanço	p	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		Água	9,2 ± 1,5	19 ± 4	77 ± 19
	p	Terra	15,3 ± 2,9	69 ± 7	102 ± 29
		p	< 0,001	< 0,001	0,03

ilíaco e psoas, flexores de quadril, atingem sua máxima ativação em um instante posterior no ciclo (figura 4.16). O reto femural, 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, mantém 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 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

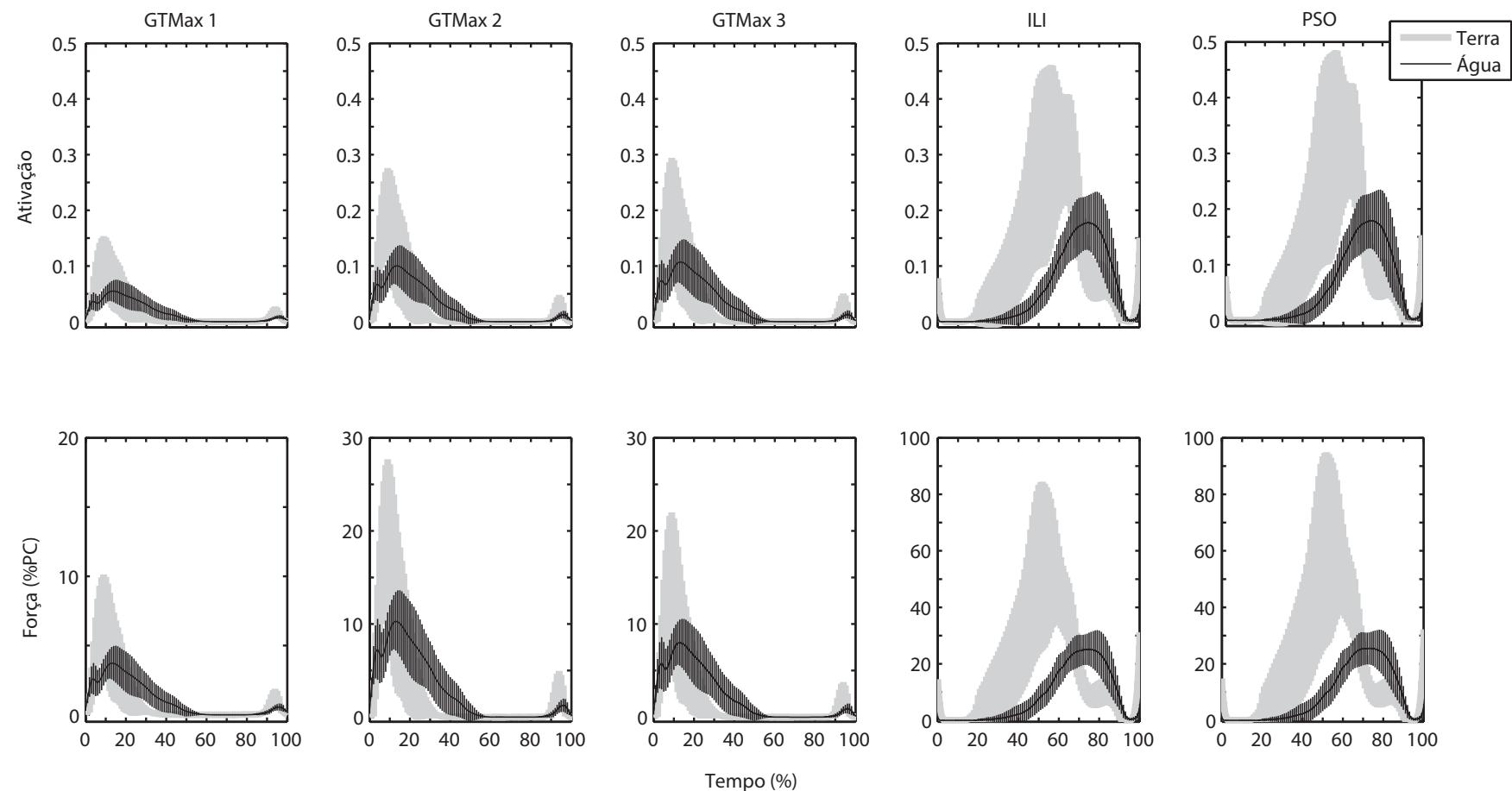


Figura 4.16: Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos glúteo máximo (representado no modelo por três feixes GTmax1, GTmax2 e GTmax3), ilíaco (ILI) e psoas (PSO) durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são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

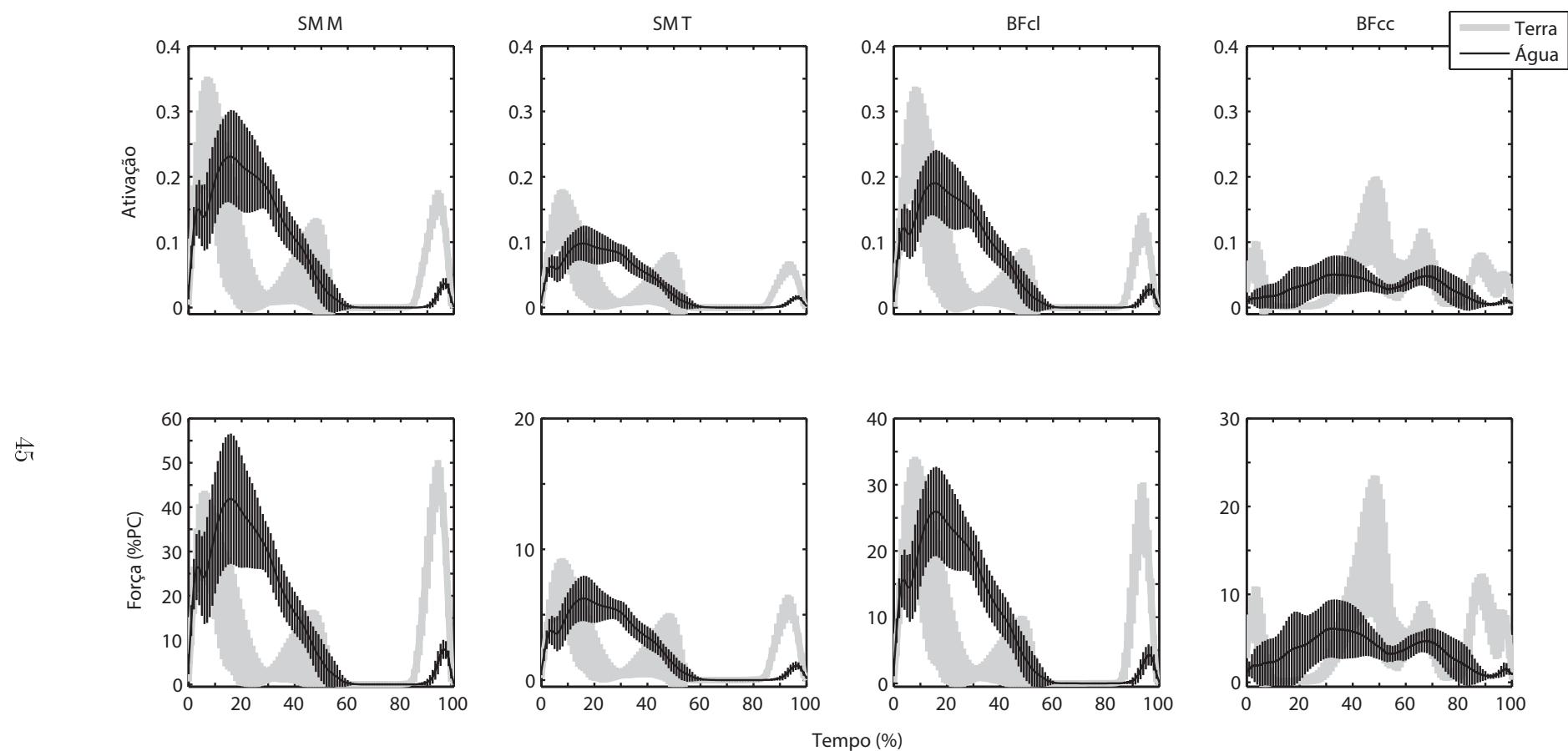


Figura 4.17: Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos semitendíneo (SMT), semimembranoso (SMM) e para o biceps femoral, cabeça longa (BFcl) e curta (BFcc), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas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

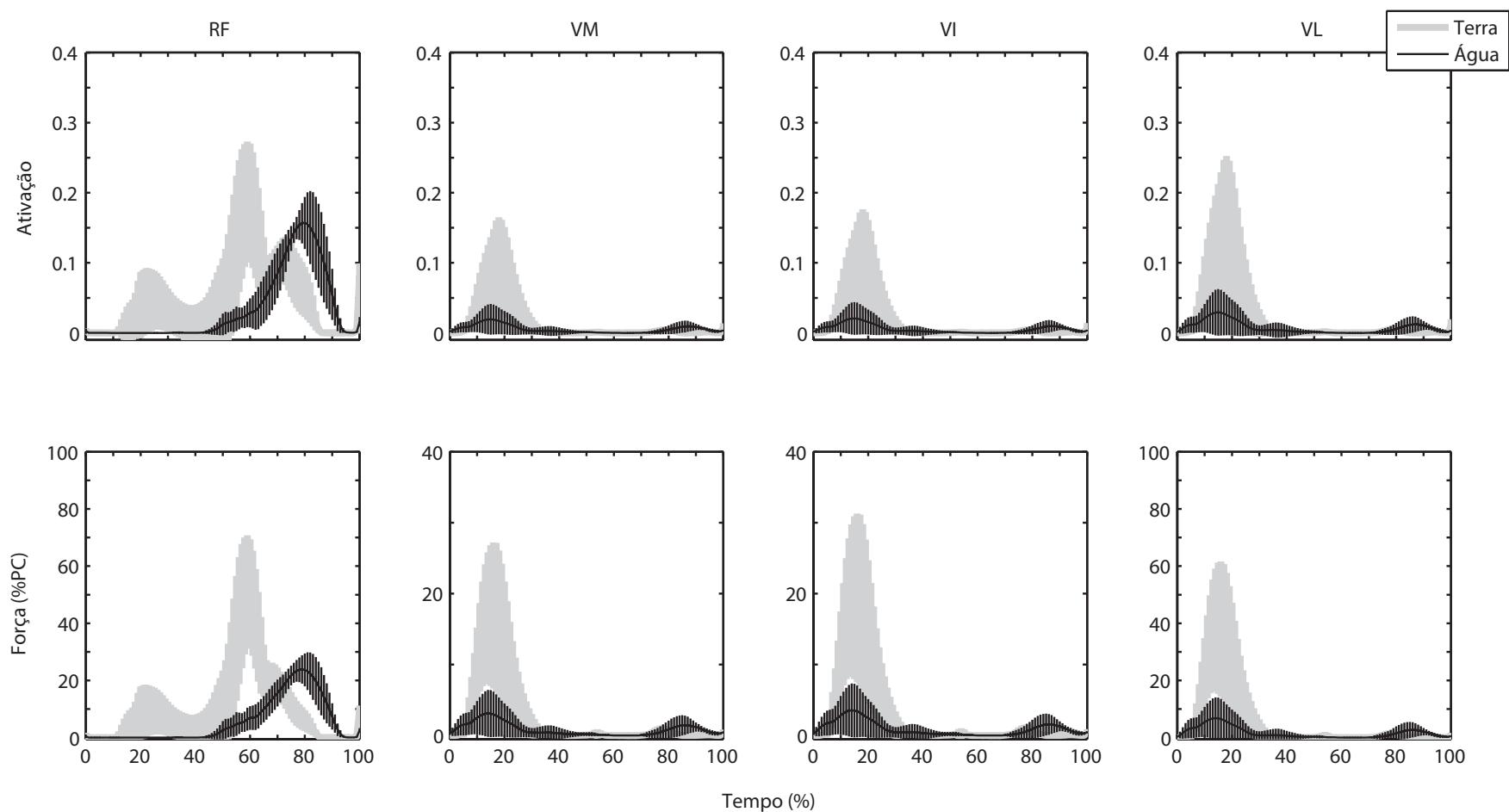


Figura 4.18: Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos vasto lateral (VL), vasto intermédio (VI), vasto medial (VM) e reto femoral (RF), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares são dadas em porcentagem do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

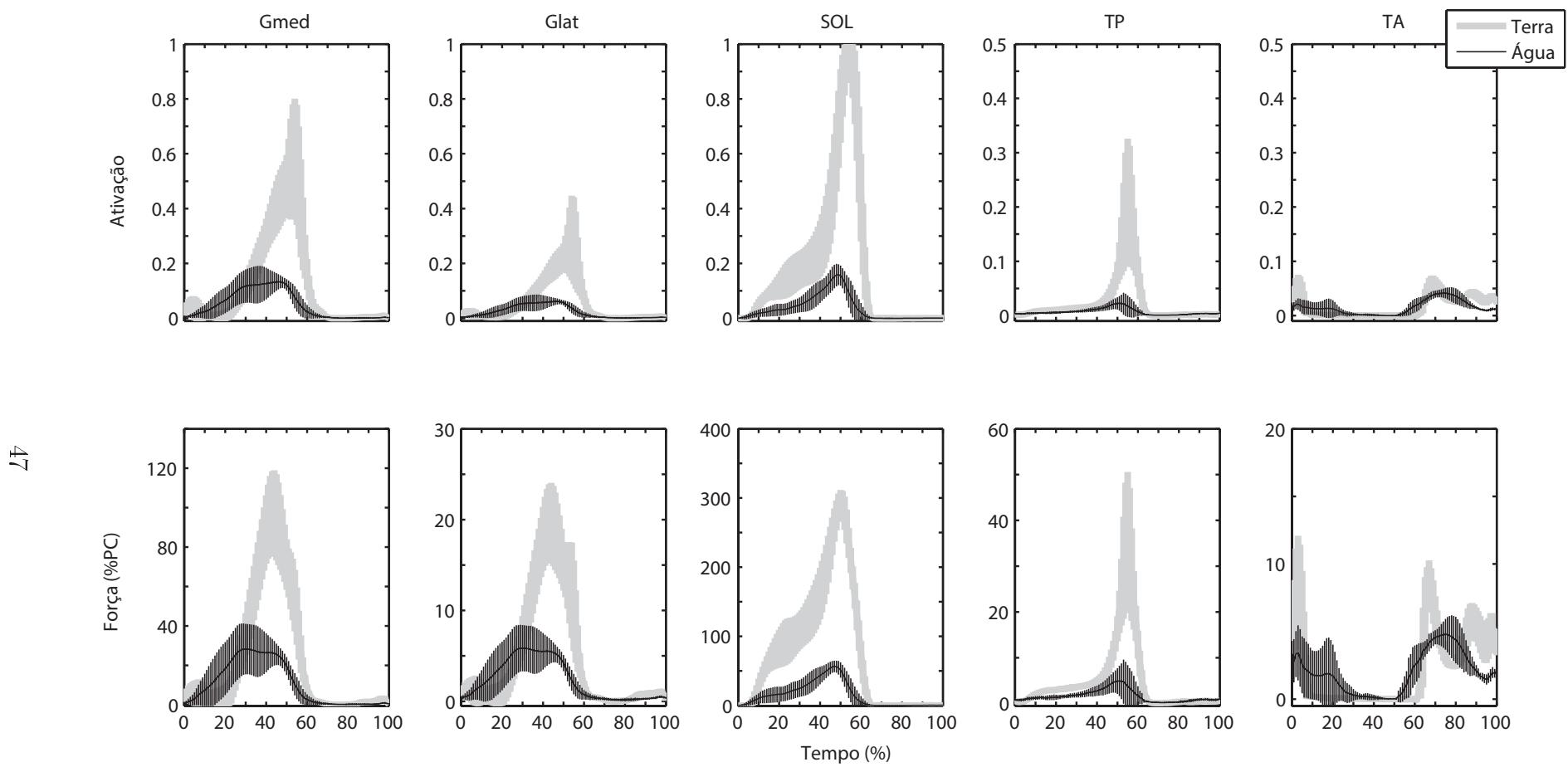


Figura 4.19: Média e desvio padrão entre os indivíduos para os níveis de ativação e para as forças geradas nos músculos gastrocnêmio medial (Gmed), gastrocnêmio lateral (Glat), sóleo (SOL), tibial posterior (TP) e tibial anterior (TA), durante o andar em ambiente aquático e terrestre. As forças musculares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

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 próximos de zero nos dois ambientes (tabela 4.4). Na fase de balanço, as forças máximas geradas pelos músculos do quadríceps 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.

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 \dagger 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	1 ^a 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	$4,9 \pm 1,2\dagger$	$3,0 \pm 1,6$	0,01	$6,9 \pm 1,5$	$7,2 \pm 2,6$	0,68
BFcl	$20 \pm 5\dagger$	11 ± 6	$< 0,01$	28 ± 7	26 ± 10	0,60
BFcc	$3,1 \pm 2,6$	$1,7 \pm 1,1$	0,12	$7,0 \pm 4,1$	$8,5 \pm 3,4$	0,32
GTMax 1	$2,8 \pm 1,0$	$2,7 \pm 1,8$	0,97	$4,1 \pm 1,2$	$7,0 \pm 3,3\dagger$	0,02
GTMax 2	$7,7 \pm 2,8$	$7,3 \pm 4,8$	0,82	11 ± 3	$19 \pm 9\dagger$	0,03
GTMax 3	$6,0 \pm 2,3$	$5,4 \pm 3,7$	0,66	$8,8 \pm 2,6$	$15 \pm 8\dagger$	0,04 \natural
ILI	$0,1 \pm 0,2$	$4,1 \pm 4,0\dagger$	0,01	$1,4 \pm 1,2$	$18 \pm 10\dagger$	$< 0,001\dagger$
PSO	$0,1 \pm 0,2$	$4,4 \pm 4,4\dagger$	0,01	$1,5 \pm 1,3$	$19 \pm 12\dagger$	$< 0,01\dagger$
RF	$0,02 \pm 0,02$	$5,0 \pm 5,0\dagger$	0,01	$0,5 \pm 0,6$	$13 \pm 11\dagger$	$< 0,01$
VM	$1,8 \pm 1,7$	$7,4 \pm 4,3\dagger$	$< 0,01$	$3,9 \pm 3,3$	$18 \pm 10\dagger$	$< 0,01$
VI	$2,0 \pm 2,0$	$8,5 \pm 4,9\dagger$	$< 0,01$	$4,5 \pm 3,8$	$21 \pm 12\dagger$	$< 0,01$
VL	$3,8 \pm 3,8$	$17 \pm 10\dagger$	$< 0,01$	$8,5 \pm 7,4$	$41 \pm 23\dagger$	$< 0,01$
Gmed	12 ± 8	10 ± 5	0,28	31 ± 15	$41 \pm 11\dagger$	$< 0,01$
Glat	$2,7 \pm 1,6$	$2,1 \pm 1,0$	0,26	$6,4 \pm 2,9$	$8,3 \pm 2,1\dagger$	0,02
SOL	11 ± 7	$57 \pm 13\dagger$	$< 0,001$	29 ± 14	$118 \pm 28\dagger$	$< 0,001$
TP	$1,2 \pm 0,3$	$2,4 \pm 0,3\dagger$	$< 0,001$	$2,2 \pm 0,4$	$3,9 \pm 0,6\dagger$	$< 0,001$
TA	$1,8 \pm 1,6$	$1,4 \pm 0,7$	0,55	$5,3 \pm 3,0$	$8,5 \pm 3,5$	0,08

Como mais uma maneira de verificar se os resultados de nossas simulações representavam de maneira realista as força geradas nos músculos do membro inferior nos dois ambientes,

estimamos a energia metabólica média consumida durante uma passada a partir da potência muscular (equação 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.

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 \dagger 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	2 ^a Metade da Fase de Apoio					
	Força Média (%PC)			Força Máxima (%PC)		
	Água	Terra	p	Água	Terra	p
SMM	14 ± 4 \dagger	3,5 ± 4,4	< 0,001	31 ± 7 \dagger	9 ± 9	< 0,001
SMT	2,7 ± 0,6 \dagger	1,0 ± 1,2	< 0,01	5,5 ± 1,1 \dagger	2,7 ± 2,8	0,01
BFcl	8,9 ± 2,3 \dagger	1,9 ± 2,7	< 0,001	20 ± 4 \dagger	4,8 ± 6,3	< 0,001
BFcc	5,2 ± 1,7	8,4 ± 3,7 \dagger	< 0,01	9,2 ± 2,6	17 ± 7 \dagger	< 0,01
GTMax 1	0,7 ± 0,4 \dagger	0,03 ± 0,04	< 0,001	2,1 ± 0,9 \dagger	0,2 ± 0,2	< 0,001
GTMax 2	1,9 ± 1,1 \dagger	0,05 ± 0,08	< 0,001	5,7 ± 2,5 \dagger	0,3 ± 0,5	< 0,001
GTMax 3	1,4 ± 0,9 \dagger	0,03 ± 0,06	< 0,001	4,4 ± 2,0 \dagger	0,2 ± 0,3	< 0,001
ILI	4,6 ± 2,4	40 ± 19 \dagger	< 0,01 \natural	15 ± 3	64 ± 25 \dagger	< 0,01 \natural
PSO	5,0 ± 2,7	44 ± 22 \dagger	< 0,01 \natural	16 ± 3	71 ± 29 \dagger	< 0,01 \natural
RF	1,3 ± 1,1	18 ± 13 \dagger	< 0,01	6,6 ± 4,0	55 ± 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 ± 8 \dagger	< 0,001	40 ± 10	103 ± 16 \dagger	< 0,001
Glat	4,9 ± 1,3	13 ± 2 \dagger	< 0,001	8,1 ± 2,0	22 ± 4 \dagger	< 0,001
SOL	40 ± 8	179 ± 16 \dagger	< 0,001	63 ± 10	299 ± 23 \dagger	< 0,001
TP	3,5 ± 2,1	16 ± 9	< 0,01 \natural	6,9 ± 6,4	50 ± 40 \dagger	< 0,01 \natural
TA	0,1 ± 0,1	0,01 ± 0,01	0,20	0,6 ± 0,6	0,1 ± 0,0	0,05

Em um primeiro momento consideramos $\eta_c = 0,15$ e $\eta_e = 0,35$ [75]. No entanto, durante o andar em ambiente terrestre observamos 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 ação excêntrica das fibras musculares, mas parte dessa energia 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,

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 \dagger é usado para indicar diferença significativa entre os ambientes ($p < 0,05$) e é colocado ao lado do maior valor. O sinal \ddagger 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	$1,0 \pm 0,4$	$9,9 \pm 1,3^\dagger$	$< 0,001$	$8,6 \pm 2,3$	$45 \pm 5^\dagger$	$< 0,001$
SMT	$0,2 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,2^\dagger$	$< 0,001$	$1,2 \pm 0,3$	$5,6 \pm 0,9^\dagger$	$< 0,001$
BFcl	$0,6 \pm 0,3$	$5,0 \pm 1,2^\dagger$	$< 0,001$	$4,7 \pm 1,7$	$25 \pm 6^\dagger$	$< 0,001$
BFcc	$2,7 \pm 1,0$	$5,2 \pm 0,9^\dagger$	$< 0,001$	$5,6 \pm 1,6$	$11 \pm 2^\dagger$	$< 0,001$
GTMax 1	$0,12 \pm 0,05$	$0,2 \pm 0,1^\dagger$	$< 0,01$	$0,7 \pm 0,3$	$1,2 \pm 0,7^\dagger$	0,02
GTMax 2	$0,2 \pm 0,1$	$0,4 \pm 0,3^\dagger$	0,02	$1,5 \pm 0,7$	$3,0 \pm 2,0^\dagger$	0,02
GTMax 3	$0,2 \pm 0,1$	$0,3 \pm 0,2^\dagger$	0,01	$1,1 \pm 0,6$	$2,3 \pm 1,5^\dagger$	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	$12 \pm 3^\dagger$	$7,7 \pm 2,7$	0,01	27 ± 5	30 ± 10	0,52
VM	$0,5 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,2$	0,13	$2,1 \pm 1,3$	$1,3 \pm 1,0$	0,15
VI	$0,6 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,2$	0,12	$2,3 \pm 1,4$	$1,5 \pm 1,1$	0,15
VL	$0,9 \pm 0,8$	$0,4 \pm 0,4$	0,10	$3,9 \pm 2,7$	$2,4 \pm 2,1$	0,15
Gmed	$0,6 \pm 0,2$	$1,0 \pm 0,5^\dagger$	0,03	$2,6 \pm 0,8$	$3,8 \pm 1,0^\dagger$	0,03
Glat	$0,3 \pm 0,1$	$0,4 \pm 0,2^\dagger$	0,04	$0,8 \pm 0,1$	$1,2 \pm 0,4^\dagger$	$< 0,01$
SOL	$0,2 \pm 0,1$	$0,2 \pm 0,1$	0,08 \ddagger	$1,3 \pm 0,5$	$6,0 \pm 3,1^\dagger$	$< 0,01$
TP	$0,5 \pm 0,1^\dagger$	$0,4 \pm 0,2$	$< 0,001$	$1,3 \pm 0,2$	$1,7 \pm 0,6^\dagger$	0,01
TA	$3,4 \pm 0,5$	$4,7 \pm 0,4^\dagger$	$< 0,001$	$5,5 \pm 1,2$	$9,8 \pm 1,2^\dagger$	$< 0,001$

diminuindo seu consumo energético. Ou seja, o tendão atua de modo a aumentar a eficiência da ação 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 freqüência da passada.

As magnitudes das forças musculares estimadas e, consequentemente, 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

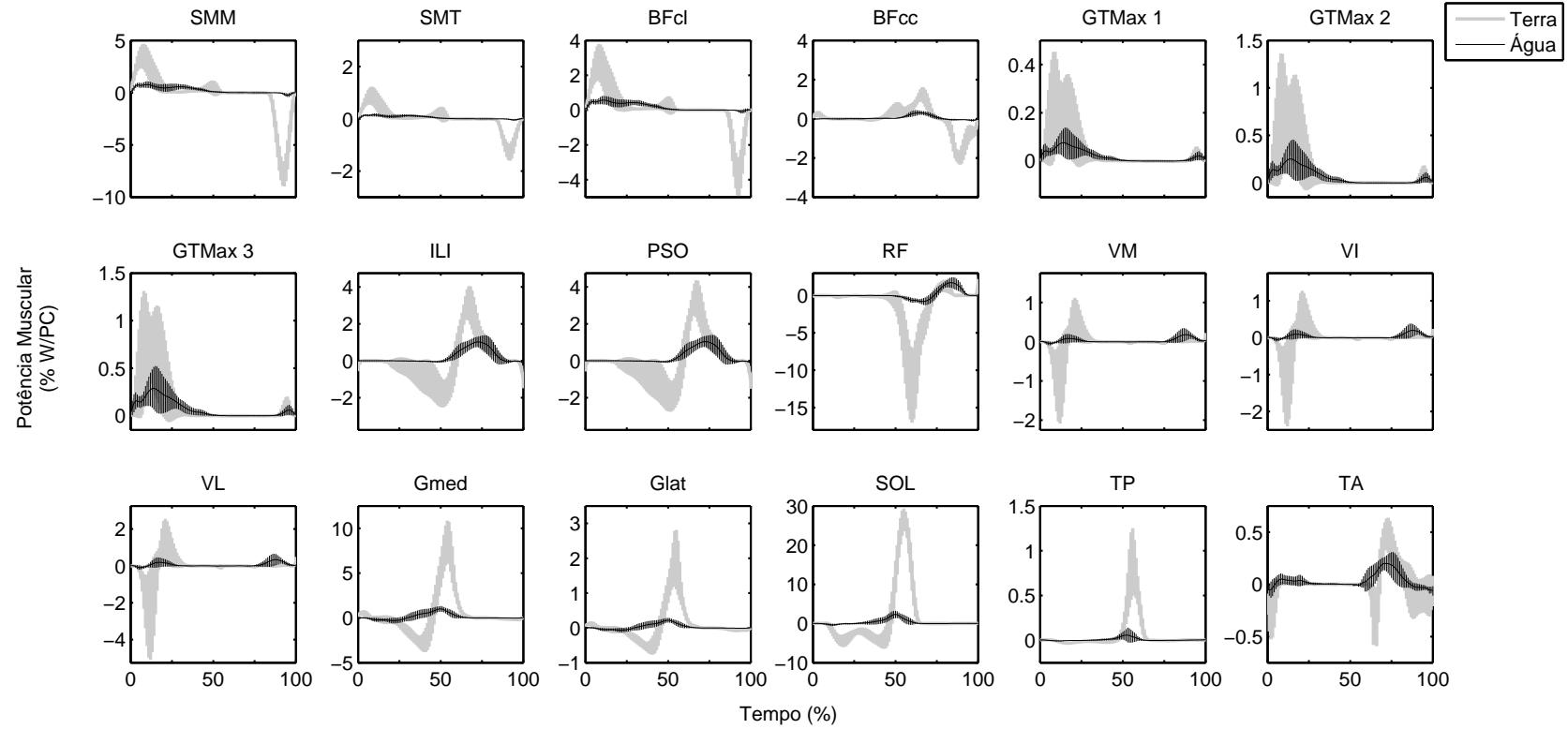


Figura 4.20: Média e desvio padrão entre os indivíduos para a potência muscular nos principais músculos flexores e extensores de tornozelo, joelho e quadril durante o andar em ambiente aquático e terrestre.

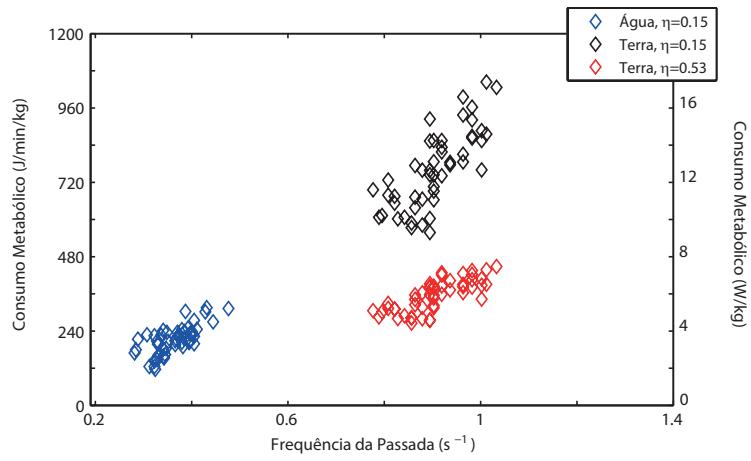


Figura 4.21: Consumo metabólico médio em uma passada, durante o andar em ambiente aquático e terrestre, em função da frequência da passada. Em ambiente terrestre o consumo metabólico foi estimado a partir de dois valores diferentes para eficiência da contração concêntrica.

de comprometer os resultados mais gerais, o que pode ser visto nos gráficos das figuras 4.22 e 4.23. Nesses gráficos, estão reportadas as forças musculares estimadas com a função custo da equação 4.3 para a potência 2 e a potência 3.

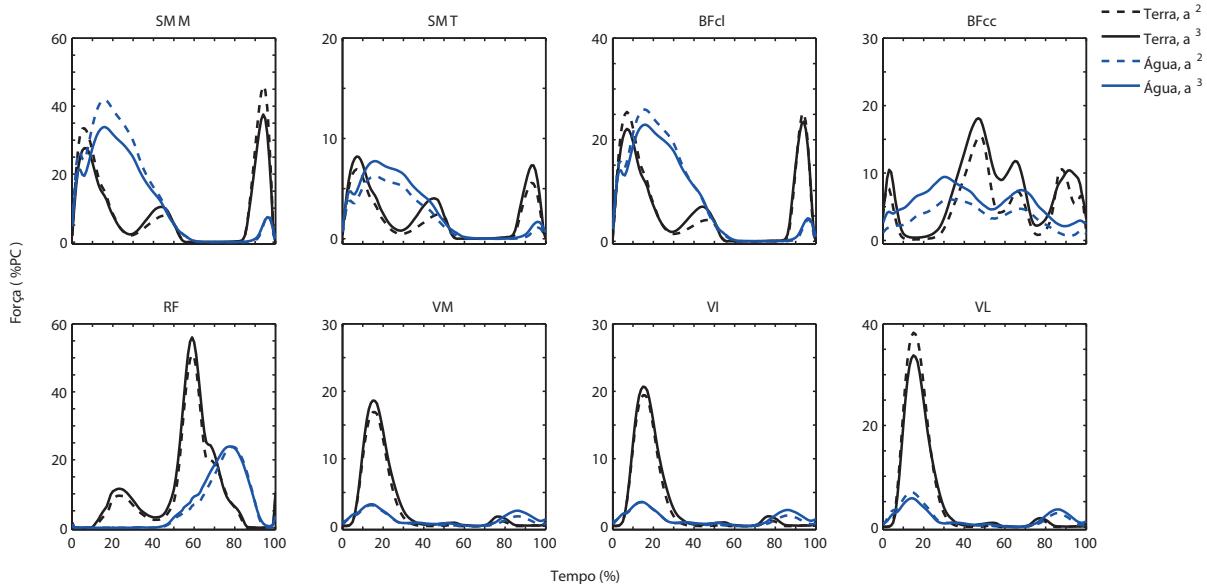


Figura 4.22: Média entre os indivíduos para as forças musculares nos isquiotibiais e no quadríceps femoral obtidas a partir da otimização de duas funções custos diferentes: a soma do nível de ativação ao quadrado (a^2) de todos os músculos modelados (linhas sólidas) e a soma do nível de ativação ao cubo (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.

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 $379 \pm 15 J/min/kg$ ($p < 0,001$).

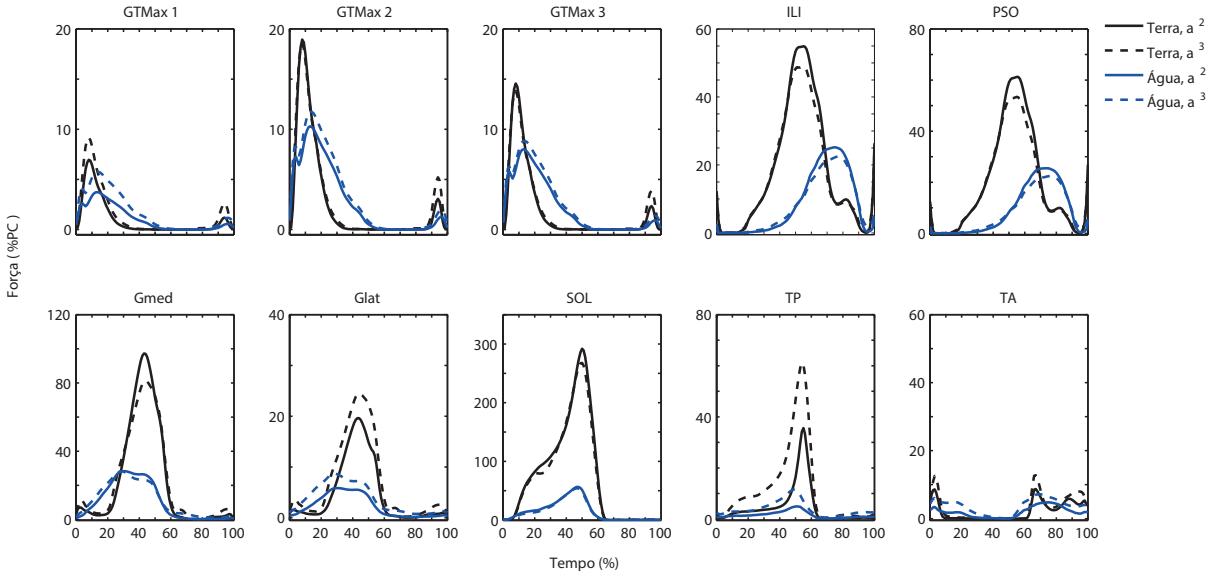


Figura 4.23: Média entre os indivíduos para as forças musculares nos flexores e extensores de tornozelo e quadril obtidas a partir da otimização de duas funções custos diferentes: a soma do nível de ativação ao quadrado (a^2) de todos os músculos modelados (linhas sólidas) e a soma do nível de ativação 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 as cargas a que estão sujeitos os músculos e as articulações do membro inferior durante o andar com velocidade confortável e profundidade de imersão ao nível do processo xifóide e compará-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) [62] com as ferramentas disponibilizadas pelo software OpenSim, versão 3.1. Com o auxílio do software, resolvemos o problema da 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 [7].

Como pode ser observado nos gráficos da figura 4.9, no qual comparamos nossos resultados para os deslocamentos articulares do tornozelo, joelho e quadril com os resultados de Orselli e Duarte [62], foi possível reproduzir, tanto para o andar em ambiente aquático quanto para o andar em ambiente terrestre, a cinemática reportada em [62], 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 [62] (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). 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. Esse procedimento é diferente dos processos de digitalização atualmente empregados, no qual o centróide do marcador é determinado automaticamente através de algoritmos de reconhecimento de padrão. O processo de digitalização manual dos marcadores, somado 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 corporal.

Uma grande variação na distância relativa entre os marcadores, 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 erros superiores aos limiares propostos pela equipe desenvolvedora do software OpenSim, para alguns dos marcadores. Os limites de erro recomendados são baseados em análises com marcadores de menor diâmetro e processos de digitalização automática, apesar disso, os erros para a grande maioria dos dados analisados ficaram dentro de limiares considerados aceitáveis.

O bom acordo entre a cinemática que desejávamos reproduzir e a cinemática alcançada também está refletido nos resultados obtidos para as forças e torques articulares resultantes nos dois ambientes. De maneira geral, os resultados de Orselli e Duarte [62] para as forças e torques articulares resultantes sobre as articulações do tornozelo, joelho e quadril também foram reproduzidos dentro do intervalo de confiança de um desvio padrão (figuras 4.10 e 4.11). As principais diferenças foram observadas na componente de cisalhamento das forças articulares resultantes sobre o tornozelo e sobre o quadril (figura 4.11) e, provavelmente, estão relacionadas às diferenças na definição dos eixos locais (longitudinal e anterior-posterior) do segmento distal

usadas nas duas análises.

O fato de conseguirmos reproduzir com o software OpenSim a cinemática e a cinética determinadas por Orselli e Duarte [62], garante que as forças musculares estimadas nesse estudo refletem a cinemática e a cinética articular tipicamente observadas durante o andar em ambiente aquático, à velocidade confortável e com nível de imersão na altura do processo xifóide [2, 13, 51], e durante o andar em ambiente terrestre, com velocidade confortável [13, 94, 95]. O padrão de ativação para os músculos VL, TA, GMed, BFcl, nos dois ambientes, e para o EE, em ambiente aquático, foram semelhantes aos padrões observados por Barela e colaboradores [13] através da medidas da atividade elétrica nesses músculos. Esses autores realizaram as medidas da atividade elétrica muscular em condições experimentais semelhantes às utilizadas na aquisição dos dados aqui analisados [62].

Comparando os resultados reportados nas figuras 4.12 e 4.13, podemos observar que as simulações para o andar em ambiente aquático apresentam uma melhor concordância com os resultados experimentais, tanto no período quanto no nível de ativação, em comparação com as simulações para o 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) em relação ao que se observa experimentalmente. Esse padrão também pode ser 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) [7], vemos que elas tem comportamentos semelhantes.

As estimativas de ativações para os músculos TFL e BFcc não concordam bem com o padrão de ativação descrito em [13] (os resultados para água concordam melhor do que os 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 no estudo descrito no capítulo 5 (ver seção 5.3.1, figura 5.6). Uma hipótese é que tal padrão esteja relacionado ao uso da otimização estática na estimativa das ativações musculares, já que ele também é observado em [7] quando a otimização estática é empregada 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 [10, 78, 94] quanto com os resultados de outras simulações [7, 53]. Nossos achados com relação ao padrão de ativação em ambiente aquático também são consistentes com a literatura para os músculos RF [17, 47], SOL [17, 50] e GTmax [52]. 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 [38], foram bem representadas em nossos resultados.

Assim como os níveis de ativação, as magnitudes das forças musculares (figuras de 4.16 a

4.19) e articulares (figura 4.15) em ambiente terrestre concordam com os valores encontrados na literatura [7, 31]. 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. Esses autores também utilizaram um modelo bi-dimensional de um membro inferior, no entanto, o modelo empregado incluía apenas 8 músculos: gluteo 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 ilíaco e o psoas. Nossas estimativas para as forças musculares no GTmax, SOL, TA e VM foram ligeiramente menores do que as reportadas por esses autores [2], já para os outros músculos, estiveram em bom acordo. 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 simulações usando modelos tridimensionais do corpo humano [7], 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 [63], o que explica o desempenho ligeiramente melhor do método na estimativa níveis de ativação em ambiente aquático em relação ao 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 devido a problemas com um dos equipamentos que seria usado na coleta de um novo conjunto de dados. O problema com o equipamento inviabilizou a aquisição de novos dados experimentais considerando as forças e os movimentos nas três dimensões do espaço. A abordagem bi-dimensional na análise do movimento em ambiente aquático ainda é a mais comum [2, 51] 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 estimativa das forças musculares durante o andar em ambiente aquático para diversos músculos do membro inferior e a primeira estimativa das forças de contato articular nesse ambiente. 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 em ambiente aquático é viável [60] 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 na cinética articular entre os 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, apesar da redução da velocidade de caminhada. 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 que o indivíduo gere um impulso horizontal em sentido oposto e de magnitude superior, ou igual, ao impulso da força de arrasto [13, 62]. Por isso, os torques internos resultantes sobre o tornozelo, o joelho e o quadril são diferentes nos dois ambientes.

Durante a fase de apoio em ambiente aquático há uma importante redução no pico de torque extensor sobre o tornozelo e sobre o joelho, mas não sobre o quadril [2, 51, 62]. Especificamente com relação ao joelho, durante a primeira metade da fase de apoio (entre 10% e 30% do ciclo), verifica-se a substituição do torque extensor por um torque flexor, cujo valor máximo é similar ao observado em ambiente terrestre [62]. Já durante a fase de balanço em ambiente aquático, nota-se que a magnitude do torque flexor sobre o quadril não difere demasiadamente das magnitudes observadas em ambiente terrestre [2, 62]. Além disso, para o joelho, o torque resultante durante a fase de balanço difere entre os ambientes tanto na magnitude quanto no sentido de aplicação: em ambiente aquático ele é predominantemente extensor, enquanto em ambiente terrestre se torna flexor a partir da segunda metade da fase de balanço.

Com base nesses resultados, nossas hipóteses para esse estudo eram de que as forças musculares desenvolvidas em ambiente aquático nem sempre seriam menores do que as forças desenvolvidas em ambiente terrestre, apesar da redução na velocidade do andar e da sustentação proporcionado pelo empuxo. Esperávamos que as magnitudes das forças musculares nos flexores e extensores do quadril seriam semelhantes nos dois ambientes; nos flexores de joelho, durante a fase de apoio, e nos extensores de joelho, durante a fase de balanço, seriam maiores em ambiente aquático; e nos extensores de tornozelo seriam 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. Nossos resultados indicam que, durante fases específicas do ciclo andar, as forças musculares geradas em água, nos principais flexores e extensores das articulações do membro inferior, podem ser superiores às forças geradas em terra em fases correspondentes do ciclo. No entanto, a máxima força gerada por cada músculo durante uma passada completa, não excede a máxima força gerada em ambiente terrestre.

Especificamente, as forças máximas desenvolvidas nos SMT, SMM e BFcl e GTmax durante a segunda metade fase de apoio são superiores às forças desenvolvidas em terra (tabela 4.4). Portanto, tanto os flexores de joelho quanto os extensores de quadril geram forças superiores durante o andar em ambiente aquático em comparação com períodos equivalentes do ciclo do andar em ambiente terrestre. Além disso, durante a primeira metade da fase de apoio, as forças médias desenvolvidas por cada um dos dois feixes do gastrocnêmio 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 produza forças superiores às produzidas em ambiente terrestre. Ou seja, até mesmo os extensores de tornozelo, 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. A força média gerada pelo RF, no entanto, 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. As forças médias nos músculos ILI e PSO também foram maiores em ambiente aquático (tabela 4.5). Sendo assim, podemos afirmar que, na fase de balanço em ambiente aquático, tanto os extensores de joelho quanto os flexores de quadril chegam a gerar forças superiores às forças geradas em períodos equivalentes da fase de balanço em ambiente terrestre.

O fato das forças médias desenvolvidas nos flexores de quadril e nos extensores de joelho na fase de balanço, serem maiores ou iguais às forças geradas em ambiente terrestre, deve-se à ação do empuxo e do arrasto. Durante o andar em ambiente terrestre, a flexão de quadril e a extensão de joelho acontecem, em grande parte, por inércia (quadril e joelho) e pela ação da força peso (joelho). Na água, o empuxo praticamente anula a ação da força peso e o arrasto desacelera a progressão do membro inferior, fazendo com que o movimento nessas articulações tenha que ser gerado ativamente pela ação muscular.

Essa hipótese é corroborada pelos resultados de Akiyama e colaboradores [2]. Os resultados reportados por esses autores indicam que, com o aumento da velocidade do andar, há um aumento na magnitude dos torques resultantes que atuam sobre o joelho e sobre o quadril na fase de balanço. Com base nos resultados de Akiyama e colaboradores [2] acreditamos que as magnitudes das forças no RF, ILI e PSO, na fase de balanço, devem depender da velocidade de caminhada. Durante o final da fase de balanço também observamos uma redução na ação dos músculos antagonistas e, consequentemente, na força desenvolvida por eles, já que o arrasto contribui para desacelerar a flexão de quadril e a extensão de joelho (ver figura 4.20).

A redução no torque resultante extensor sobre o tornozelo em ambiente aquático é explicada pela redução nos picos de força nos extensores de tornozelo. Esses músculos contribuem para a sustentação do peso corporal durante todo o apoio, acelerando e desacelerando o tronco verticalmente contra a ação da força gravitacional [57]. Portanto, a ação do empuxo, anulando parcialmente o efeito da força peso, faz com que sejam necessárias forças menores nos extensores

de tornozelo, para que executem a mesma função. Os resultados da literatura sobre o andar em ambiente aquático mostram que o torque extensor no tornozelo é sensível a alterações no peso aparente [52]. Portanto, as forças no Gmed, Glat, SOL e TP devem depender da profundidade de imersão.

Os extensores de tornozelo não atuam somente de modo a sustentar o peso corporal. Tanto o sóleo como o gastrocnêmio contribuem também para a progressão do movimento, acelerando o tronco anteriormente [26, 57]. Em ambiente terrestre, essa contribuição para propulsão parece ser mais significativa na segunda metade da fase de apoio [56]. Entretanto, para se locomover em ambiente aquático os músculos devem ser capazes de gerar um impulso horizontal maior ou igual ao impulso da força de arrasto para que o corpo consiga manter seu movimento anterior. Essa maior necessidade de propulsão em relação ao ambiente terrestre pode exigir que os extensores de tornozelo passem a contribuir antecipadamente para a aceleração anterior do centro de massa. Isso explica o fato do gastrocnêmio se manter ativo durante toda a primeira metade da fase de apoio em ambiente aquático (figura 4.19) e também sua ação concêntrica já no início da segunda metade do apoio, quando em terra esse comportamento é observado apenas no final dessa fase (figura 4.20).

A não redução das forças nos SMT, SMM e BFcl em ambiente aquático, também se relaciona com a maior necessidade em gerar propulsão anterior. Riley e colaboradores [72] 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. É provável que por causa da ação da força de arrasto, freando o movimento do tronco e dos membros inferiores, os extensores de quadril passem 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 geradaativamente pelos isquiotibiais e glúteo máximo.

Acreditamos que o aumento da velocidade de caminhada em ambiente aquático pode levar essas forças a serem superiores àquelas desenvolvidas em ambiente terrestre, uma vez que já foi mostrado que o aumento da velocidade de caminhada em ambiente aquático induz um aumento no torque flexor sobre o quadril [52]. Além disso, os resultados de Akiyama e colaboradores [2] indicam que, em água, há um aumento dos torques flexores sobre o joelho com o aumento da velocidade de caminhada, o que corrobora a hipótese de que a força nos isquiotibiais durante a fase de apoio, depende da velocidade de caminhada.

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, diminuindo 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 joelho, também gera forças similares às observadas em ambiente terrestre na primeira metade da fase de apoio (tabela 4.3). Esse resultado é intrigante pois apesar de todos os flexores de joelho estarem gerando força, há pouca ação dos extensores de joelho (co-contração) e, além disso, essa articulação 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.

Duas hipóteses foram levantadas para explicar esse resultado. A primeira 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. Se isso ocorresse, o BFcc teria 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 [8, 29]. A segunda hipótese é que a atuação dos flexores de joelho e dos extensores de quadril no início da fase de apoio, teria a função de impedir a flutuação do membro de apoio, causada pela ação do empuxo. Uma análise da contribuição individual do torque de cada músculo para o torque resultante em cada articulação poderá esclarecer melhor o papel dos flexores de joelho e extensores de quadril na marcha em ambiente aquático.

Nesse estudo, fomos capazes de estimar o consumo metabólico durante o andar em ambiente aquático a partir das estimativas das potências musculares mostradas na figura 4.20, usando a relação dada pela equação 4.11. Nossas estimativas para o consumo metabólico, usando os valores de eficiência das contrações concêntrica e excêntrica reportados em [75], nos permitiram obter resultados bastante próximos daqueles determinados experimentalmente por Kaneda e colaboradores [39]. O consumo metabólico medido por esses autores esteve entre $100J/min/kg$ e $400J/min/kg$, o que compreende a faixa de valores estimada por nós (ver 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 $360J/min/kg$ ($4 - 6W/kg$) [91]. Acreditamos que a discrepância entre nossas estimativas e os resultados da literatura para o andar em terra, mas não para o andar em água, se deva ao importante papel que os tendões tem no armazenamento e na reutilização de energia em ambiente terrestre [25, 33, 101], mas que parece não ter durante o andar em ambiente aquático.

Analizando os gráficos da figura 5.15 podemos notar que, durante o andar em ambiente terrestre, os músculos RF, VL, VM, VI, Gmed, Glat, SOL, ILI e PSO apresentam períodos de potência negativa seguidos de períodos de potência positiva. Esse comportamento é observado quando os músculos passam por um ciclo de alongamento-encurtamento. Na fase de

alongamento desse ciclo, trabalho externo é realizado sobre o músculo (ação excêntrica) e parte da energia é armazenada no tendão. Na fase seguinte, quando o tendão se encurta, a energia armazenada é devolvida. Dessa forma, parte do trabalho realizado pelo músculo durante a contração não requer consumo de energia metabólica, o que aumenta a eficiência da contração concêntrica [25, 33].

Para testar a hipótese de que os mecanismos de armazenamento e devolução de energia no tendão são importantes para a economia de energia em ambiente terrestre mas não em ambiente aquático, refizemos a estimativa do consumo metabólico usando um novo valor para a eficiência da contração concêntrica. Optamos por utilizar para η_c o valor que estimamos para a máxima eficiência mecânica do gastrocnêmio durante seu ciclo 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, como 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). Esses resultados, confirmam nossa hipótese de que os mecanismos de armazenamento e devolução de energia no tendão são importantes para a economia de energia durante o andar em ambiente terrestre.

Para o andar em ambiente aquático, não vemos nos gráficos de potência o comportamento característico de ciclos alongamento-encurtamento; ao contrário, vemos uma predominância da ação muscular concêntrica (potência muscular positiva) em relação à excêntrica (potência muscular negativa). Isso acontece pois a força de arrasto esta constantemente dissipando a energia cinética gerada pelos músculos, o que requer que os músculos forneçam energia cinética para as articulações continuamente para manter a progressão do movimento. Portanto, faz sentido que, para o andar em ambiente aquático, haja concordância entre as medidas experimentais do consumo metabólico e nossas estimativas supondo $\eta_c = 0.15$.

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 a de estimar o consumo metabólico necessário à realização da tarefa de maneira acurada, mas sim a de usar essas estimativas como uma maneira adicional de avaliar a qualidade dos resultados obtidos para as forças musculares. O fato das estimativas do consumo metabólico concordarem razoavelmente bem com valores experimentais é mais um fator indicativo de que obtivemos valores realistas para as forças musculares. Além disso esta análise ressaltou a importância dos mecanismos de armazenamento e devolução de energia, proporcionado pelos tendões, no consumo metabólico durante o andar em ambiente terrestre, e demonstrou que tais mecanismos não são utilizados em ambiente aquático.

As estimativas das forças musculares, utilizando métodos de otimização estática associados à solução inversa das equações do movimento, dependem da escolha da função custo a ser otimizada (figura 4.22 e 4.23). As duas funções custo analisadas nesse estudo são as tipicamente utilizadas no estudo da marcha humana [1, 7]. 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 de maneira importante. Sendo assim, as conclusões obtidas neste estudo, usando um método de otimização estática que teve como critério de otimização a função custo da equação 4.3, para a qual assumimos $p = 2$, não devem mudar caso seja escolhido $p = 3$.

Apesar disso, as estimativas de consumo metabólico feitas considerando as forças musculares obtidas com a função custo da 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 o critério adotado deve ser igual em ambiente aquático e terrestre, ainda não é claro. Apenas estudos com caráter mais preditivo, envolvendo simulações 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 à 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 valores obtidos por Orselli e Duarte (2011) [62] para as forças de arrasto durante uma passada, acreditamos que os resultados obtidos para a fase de apoio sejam poucos sensíveis a pequenas variações nas estimativas do empuxo e da força de arrasto. Já os resultados para a fase de balanço, esperamos que sejam mais afetados.

Nossa estimativa da força de arrasto foi feita utilizando um único valor para o coeficiente de arrasto (equação 4.5), mesmo sabendo esse valor deve variar entre os diferentes segmentos corporais. O valor escolhido se trata de um valor intermediário dentre aqueles utilizados em outros estudos [14, 58, 69]. O impulso da força de arrasto, estimada dessa maneira, se correlaciona satisfatoriamente com o impulso da componente horizontal da força de reação do solo [62]. Esse resultado nos leva a acreditar que esta seja uma estimativa adequada para as forças de arrasto que atuam nos segmentos corporais. 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 o emprego de valores de coeficiente de arrasto específicos para cada segmento corporal, assim como, acrescentar ao modelo termos que descrevam os efeitos não-iniciais do escoamento.

Nesse estudo, optamos por comparar o andar confortável em ambiente aquático com o andar confortável em ambiente terrestre. Nessa situação, a velocidade adotada em ambiente aquático é aproximadamente 2,7 vezes menor do que a velocidade adotada em ambiente terrestre. A

diferença de velocidade nos dois ambientes certamente tem um papel importante nas diferenças que observamos para as forças musculares e articulares. No entanto, o andar confortável em ambiente aquático é uma tarefa comumente empregada em reabilitação para re-introduzir o andar confortável em ambiente terrestre em indivíduos com lesões em músculos, ligamentos e articulações do membro inferior, o que justifica a análise realizada. Adicionalmente, pedir aos indivíduos que caminhassem com uma velocidade aproximadamente três vezes menor em ambiente terrestre faria com que adotassem um padrão cinemático distante do padrão naturalmente empregado por eles ao caminhar.

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. No entanto, esses resultados devem depender da velocidade de caminhada e da profundidade de imersão. Para o andar com velocidade confortável e profundidade de imersão na altura do processo xifóide, 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. Nessas condições, vimos também 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 os flexores e extensores de joelho e quadril podem ser beneficiados em programas de fortalecimento muscular em ambiente aquático, por outro indicam que deve-se tomar especial cuidado com relação a cargas excessivas sobre as articulações. Apesar de nossos resultados indicarem que, de maneira geral, há uma redução nas forças de contato articular, observamos que a máxima força compressiva sobre o quadril, durante a primeira metade da fase de apoio, e máxima força 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 transverso também devem ajudar a compreender melhor a carga sobre os músculos responsáveis pela manutenção da postura.

4.5 Conclusão

Os resultados apresentados nesse estudo se tratam da primeira estimativa das forças musculares para diversos músculos do membro inferior, assim como para a força de contato articular no ambiente aquático. Foi possível obter estimativas razoáveis para essas forças 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. Segundo nossos resultados, durante o andar com velocidade confortável em ambiente aquático, nem sempre as forças musculares geradas nos flexores de joelho e nos extensores de quadril serão menores em relação ao ambiente terrestre, apesar da redução da velocidade de caminhada e da sustentação do peso corporal promovida pelo empuxo.

Se por um lado esses resultados indicam que tais músculos 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 da profundidade de imersão, para que a articulação do quadril e do joelho não sejam sobrecarregadas. Isso porque, apesar de, no geral, haver uma redução nas forças de contato articular, a força compressiva sobre o quadril, na primeira metade da fase de apoio, e a força de cisalhamento sobre o joelho, na fase de balanço, tem magnitudes semelhantes em terra e em água. 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, compartilham o tendão de Aquiles (TAq) em sua extremidade distal. O gastrocnemio 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 femur. Por causa da localização da inserção proximal desses dois feixes, o gastrocnêmio é um músculo biarticular e, em uma análise anatômica, atua como 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 extensor de tornozelo [23]. 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 [85].

Os extensores de tornozelo, em especial os músculos do triceps sural, desempenham um importante papel na manutenção de um padrão de marcha saudável (marcha normal). Goldberg e Neptune [28] 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 [10] e, durante a marcha,

contribuem significativamente para o suporte (aceleração vertical do centro de massa) e para o controle da progressão (aceleração horizontal) corporal [57, 26]. Uma redução de força simultânea nesses dois músculos (em até 30%) pode implicar na diminuição da potência articular na fase de impulsão (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 [28].

Inúmeros estudos apontam a diminuição de força nos extensores de tornozelo como um dos fatores determinantes para explicar as alterações observadas na marcha da população idosa [22]. 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 [11, 37]. 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, tanto no andar [37, 22] quanto na corrida [27]. Outras diferenças observadas na marcha de adultos e idosos são: um aumento do consumo metabólico e um aumento no nível de co-contração muscular em relação aos adultos [34, 49, 66].

A "fraqueza" nos extensores de tornozelo, 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 [22]. Um resultado contraditório, no entanto, é o fato da diminuição na potência articular do tornozelo no final da fase de apoio, que é observada em idosos, nem sempre ser acompanhada por uma redução no pico de torque extensor nessa articulação [30, 27]. Isso indica que idosos podem ser capazes de gerar o máximo torque extensor necessário para se locomover tanto caminhando quanto correndo, sem, no entanto, gerar a mesma 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 executar o movimento da mesma maneira que um adulto [22, 71].

Com o envelhecimento os músculos esqueléticos estão sujeitos a atrofia e a um 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 produzir [55, 67, 87]. Adicionalmente, os tendões sofrem alterações nas suas características viscoelásticas [46, 87], o que pode comprometer não só os mecanismos de armazenamento e utilização de energia durante a marcha [45, 101], mas também afetar a magnitude da resistência passiva oferecida ao movimento articular [76].

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 [53, 87] 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 [34] e/ou com a mesma velocidade que os adultos [71]. 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 músculos do triceps sural. Salsich e Muller [76], avaliaram a força geradaativamente e passivamente pelos extensores de tornozelo em adultos neuropatas, diabéticos e saudáveis e correlacionaram essas medidas 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 [33]. 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 [25, 33].

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 [25, 101]. Durante a fase de alongamento desses ciclos, o trabalho externo realizado sobre o músculo pode ser armazenado em forma de energia elástica no tendão, que é re-utilizada posteriormente na fase de encurtamento, quando o músculo realiza trabalho. Durante a fase de alongamento, apenas uma fração da energia fornecida ao músculo-tendão pode ser armazenada em forma de energia elástica. A fração restante é dissipada pela extensão ativa do elemento contrátil (ação excêntrica), o que requer um certo consumo metabólico. 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 (ação concêntrica), contribuindo, novamente, para a diminuição do consumo metabólico. Ettema [25] mostrou que a rigidez do tendão pode afetar a potência desenvolvida pela unidade músculo-tendão, bem como seu consumo metabólico, 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 [35, 101]. Durante a fase de apoio da marcha os músculos sóleo e gastrocnêmio passam por um ciclo de AE que se inicia no final da primeira fase de apoio duplo e perdura por toda a fase de apoio da marcha) [35]. A energia armazenada no tendão de Aquiles durante a fase de alongamento,

que ocorre durante todo apoio simples, é devolvida durante a fase de impulsão. Ishikawa e colaboradores [35] mostraram que a potência total desenvolvida pelo sóleo durante a fase de impulsão 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. A tensão gerada no tendão também permite que as fibras do sóleo e gastrocnêmio se contraiam com velocidades mais favoráveis à produção de potência [43], além de atrasar o início da produção de força pelo elemento contrátil, concentrando a "devolução" da energia cinética durante a fase de impulsão [101]. Ou seja, a atuação do tendão é capaz de tornar mais eficiente o trabalho do 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 [44, 45] 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 consumo metabólico necessário para a produção de força no gatrocnêmio [44].

Em resumo, os resultados acima apresentados sugerem que alterações no nível de complacência do tendão podem implicar em alterações na velocidade da marcha [76], no início e na duração da ativação muscular [25], nos mecanismos de geração de força ativa e produção de potência pelos músculos do triceps sural durante a fase de impulsão da marcha [101] e no consumo metabólico dos músculos [25, 44, 45]. Isso indica que o aumento na complacência do TAq pode ter um papel fundamental no entendimento das alterações da biomecânica da marcha de idosos. Apesar disso, ainda há poucos estudos que avaliaram sistematicamente os efeitos de alterações nas propriedades elásticas do tendão de Aquiles na dinâmica de produção de força pelos músculos do triceps sural durante a marcha. Ademais, pouco enfoque é dado à maneira com que tais 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 da população idosa.

5.2 Materiais e Métodos

Com o objetivo de compreender a influência do nível de complacência do tendão de Aquiles na mecânica e no consumo energético dos músculos do triceps sural, realizamos simulações do andar humano utilizando os princípios e ferramentas já descritos nos capítulos 3 e 4. Para tanto, incluímos em nosso modelo as equações que regem a dinâmica de ativação (equação 3.11) e contração muscular (equações 3.5, 3.8 e 3.9), o que possibilita a simulação do comportamento mecânico tanto das fibras musculares (elemento contrátil) dos músculos gastrocnêmio e sóleo quanto dos seus respectivos feixes do tendão de Aquiles (elasticidade em série). As estimativas dos níveis de ativação e das forças musculares foram realizadas solucionando-se de maneira direta a equação do movimento para esse sistema (equação 3.3) e aplicando o algoritmo conhecido por Computed Muscle Control (CMC) [88, 89] (ver seção 5.2.2). Todas as simulações foram realizadas com o emprego das ferramentas disponíveis no software OpenSim 3.1 [19].

Os dados experimentais utilizados nesse estudos foram adquiridos por outros pesquisadores (ver [36]), os quais utilizaram um sistema opto-eletrônico de análise do movimento humano e uma esteira instrumentada (esteira ergométrica com uma plataforma de força embutida) nessa aquisição. Esses dados experimentais foram previamente processados pela equipe desenvolvedora do software OpenSim (conforme detalhado na seção 5.2.3) e disponibilizados publicamente para uso em um dos tutoriais que visam introduzir as ferramentas disponíveis no software (ver *Examples and Tutorial, Introductory Examples, Simulation-Based Design to Reduce Metabolic Cost* em [4]). O modelo computacional do corpo humano que empregamos nesse estudo foi elaborado pela mesma equipe para ser utilizado com o referido tutorial. Esse modelo inclui os dois membros inferiores (segmentados em pés, pernas e coxas), a pelve e o tronco, além de 18 músculos do tipo Hill (apenas os principais músculos responsáveis pela flexão e extensão das articulações dos membros inferiores). A configuração espacial desse modelo pode ser determinada por dez graus de liberdade (os sete graus de liberdade já mencionados em 4.2 e outros três correspondentes aos ângulos de flexão-extensão das articulações do membro inferior esquerdo), como descrito na seção 5.2.1.

Nesse modelo modificamos sistematicamente o parâmetro que define a rigidez do tendão nos músculos gastrocnêmio e sóleo, com a finalidade de representar os diversos níveis de complacência do tendão de Aquiles (seção 5.2.1). Para cada nível de complacência considerado, simulamos o comportamento mecânico da unidade músculo-tendão e o consumo energético específico dos músculos gastrocnêmio e sóleo usando sempre os mesmos dados experimentais. Análises de regressão foram empregadas para descrever, qualitativamente e quantitativamente, o efeito do nível de complacência do TAq nas variáveis de interesse (seção 5.2.4). Os materiais e métodos empregados em cada uma das etapas mencionadas estão detalhados nas subseções que se seguem.

5.2.1 O modelo do corpo humano

O modelo do corpo humano que empregamos nesse estudo trata-se de uma versão simplificada do modelo com 23 graus de liberdade e 92 músculos do tipo Hill (modelo Gait2392) desenvolvido por Darryl G. Thelen, Ajay Seth, Frank C. Anderson e Scott L. Delp [6, 21] e descrito na seção 4.2.1. As simplificações, que incluem a redução do número de graus de liberdade e de músculos, foram realizadas por Frank C. Anderson com a finalidade de possibilitar a realização de simulações em um tempo reduzido [4]. Com relação ao número de graus de liberdade, as modificações foram: a exclusão de 3 graus de liberdade no movimento da pelve, mantendo somente os movimentos de translação no plano sagital e de inclinação anterior-posterior; a redução do número de graus de liberdade nas articulações do quadril e costas modelando-as por articulações do tipo dobradiça ao invés de bola-soquete, o que limita os movimentos somente à flexão e à extensão; remoção dos graus de liberdade das articulações subtalar e metatarsofalangeana, considerando-as rígidas.

Os seguintes músculos do membro inferior (em ambos os lados) foram representados no modelo: o glúteo máximo, que foi modelado por um único feixe; um único músculo representando a ação conjunta dos bi-articulares semitendíneo, semimembranoso e a cabeça longa do biceps femoral (músculos isquiotibiais); a cabeça curta do biceps femoral (músculo biceps femoral); um único músculo representando a ação conjunta dos músculos ilíaco e psoas (músculo iliopsoas); o reto femoral; um único músculo representando a ação conjunta dos vastos medial, lateral e intermédio (músculo vasto); um único músculo representando a ação conjunta dos músculos gastrocnêmios lateral e medial (músculo gastrocnêmio); o sóleo; o tibial anterior, que representou todos os flexores de tornozelo. A linha de ação dos isquiotibiais foi definida pela linha de ação da cabeça longa do biceps, a do vasto, pela linha de ação do vasto intermédio, a do gastrocnêmio pela linha de ação do gastrocnêmio medial e o a do glúteo máximo pelo feixe de número 2, tais como no modelo Gait2392 [21]. Portanto, o triceps sural, grupo muscular de interesse em nosso estudo, foi modelado por dois músculos do tipo Hill, um representando o sóleo e outro representando os dois feixes do gastrocnêmio. O tendão de Aquiles foi representado por dois feixes independentes.

Para que o modelo simplificado fosse capaz de gerar forças equivalentes às forças geradas pelo modelo Gait2392, foi necessário aumentar em todos os músculos o valor de F_M^o , parâmetro usado nas equações 3.5, 3.6 e 3.9. A relação entre força, comprimento e velocidade de contração para as fibras musculares (equação 3.5) e a relação entre força e deformação para os tendões (equação 3.6), foram definidas como em [87]. Nesse estudo a relação força-deformação para o tendão é dada pela equação 5.1, na qual a força de restituição elástica varia de maneira não linear (nl) no intervalo de deformação $0 < \epsilon_T \leq \epsilon_T^{nl}$ e de maneira linear (lin) para $\epsilon_T > \epsilon_T^{nl}$.

$$f_T(\epsilon_T) = \begin{cases} \frac{f_T^{nl}}{e^{k^{nl}} - 1} (e^{k^{nl}\epsilon_T/\epsilon_T^{nl}} - 1) & \text{se } \epsilon_T \leq \epsilon_T^{nl} \\ k^{lin}(\epsilon_T - \epsilon_T^{nl}) + f_T^{nl} & \text{se } \epsilon_T > \epsilon_T^{nl} \end{cases} \quad (5.1)$$

Na equação 5.1, k^{nl} e k^{lin} são fatores que definem a taxa de crescimento da curva na região não-linear e linear respectivamente ($k^{nl} = 3$) e f_T^{nl} é a força, normalizada por F_M^o , na transição entre as regiões de comportamento não-linear e linear ($f_T^{nl} = f_T^{nl}(\epsilon_T^{nl})$). Para garantir a continuidade da curva na região de transição $\epsilon_T^{nl} = 0,609\epsilon_0$ e $k^{lin} = 1,712/\epsilon_0$, onde ϵ_0 é a deformação do tendão sob a ação de uma força igual a F_M^o , isto é, $\epsilon_T = \epsilon_0$ quando $f_T = 1$.

A deformação do tendão sob máxima força isométrica, ϵ_0 , define, portanto, as características de rigidez do tendão. Quanto maior ϵ_0 mais complacente (menos rígido) é o tendão, ou seja, menor o valor de k^{lin} e maior a região de deformação não-linear. Para todos os músculos do modelo definiu-se $\epsilon_0 = 3,3\%$, o que indica que sob a ação da máxima força isométrica que um músculo i do modelo é capaz de gerar ativamente, F_{Mi}^o , seu tendão deforma-se 3,3% em relação ao seu comprimento de repouso, L_{Ti}^0 [98].

Possivelmente como parte das modificações realizadas para permitir que esse modelo simplificado gerasse forças equivalentes ao modelo Gait2392, definiu-se para o gastrocnêmio $l^o = 0,09m$ e $L_T^0 = 0,36m$, valores respectivamente superior e inferior aos definidos no modelo original. Como esses valores se distanciam dos valores fisiológicos reportados na literatura tanto para o gastrocnêmio medial quanto para o lateral [9], redefinimos esses parâmetros usando os valores do modelo Gait2392, $l^o = 0,06m$ e $L_T^0 = 0,39m$.

Visando apenas melhorar o desempenho do algoritmo CMC, também acrescentamos um amortecedor ideal a cada articulação do tornozelo. A força gerada nesses amortecedores é proporcional ao quadrado da velocidade angular da articulação no plano sagital e tem sentido oposto ao movimento. Definimos a constante de proporcionalidade dessa relação ($\eta = 0,2$) de modo que os torques gerados pelo amortecedor fossem muito menores ($\ll 5\%$) do que os torques no tornozelo.

Devido à pequena inércia do segmento pé as trajetórias para a articulação do tornozelo estimadas a partir da dinâmica direta são mais sensíveis aos erros nas estimativas das forças musculares em comparação com os outros segmentos do modelo, o que pode levar a simulação a divergir (ver seção 5.2.2). O amortecedor entra no modelo, portanto, como um artifício matemático para dificultar que essa divergência ocorra, já que grandes variações na posição articular levam a um aumento excessivo na sua velocidade e, consequentemente, num aumento no torque gerado pelo amortecedor em oposição a esse movimento.

5.2.2 A ferramenta Computed Muscle Control do software OpenSim

A ferramenta Computed Muscle Control do software OpenSim foi empregada na solução do problema da determinação das forças musculares geradas pelo triceps sural durante o andar.

Essa ferramenta implementa o algoritmo descrito em [88], diferindo apenas com relação à função custo utilizada na etapa de otimização estática desse algoritmo [4]. O emprego do CMC na solução de nosso problema visou obter as excitações musculares que levam os segmentos do modelo mecânico do corpo humano a executar um conjunto de trajetórias prescritas, as quais foram determinadas através de dados experimentais do movimento de um voluntário (ver seção 5.2.3).

Conhecendo o estado do modelo em um instante t do movimento ($a_i(t)$ e $l_i(t)$, para cada um dos i músculos representados, e $q_j(t)$ e $\dot{q}_j(t)$, para cada uma das j coordenadas generalizadas que representam os seus graus de liberdade) e aplicando o CMC, é possível se determinar um conjunto de excitações musculares u_i que levam o modelo de sua configuração instantânea $q_j(t)$ à configuração $q_j(t + \delta t)$ que mais se aproxima do valor desejado $q_j^{exp}(t + \delta t)$. Os valores de u_i encontrados são mantidos constante na equação 3.11, para que ela possa ser integrada numericamente de t a $t + \delta t$, junto com as equações 3.9 e 3.3. Isso permite que seja determinado o estado do modelo no instante seguinte $t + \delta t$ e, consequentemente, as i forças musculares que levaram-no a esse novo estado. As variáveis que definem o estado do modelo em $t + \delta t$ são usadas em uma etapa seguinte como condição inicial para simular o estado do modelo em um instante posterior. Para simular o movimento completo, esse procedimento deve ser repetido para todo o intervalo de tempo de interesse.

São necessárias três etapas para que se determine o estado do modelo no instante $t + \delta t$. Na primeira etapa, a lei de controle proporcional dada pela equação 5.2 é utilizada para se definir a configuração do modelo que se deseja alcançar.

$$\ddot{q}_j^{des}(t + \delta t) = \ddot{q}_j^{exp}(t + \delta t) + k_{vj}(\dot{q}_j^{exp}(t) - \dot{q}_j(t)) + k_{pj}(q_j^{exp}(t) - q_j(t)) \quad (5.2)$$

Para isso é necessário que sejam conhecidos os valores experimentais para as posições, velocidade e acelerações generalizadas e a configuração instantânea do modelo. Nesse problema k_{vj} e k_{pj} são ganhos de "feedback" para os erros das velocidades e das posições generalizadas. Se escolhidos de modo que $k_{vj} = 2\sqrt{k_{pj}}$, esses ganhos fazem com que os erros nas estimativas das acelerações decaiam de maneira criticamente amortecida [89]. Paralelamente, as equações 3.9 e 3.11 são integradas numericamente no tempo, de t a $t + \delta t$, para uma série de valores de u_i variando entre 0 e 1. Desse procedimento, obtém-se a máxima e a mínima força que cada um dos i músculos representados no modelo podem gerar no instante $t + \delta t$. Para isso, os comprimentos de cada um dos músculos no intervalo de tempo de t a $t + \delta t$ são determinados a partir de q_j^{exp} [88].

Na segunda etapa, um problema de otimização estática é solucionado com o objetivo de se encontrar o conjunto de forças musculares $F_{M_i}^*(t + \delta t)$, limitados pelos valores máximos e mínimos determinados na etapa anterior, que geram uma aceleração $\ddot{q}_j^*(t + \delta t) = \ddot{q}_j^{des}(t + \delta t)$ ao serem substituídos nas equações da dinâmica do sistema. Nesse problema de otimização

estática, a função custo dada pela equação 5.3 é minimizada, respeitando-se as restrições de que $C_j = 0$ nas n equações de vínculo, representadas através da equação 5.4.

$$J = \sum_{i=1}^m a_i^*(t + \delta t)^2 \quad (5.3)$$

$$\omega_j(\ddot{q}_j^{des}(t + \delta t) - \ddot{q}_j^*(t + \delta t)) = C_j \quad (5.4)$$

No OpenSim essa formulação do problema de otimização estática é conhecida por "fast target"[4]. Uma outra opção de formulação é disponibilizada pela ferramenta CMC, no entanto, optamos pelo "fast target" por apresentar melhores resultados com relação à adequação entre a cinemática simulada e a experimental [4]. Nessa formulação, é mandatório que a condição $C_j = 0$ na equação 5.4 seja obedecida para as n coordenadas generalizadas, considerando-se a tolerância do otimizador, para que se possa obter uma solução para o problema de otimização estática. Caso não seja possível satisfazer as condições impostas, a simulação é interrompida. Portanto, é necessário que os músculos representados no modelo sejam capazes de gerar forças suficientes para seguir as trajetórias prescritas.

Um artifício para que a simulação não seja interrompida - o que permite que os resultados possam ser avaliados mesmo quando incoerentes - é acrescentar atuadores reservas às coordenadas generalizadas que descrevem as articulações do modelo. Esses atuadores tem a capacidade de gerar uma força "extra" caso os músculos, somente, não sejam capazes de gerar a força necessária para seguir a trajetória desejada. Na ausência de problemas com o modelo, espera-se que os torques gerados pelos atuadores reservas sejam muito inferiores aos torques resultantes naquela articulação. Assim, os valores de forças e torques nos atuadores reservas servem de parâmetro para avaliar a qualidade da simulação.

Na terceira, e última, etapa, os resultados obtidos com a solução do problema de otimização estática são utilizados na determinação das excitações $u_i(t)$ que, ao serem substituídos nas equações da dinâmica de contração e ativação de cada músculo i , produzem as forças $F_{M_i}^*(t + \delta t)$. O * nas variáveis $F_{M_i}^*$, \ddot{q}_j^* e a_i^* visa diferenciar-as de F_{M_i} , \ddot{q}_j e a_i , que são os valores finais para essas variáveis. Os valores finais são obtidos quando u_i é usado em 3.11 para solucionar, de maneira direta, as equações da dinâmica do sistema (integrando-as no tempo de t a $t + \delta t$).

5.2.3 Simulação da dinâmica de contração muscular e consumo energético para os músculos do triceps sural

Para descrever a dinâmica de contração muscular e o consumo energético nos músculos do triceps sural durante a marcha, utilizamos dados experimentais da cinemática dos segmentos corporais e da força de reação do solo que atua no corpo humano durante a execução desse movimento. Os dados foram obtidos da análise da marcha de um único adulto saudável (homem,

1,8m de altura, 75kg de massa), andando com velocidade confortável, 1,2m/s, em uma esteira ergométrica. Esses dados foram adquiridos e pré processados por outros pesquisadores de acordo com os procedimentos descritos em detalhes no trabalho de John e colaboradores [36].

De maneira resumida: marcadores retro-reflexivos foram posicionados sobre o corpo do indivíduo e a posição desses marcadores no espaço foi determinada utilizando-se um sistema opto-eletrônico de análise do movimento humano, composto por seis câmeras (Motion Analysis Corporation, CA, EUA; frequência de aquisição 60Hz). A força de reação do solo foi medida simultaneamente usando-se plataformas de forças em uma esteira ergométrica instrumentada. Essa esteira é composta por dois cintos que operam individualmente e por duas plataformas de força, uma sob cada cinto (Bertec Corporation, OH, EUA; frequência de aquisição 600Hz).

A posição dos marcadores retro-reflexivos foram capturadas em duas situações diferentes: com o indivíduo parado em pé, com os braços abertos (postura estática) e com o indivíduo andando na esteira. Quarenta e nove marcadores foram utilizados para definir a posição do corpo do indivíduo no espaço enquanto ele permaneceu na postura estática e 41, para determinar a posição do corpo durante a realização da tarefa dinâmica. A posição dos marcadores adquiridas com o indivíduo em postura estática foi utilizada no escalonamento do modelo descrito na seção 5.2.1. Na etapa de escalonamento foram utilizados procedimentos similares aos reportados na seção 4.2.3.

O procedimento inicial consistiu na solução do problema da cinemática inversa usando os dados experimentais do movimento (seção 4.2.3). O período analisado correspondeu ao período de quatro passos executados pelo indivíduo. Em seguida, aplicou-se um algoritmo de redução de resíduos (RRA, Residual Reduction Algorithm) [19] à solução obtida da cinemática inversa, visando garantir a consistência entre as acelerações generalizadas (\ddot{q}_j), obtidas através da solução do problema de cinemática inversa, e as forças e momentos externos medidos (ver equação 5.5).

$$\vec{F}_{ext} + \vec{F}_{res} = m_{total} \vec{a}_{CM} \quad (5.5)$$

A redução de resíduos tem como objetivo reduzir os valores das forças residuais (\vec{F}_{res}) na equação 5.5 que deveria ser nula na ausência de erros experimentais e de modelamento. O RRA envolve a solução de um problema de controle proporcional para determinar novas trajetórias para as coordenadas generalizadas (ligeiramente diferentes das iniciais) que reduzam o valor de \vec{F}_{res} necessário para tornar consistente a igualdade expressa na 5.5. Uma descrição detalhada para esse algoritmo é reportada no trabalho de Anderson e colaboradores (ver [5]).

Na figura 5.1 estão destacados em azul os procedimentos reportados acima, bem como as ferramentas do software OpenSim empregadas nas etapas que foram realizadas por membros da equipe desenvolvedora do software OpenSim. As análises realizadas por nós partiram, portanto, do modelo previamente escalonado e das trajetórias das coordenadas generalizadas obtidas após

o tratamento de redução de resíduo. Essas etapas estão sinalizadas em vermelho na figura 5.1.

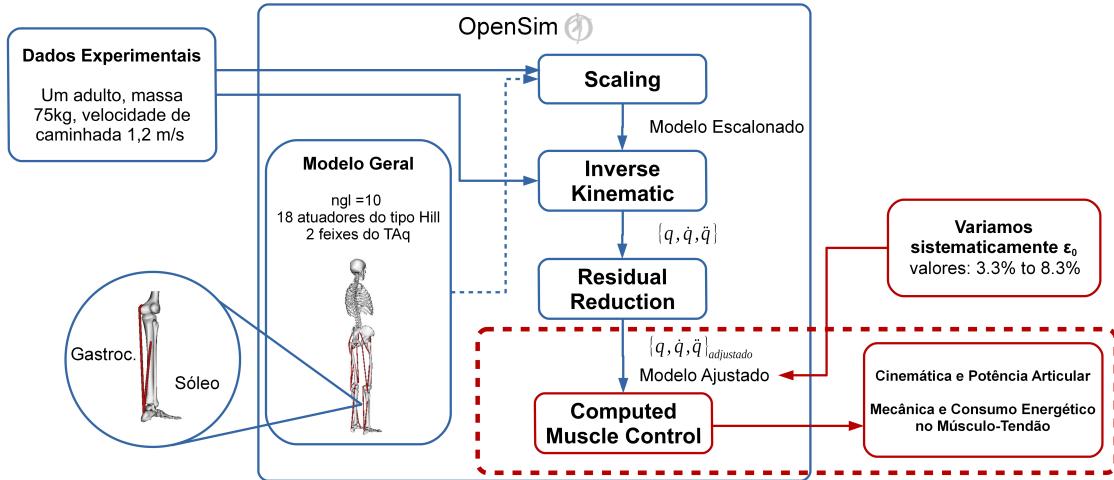


Figura 5.1: Fluxograma indicando os procedimentos utilizados para simular a mecânica e o consumo energético dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar. Os dados experimentais foram adquiridos, pré processados e disponibilizados para uso pela equipe desenvolvedora do software OpenSim (etapas em 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 *Computed Muscle Control* do OpenSim para simular o comportamento das fibras e do tendão desses músculos (etapas em vermelho).

Inicialmente, modificamos o modelo escalonado conforme descrito na seção 5.2.1. Em seguida, variamos sistematicamente o valor de ϵ_0 nos músculos sóleo e gastrocnêmio (equação 5.1), de modo a representar diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles. Para cada valor de ϵ_0 , utilizamos o algoritmo CMC (seção 5.2.2) na simulação da dinâmica de contração e do consumo metabólico dos músculos do triceps sural durante uma passada. Para tanto, identificamos dentro do conjunto de dados disponíveis, uma passada iniciada com o pé direito, através da componente vertical da força de reação do solo.

As simulações foram realizadas para um intervalo de tempo superior ao período da passada: no mínimo 0,14s antes do contato inicial do calcanhar direito e 0,05s após o contato final desse mesmo calcanhar. Para cada nível de complacência selecionado, repetimos as simulações para dois instantes iniciais diferentes (0,15s e 0,14s antes do contato inicial do calcanhar direito), mantendo fixo o tempo total do movimento analisado em 1,4s. Para cada condição inicial, repetimos as simulações três vezes, ou seja, à cada valor de ϵ_0 executamos 6 simulações. Isso nos permitiu avaliar os resultados considerando flutuações intrínsecas ao método de simulação. Os valores de k_{pj} e k_{vj} , ganhos no problema de controle proporcional (equação 5.2), foram escolhidos de modo que, primeiro, as simulações convergissem, e, segundo, as forças nos atuadores reservas não excedessem os valores recomendados pela equipe desenvolvedora do software OpenSim [4]. A janela de tempo do CMC (δt) foi definida como 0,005s e o critério de tolerância do otimizador, 10^{-5} .

Variamos ϵ_0 partindo do valor nominal do modelo 3,3% (tendão mais rígido) até um valor 2,5 vezes maior (tendão mais complacente), aumentando ϵ_0 de 25% em 25% em relação ao valor nominal. Dois valores extras em torno de $\epsilon_0 = 1,5 \times 3,3\%$ também foram analisados, totalizando 9 valores. O intervalo analisado nesse estudo, está dentro do intervalo de valores tipicamente reportados na literatura para ϵ_0 [98]. Como resultado de cada simulação obtivemos as séries temporais para o nível de ativação, a força ao longo do tendão (força muscular), a excursão e a velocidade de contração da fibra muscular (elemento contrátil) e a excursão e a velocidade de deformação do tendão (elasticidade em série), para todas as unidades músculo-tendão representadas em nosso modelo.

Usando a ferramenta *Analyze* no modo *Muscle Analyses* ainda obtivemos a potência desenvolvida na unidade músculo-tendão, no seu elemento contrátil (fibras musculares) e na sua elasticidade em série (tendão). A potência no músculo-tendão foi calculada como o produto entre a força e variação no comprimento muscular (\dot{L}). Já a potência nas fibras e no tendão foram calculadas como o produto entre a força e a variação de comprimento em cada um desses elementos. Uma *Probe*, ferramenta do software OpenSim 3.1 usada para fazer medidas nos componentes do modelo durante à execução da simulação [4], foi utilizada para estimar a taxa de consumo metabólico instantânea nos músculos sóleo e gastrocnêmio, segundo o modelo proposto por Umberger e colaboradores [91, 92]. Nesse modelo, descrito em detalhes em [92], a taxa de consumo metabólico é estimada considerando-se a energia mecânica e a energia térmica liberadas durante a contração muscular.

5.2.4 Análise dos resultados

A análise dos resultados das simulações visou identificar e descrever o efeito do nível de complacência do TAq na mecânica de contração e no consumo energético dos músculos do triceps sural durante os respectivos ciclos alongamento-encurtamento, os quais ocorrem na fase de apoio da marcha. Para isso, identificamos os instantes iniciais e finais de uma passada executada com o membro inferior direito (toque do calcanhar direito e toque do calcanhar direito consecutivo) e normalizamos no tempo as séries temporais de todas as grandezas de interesse (de 0 a 100% em intervalos de 0,05%) utilizando um método de interpolação linear.

Em seguidas, as séries foram filtradas com um filtro butterworth, passa-baixa, de quarta ordem, sem atraso no tempo e com frequência de corte de 15Hz. Para evitar distorções nos valores das grandezas no início e fim da passada, as séries foram interpoladas e filtradas considerando-se seus valores em instantes anteriores e posteriores ao contato inicial e final do calcanhar direito. Analisamos apenas o comportamento dos músculos do membro inferior direito. A partir da variação no comprimento dos músculos (músculo-tendão) sóleo e gastrocnêmio ao longo de uma passada, identificamos o início (comprimento mínimo atingido na primeira metade da fase de apoio) e o fim (comprimento máximo atingido durante toda a fase de apoio) da fase de alon-

gamento do ciclo AE e o fim (menor comprimento atingido durante todo o ciclo) da fase de encurtamento do ciclo AE para os dois músculos.

As séries temporais das seguintes grandezas foram analisadas ao longo de uma passada: nível de ativação muscular para todos os músculos do membro inferior direito; força muscular, velocidade de contração da fibra, comprimento e potência da fibra, do tendão e da unidade músculo-tendão, apenas para os músculos gastrocnêmio e sóleo. As curvas médias entre as 6 simulações realizadas com cada valor de ϵ_0 foram calculadas. O cálculo foi feito repetindo-se o procedimento descrito na seção 4.2.6 para o cálculo das curvas médias entre as diferentes tentativas de um mesmo indivíduo. Comparamos graficamente as curvas médias das grandeza de interesse entre os nove níveis de complacência simulado. Adicionalmente, extraímos algumas variáveis de interesse das séries temporais obtidas em cada simulações, com o objetivo de discutir em mais detalhes o efeito do aumento do nível de complacência do TAq sobre as grandezas analisadas.

Das séries temporais para o nível de ativação extraímos: para o sóleo e para o gastrocnêmio, o pico de ativação e a ativação média durante todo ciclo AE, além da ativação média durante as fases de alongamento e de encurtamento; para os outros músculos do modelo extraímos apenas a ativação média durante o ciclo AE do triceps sural (início do ciclo AE do sóleo até fim do ciclo AE do gastrocnêmio). Das séries temporais para as forças musculares, extraímos: apenas para os músculos gastrocnêmio e sóleo, o pico de força e a força média ao longo do ciclo AE. Das séries temporais da velocidade de contração das fibras musculares extraímos: para o gastrocnêmio, a velocidade média de encurtamento durante a primeira metade da fase de alongamento do ciclo AE, a velocidade média de alongamento durante a segunda metade da fase de alongamento do ciclo AE e a velocidade de média de encurtamento durante a fase de encurtamento do ciclo AE; para o sóleo, a velocidade média de alongamento durante a fase de alongamento do ciclo AE e a velocidade média de encurtamento durante a fase de encurtamento do ciclo AE.

Das séries temporais para as potências desenvolvidas na unidade músculo-tendão, nas fibras e nos tendões, extraímos, o trabalho total nas fases de alongamento e encurtamento do ciclo AE apenas para os músculos do tríceps sural. Além disso, para as fibras musculares do sóleo e gastrocnêmio, subdividimos o trabalho total em cada fase do ciclo em trabalho positivo (trabalho realizado pela fibra muscular durante o seu encurtamento) e trabalho negativo (trabalho realizado sobre a fibra implicando no seu alongamento). Para a unidade músculo-tendão desses mesmos músculos, calculamos também o trabalho positivo (W_{MT}^+) e o trabalho negativo durante todo o ciclo AE (W_{MT}^-). O trabalho total foi obtido integrando-se numericamente a curva potência versus tempo e os trabalhos positivo e negativo, integrando-se somente os intervalos da curva em que a potência era positiva e negativa, respectivamente.

Os valores W_{MT}^+ e W_{MT}^- , assim como o valor do trabalho positivo total realizado pela fibra muscular no ciclo AE (W_F^+ , soma do trabalho positivo nas duas fases), foram usados na estimativa da eficiência mecânica dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o ciclo AE (η_{AE} ,

equação 5.6) [25].

$$\eta_{AE} = \frac{W_{MT}^+}{W_{MT}^- + W_F^+} \quad (5.6)$$

Por fim, estimamos o consumo metabólico médio nos músculos do triceps sural, integrando numericamente a série temporal do consumo metabólico instantâneo ao longo do ciclo AE e dividindo esse valor pela duração total do ciclo. O efeito do nível de complacência do TAq sobre as variáveis selecionadas, foi verificado usando-se equações de regressão polinomial para descrever o comportamento da variável em função de ϵ_0 . O ajuste da função aos dados simulados foi feito usando-se o método dos mínimos quadrados. As análises de regressão, assim como as outras análises e processamentos descritos anteriormente, foram realizadas com o software MATLAB. Avaliamos se havia correlação entre o nível médio de ativação durante o ciclo AE para cada músculos do modelo (excluindo os do triceps sural) e ϵ_0 utilizando o teste de correlação de Spearman. Nesse estudo adotamos $\alpha = 0,05\%$.

A confiabilidade dos resultados de nossas simulações também foi avaliada. Para isso, comparamos os níveis de ativação simulados para cada músculo com medidas diretas da atividade elétrica reportadas na literatura e também com os resultados de outras simulação. Além disso, avaliamos a diferença entre as trajetórias das coordenadas generalizadas simuladas e prescritas ($e = \|q^{exp} - q\|$), assim como os valores das forças e torques residuais e reservas necessários para que a simulação fosse executada. Comparamos os valores máximos e a raiz da média quadrática dessas variáveis, ao longo de uma passada, com os valores recomendados pela equipe desenvolvedora do software OpenSim [4].

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 triceps sural, para 9 diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles. O nível de complacência do tendão, no modelo matemático da unidade músculo-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 modificamos o instante de inicial da simulação (duas condições) e o conjunto de parâmetros ω_j que definem os pesos na equação 5.4 (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). Conseguimos reproduzir a cinemática desejada com grande exatidão, em todas as 51 simulações realizadas. O erro médio (e_{medio}) entre a cinemática simulada e a

desejada no período 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 na articulação, 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%, os 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, assim como 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 na simulação e que, uma vez que a cinemática desejada foi reproduzida com igual qualidade em todas as simulações, a potência não deve variar significativamente entre elas. Nessa figura também está representada a contribuição individual dos músculos sóleo e gastrocnêmio para a potência articular do joelho e do tornozelo.

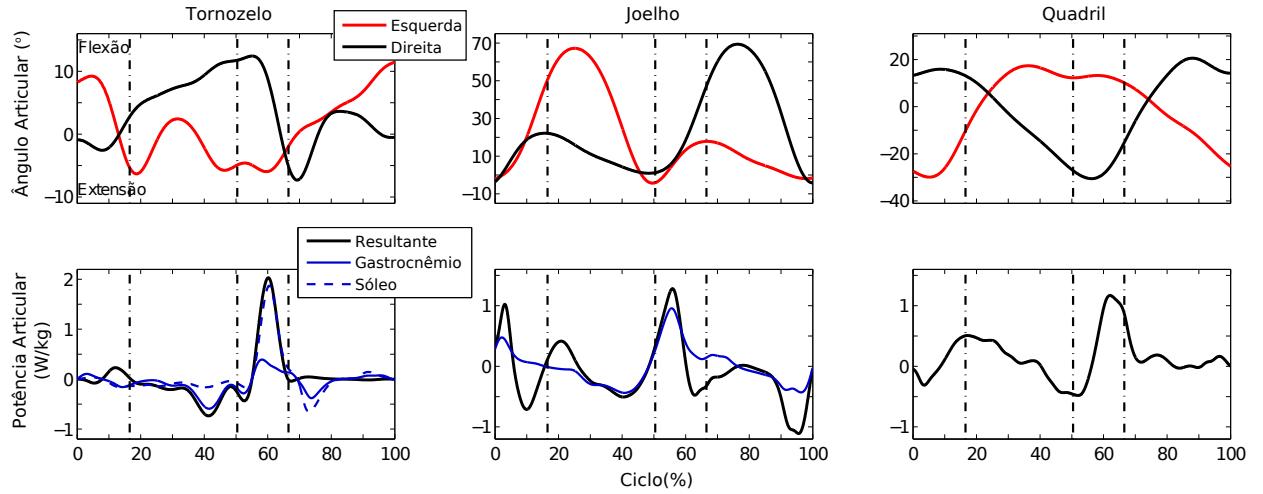


Figura 5.2: Gráficos Superiores: ângulos das articulações do membro inferior direito e esquerdo durante um ciclo completo do andar para o indivíduo estudado. Gráficos Inferiores: potência resultante desenvolvida nas articulações do membro inferior direito em todas as simulações realizadas; em azul estão 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), nos músculos gastronêmio e sóleo. A média das seis simulações realizadas para cada nível de complacência do TAq (três, para $\epsilon_0 = 4,1\%$) foi usada para representar graficamente o comportamento dessas variáveis ao longo do ciclo da marcha.

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). No apoio simples, as fibras dos músculos com tendões mais complacentes operam mais distantes de seu comprimento ótimo (l^*) e se contraem com maiores velocidades. No final da fase de apoio, as fibras, tanto do gastrocnemio quanto do sóleo, ligadas aos tendões mais complacentes, também operam mais distantes de seu comprimento ótimo.

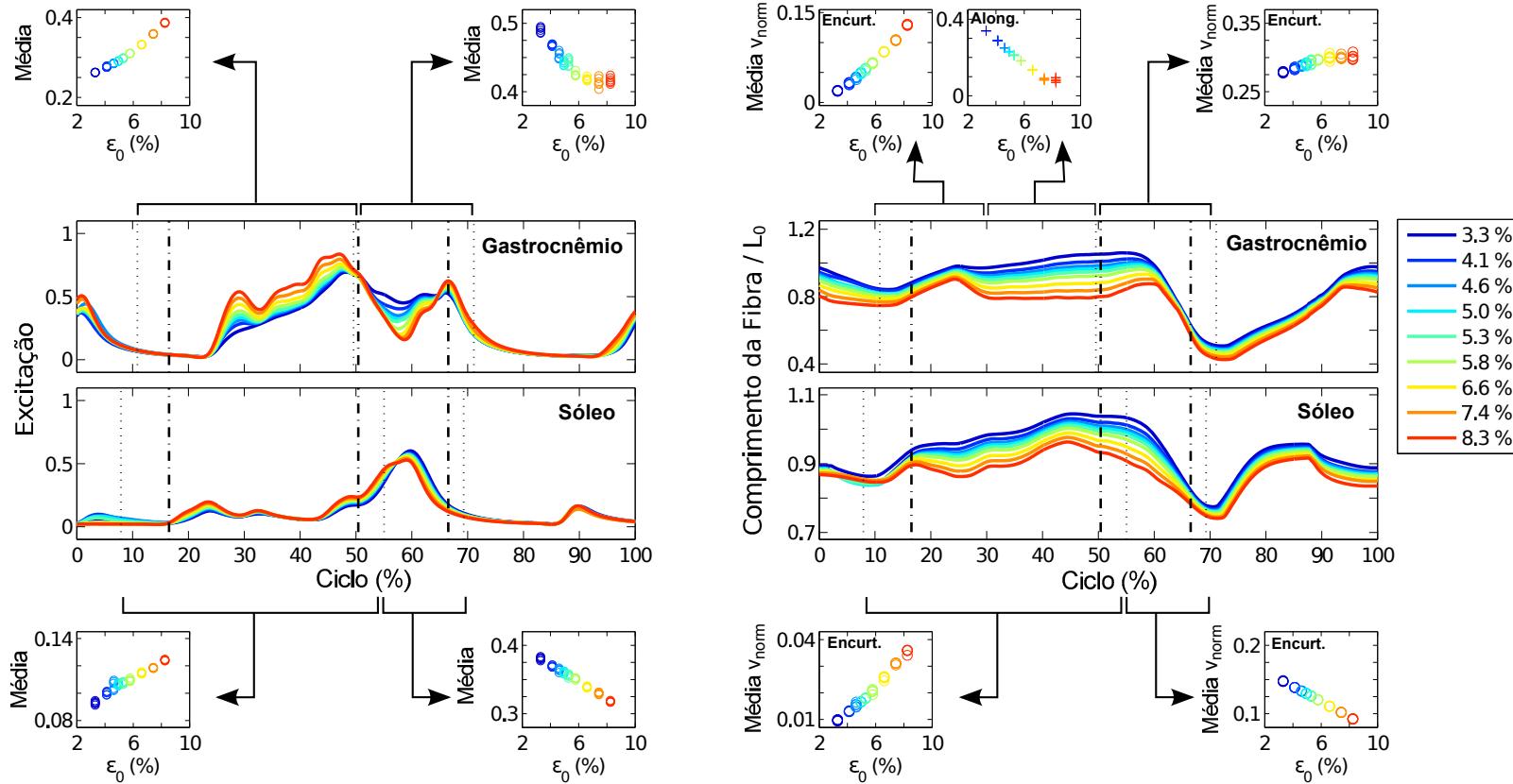


Figura 5.3: Simulação do comportamento das fibras musculares do gastrocnêmio e do sóleo ao longo de uma passada para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 mais complacente o tendão). À esquerda: nível de ativação; os gráficos superiores e inferiores mostram a ativação média de cada músculo nas fases do ciclo indicadas. À direita: comprimento da fibra muscular normalizado pelo comprimento ótimo (l^0); nos gráficos superiores e inferiores estão reportadas as velocidades médias normalizadas de encurtamento (Encurt., o) e alongamento (Along., +) 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 e indicam, respectivamente, o início e o fim da fase de alongamento e o fim da fase de encurtamento.

No que diz respeito a velocidade de contração, os músculos do triceps 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 triceps sural durante um ciclo completo do andar, para os diversos níveis de complacência do TAq simulados, podem ser vistas na figura 5.4.

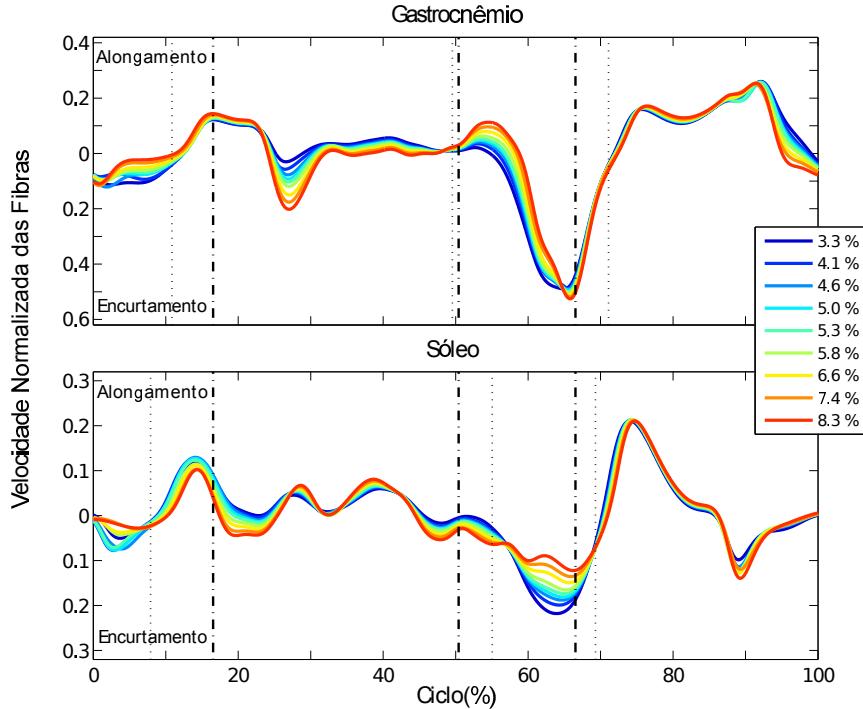


Figura 5.4: Velocidades de contração das fibras dos músculos gastrocnêmio e sóleo ao longo de uma passada para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As velocidades foram normalizadas pela velocidade máxima de contração de cada músculo. Valores negativos indicam encurtamento e positivos alongamento. 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.

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 pelo gastrocnêmio durante o ciclo AE (\bar{F}_{AE}) para ϵ_0 no intervalo de 3,3% a 5,8% e um acréscimo, para valores superiores. Já

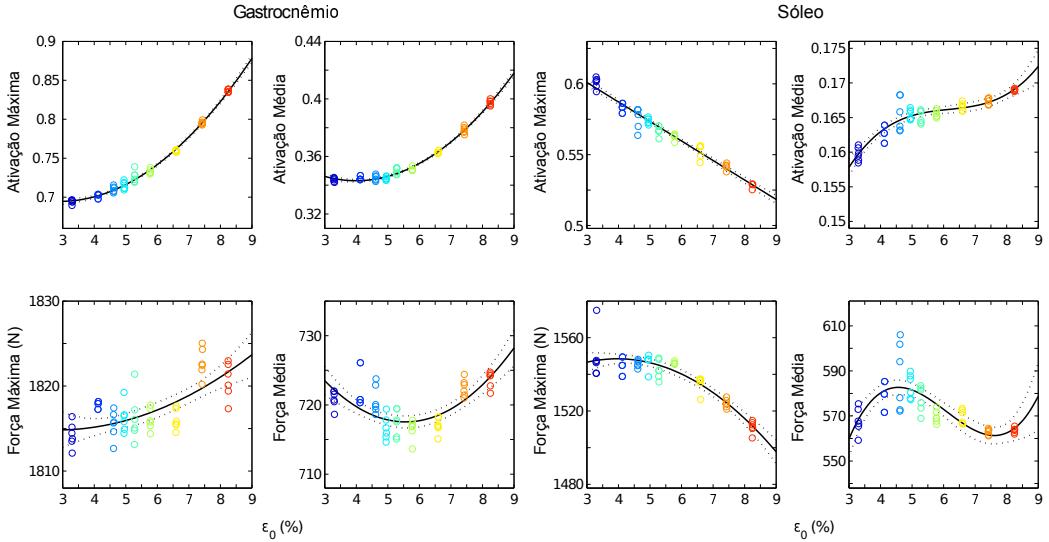


Figura 5.5: Máxima ativação, ativação média, máxima força muscular e força muscular média durante o ciclo alongamento-encurtamento dos músculos gastrocnêmio e sóleo, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente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

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, em 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. Esses valores correspondem 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, 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. Entretanto, 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 triceps 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).

Para os outros músculos do modelo, calculamos a máxima variação em \overline{a}_{AE} entre todas

Tabela 5.1: Relações entre as diversas variáveis analisadas e a deformação do tendão de Aquiles sob força isométrica máxima (ϵ_0) obtidas através de ajustes polinomiais aos resultados das simulações (figuras 5.5 e 5.7[†]). Os ajustes foram feitos através dos métodos dos mínimos quadrados, cuja qualidade pode ser avaliada através da estatística R^2 e do respectivo número de graus de liberdade (NGL). As variáveis analisadas foram 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 dos músculos do triceps sural (AE), para o gastrocnêmio (G), o sóleo (S) e o 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)

as simulações, excluindo as simulações nas quais $\epsilon_0 = 4,1\%$. Nos músculos glúteo máximo, reto femoral e vasto a variação entre as condições foi menor do que 0,5%. No músculo que representa os isquiotibiais, no biceps femoral e no iliopsoas as variações foram menores do que 1,1%. Para esses três últimos músculos, cuja variação entre as simulações foi próxima daquela observada para o sóleo, realizamos uma análise de correlação de Spearman para verificar se havia correlação entre \bar{a}_{AE} e 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 observamos para os outros músculos, para o tibial anterior, 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. Realizamos então, uma análise de regressão entre \bar{a}_{AE} e ϵ_0 para auxiliar na descrição do comportamento observado. Para tanto, ajustamos aos dados o polinômio que melhor descrevia a relação entre as variáveis.

O resultado dessa análise indicou que, na verdade, há 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. Para o tibial anterior, a máxima variação em \bar{a}_{AE} entre todas as simulações foi de 2,2%, como consequência, a máxima variação em \bar{F}_{AE} para esse músculo não excedeu 2% de sua força isométrica máxima.

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

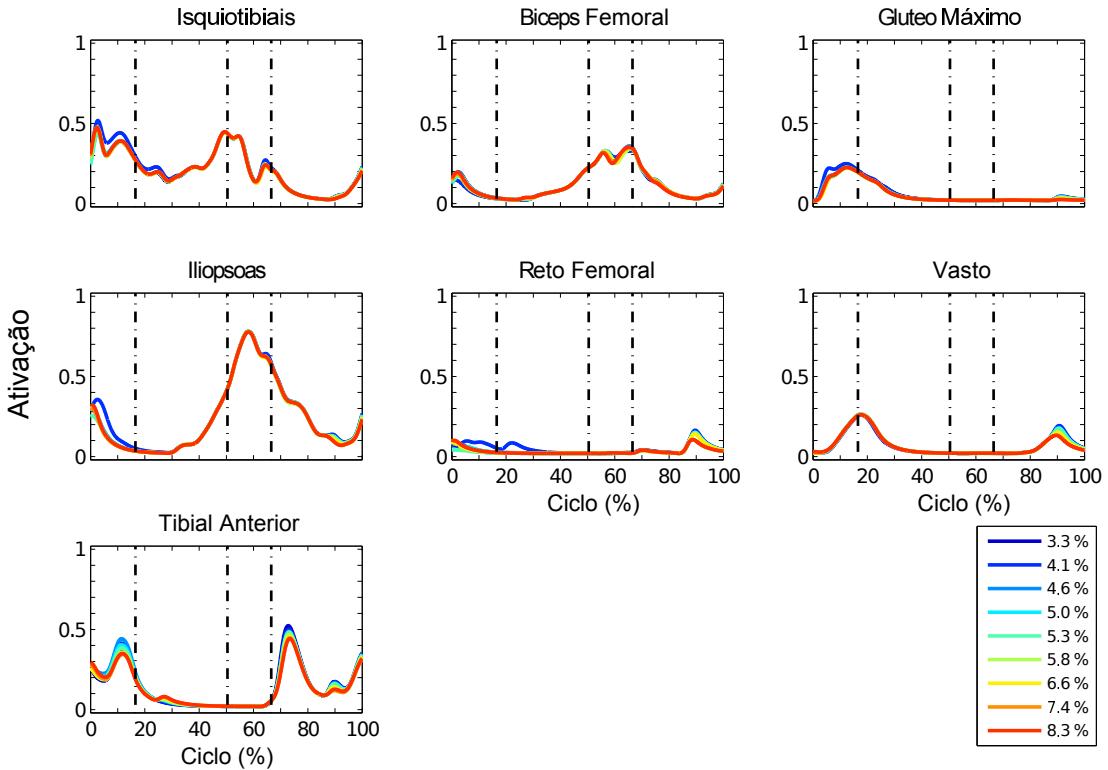


Figura 5.6: Simulações dos níveis de ativação ao longo de uma passada nos músculos glúteo máximo, isquiotibiais, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). As linhas verticais sinalizam, respetivamente, o início e o fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço, respectivamente, para o membro inferior direito.

de deslocamento de ambos os feixes é tanto maior 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 gastrocnemio 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 para três diferentes níveis de complacência. 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 $6,30 \pm 0,06\text{mm}$. Já para a condição de maior complacência, vemos que esse valor chega a $15,9 \pm 0,2\text{mm}$.

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) nos músculos com tendões mais complacentes. Esse comportamento pode ser observado na figura 5.10, na qual as regiões sinalizadas em vermelho

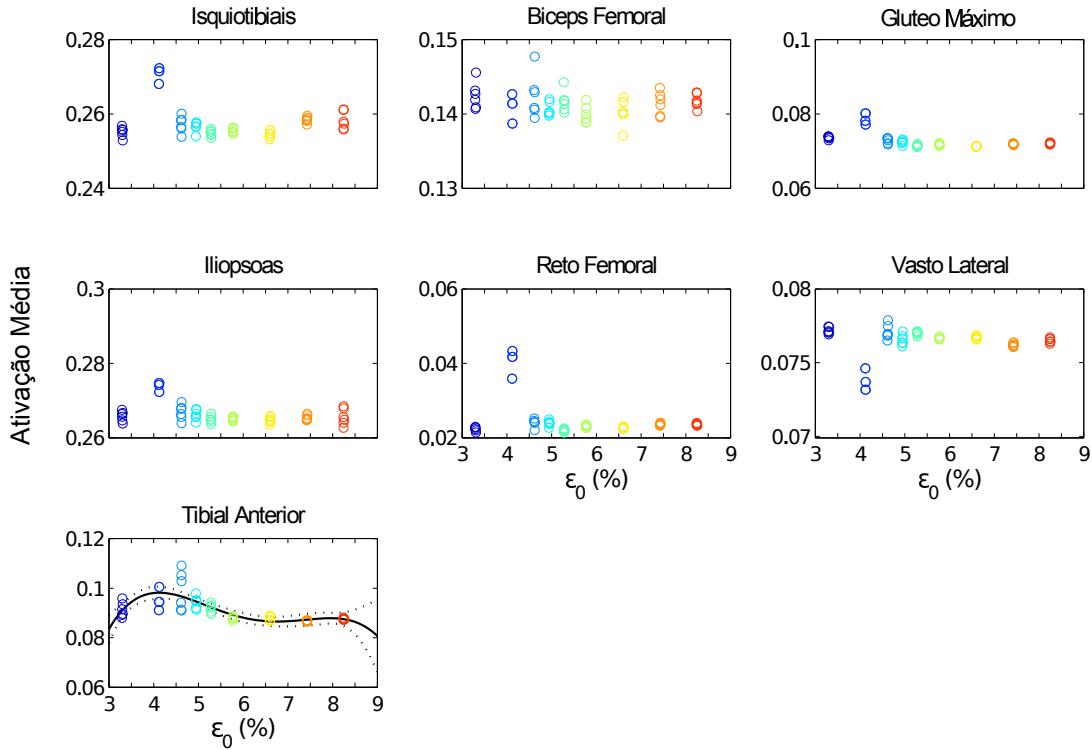


Figura 5.7: Níveis de ativação médios nos músculos glúteo máximo, isquiotibiais, biceps femoral, iliopsoas, reto femoral, vasto lateral e tibial anterior, durante o ciclo alongamento-encurtamento do triceps sural, para diversos níveis de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). Para o músculo tibial anterior também é reportado o ajuste polinomial que melhor representa a relação entre o nível médio de ativação e ϵ_0 .

representam os períodos em que as fibras musculares se movem no sentido oposto ao da unidade músculo-tendão.

Na figura 5.10 pode-se notar que há um aumento nas áreas sinalizadas da condição de menor para a de maior complacência. 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 atua isometricamente enquanto o tendão se distende. Para essa mesma condição, as fibras do sóleo atuam concentricamente do início do apoio duplo até aproximadamente 25% do ciclo da marcha, enquanto o tendão se distende. Esse comportamento, tanto para o sóleo quanto para o gastrocnêmio, não é visto para as simulações em que $\epsilon_0 = 3,3\%$.

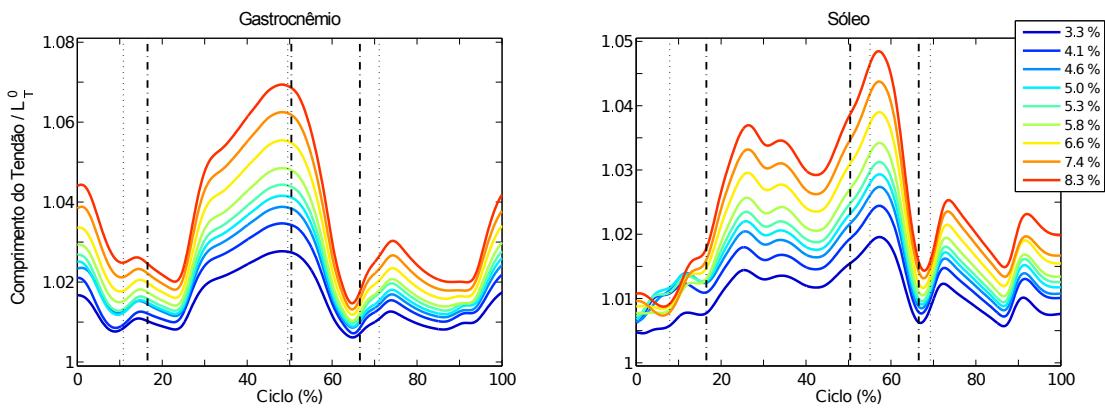


Figura 5.8: Comprimento dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio e o do sóleo, normalizado pelo respectivo comprimento em repouso (L_T^0), durante um ciclo do andar. Linhas verticais: as mais escuras (tracejadas) indicam início e fim da fase de apoio único e o início da fase de balanço 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).

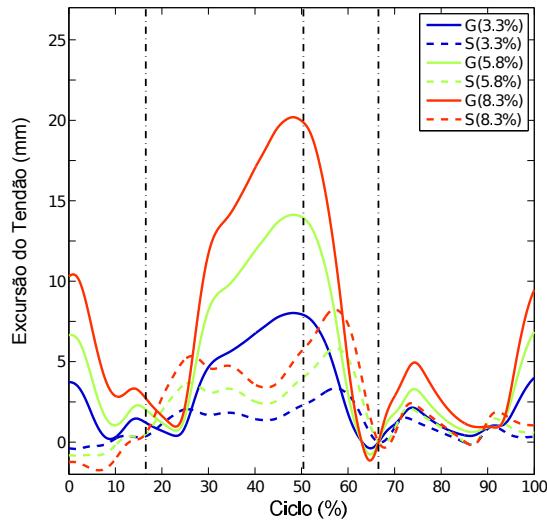


Figura 5.9: Excursão dos dois feixes do tendão de Aquiles, o do gastrocnêmio(G) e o do sóleo(S), durante o ciclo do andar , para três diferentes níveis de complacência do tendão (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 , mais complacente o tendão). A excursão é medida em relação 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.

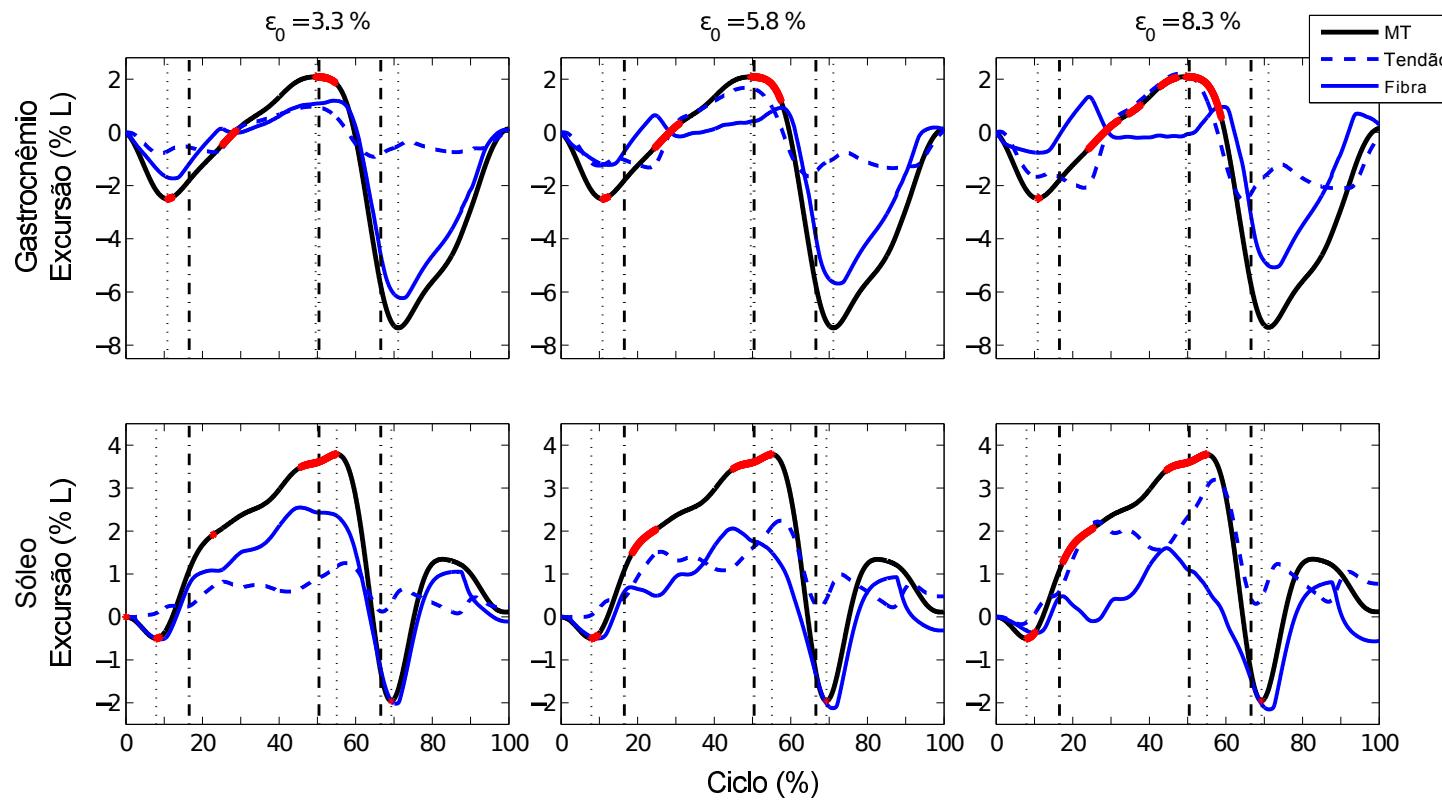


Figura 5.10: Excursão da unidade músculo-tendão (MT) e de suas componentes - fibras (elemento contrátil) e tendão (elasticidade em série) - durante um ciclo do andar para três diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (quanto maior ϵ_0 , mais complacente). A excursão de cada elemento é medida a partir do respectivo comprimento no instante de contato inicial do calcanhar (0%), em relação ao comprimento total da unidade músculo-tendão (L). As regiões em vermelho representam os períodos em que a excursão das fibras musculares ocorre na direção oposta a da unidade 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.

5.3.2 Potência e consumo energético

Analisamos os resultados obtidos em nossas simulações para a potência desenvolvida pelas componentes da unidade músculo-tendão e para a energia metabólica consumida durante o ciclo AE [92], 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, bem como o consumo energético, nos músculos do triceps sural, durante a fase de apoio do andar. Usamos a média das seis simulações para cada nível de complacência do TAq (três, para $\epsilon_0 = 4, 1\%$) para representar graficamente a potência das fibras musculares (elemento contrátil) e do tendão (elasticidade em série) dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar. Esses resultados podem ser vistos nos gráficos da figura 5.11.

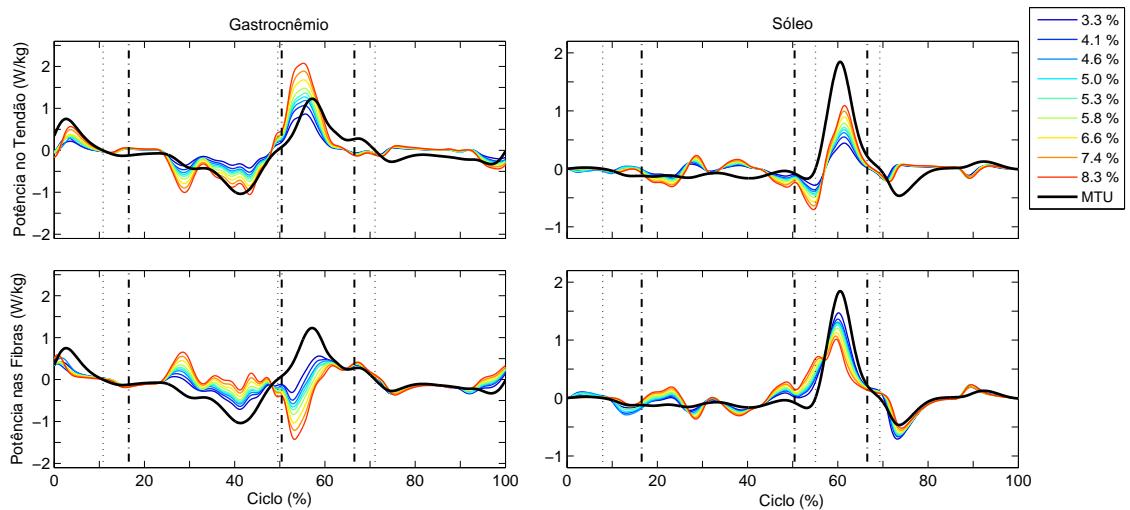


Figura 5.11: Os gráficos superiores mostram a potência desenvolvida nos feixes do tendão de Aquiles ligados ao gastrocnêmio e ao sóleo (elasticidade em série) durante um ciclo completo do andar, para diferentes níveis de complacência do tendão de Aquiles (quanto maior ϵ_0 mais complacente), em comparação com a potência desenvolvida pela unidade músculo-tendão (MT; curvas em preto). Nos gráficos inferiores, essa mesma comparação é feita para a potência desenvolvida nas fibras musculares (elemento contrátil). Linhas verticais: as mais escuras (traçadas) 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.

Nessa figura, observamos que a potência gerada pelas fibras e pelo tendão dos músculos do triceps sural durante os respectivos ciclos AE é afetadas pelo nível de complacência do TAq. Para as fibras desses músculos, o trabalho resultante durante a fase de alongamento (W_{FA}) assume valores negativos nas condições em que os tendões são mais rígidos, o que pode ser visto nas figuras 5.12 e 5.13 (nos gráficos superiores à esquerda). À medida em que o nível de complacência aumenta, W_{FA} se aproxima de zero.

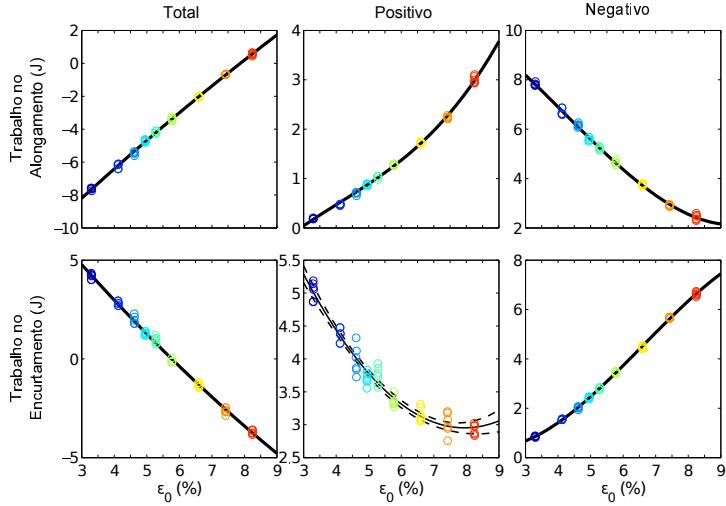


Figura 5.12: À esquerda: Trabalho resultante durante as fases de alongamento e encurtamento do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (quanto maior ϵ_0 mais complacente o tendão), para as fibras do gastrocnêmio. Gráficos centrais e à direita: magnitude do trabalho positivo e do trabalho negativo em cada uma das etapas do ciclo AE. As linhas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre a cada variável e ϵ_0 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.

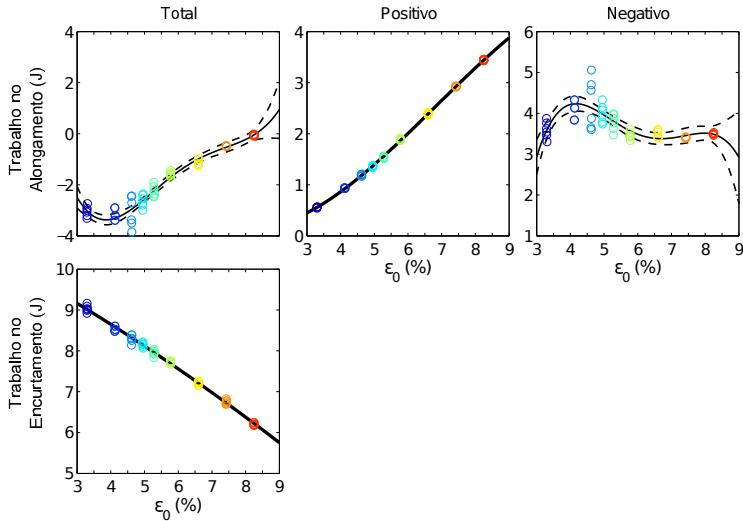


Figura 5.13: À esquerda: Trabalho resultante durante as fases de alongamento e encurtamento do ciclo AE em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (quanto maior ϵ_0 mais complacente o tendão), para as fibras do sóleo. Gráficos centrais e à direita: magnitude do trabalho positivo e do trabalho negativo na fase de alongamento do ciclo AE. As linhas contínuas representam a função polinomial que melhor descreve a relação entre a cada variável e ϵ_0 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.

Uma análise mais detalhada da fase de alongamento do ciclo AE mostra que a magnitude do trabalho positivo (W_{FA}^+) realizado pelas fibras musculares do gastrocnêmio aumenta enquanto a magnitude do trabalho negativo (W_{FA}^-) realizado sobre ele diminui (ver os gráficos superiores da figura 5.12 e a tabela 5.2). Para o sóleo, há um aumento no trabalho positivo realizado pelas fibras e pouca variação no trabalho negativo realizado sobre ela (ver os gráficos superiores da figura 5.13 e a tabela 5.2).

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}^{\natural}	$f(\epsilon_0) = -1,646(6)\epsilon_0 - 0,09(3)$	0,99 (49)
W_{TGE}^{\natural}	$f(\epsilon_0) = 1,653(6)\epsilon_0 - 0,10(3)$	0,99 (49)
W_{TSA}^{\natural}	$f(\epsilon_0) = -0,588(8)\epsilon_0 + 0,30(5)$	0,99 (49)
W_{TSE}^{\natural}	$f(\epsilon_0) = 0,554(1)\epsilon_0 - 0,18(5)$	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)
η_{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)
η_{SAE}^{\diamond}	$f(\epsilon_0) = -0,004(1)\epsilon_0^2 + 0,06(1)\epsilon_0 + 0,55(4)$	0,47 (42)

Já durante a fase de encurtamento, o trabalho resultante nas fibras do triceps sural é menor (W_{FE}) nos músculos com tendões mais complacentes em comparação com os mais rígidos. No caso do sóleo isso se explica, exclusivamente, pelo fato de haver uma diminuição do trabalho positivo realizado pelas fibras (W_{FE}^+) com o aumento do nível de complacência do tendão (ver

o gráfico inferior à esquerda na figura 5.13 e a tabela 5.2). Isso ocorre pois as fibras do sóleo atuam concetricamente durante toda a fase de encurtamento do ciclo AE (figuras 5.11).

As fibras do gastrocnêmio se comportam de maneira diferente das fibras do sóleo na fase de encurtamento. Para esse músculo observamos que, além da diminuição do trabalho positivo realizado pelas fibras, há também um aumento na magnitude do trabalho negativo realizado sobre elas (W_{FE}^-). À medida que o nível de complacência do tendão aumenta, W_{FE}^- excede W_{FE}^+ (ver gráficos inferiores, centrais e à direita, na figura 5.12 e a tabela 5.2) e o trabalho resultante no ciclo AE se torna negativo (gráfico inferior à esquerda na figura 5.12).

Analizando a figura 5.14 e a tabela 5.2, podemos observar um aumento linear, tanto na magnitude do trabalho negativo sobre o tendão (fase de alongamento) quanto na magnitude do trabalho positivo realizado por ele (fase de encurtamento), com o aumento de ϵ_0 . 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 gastrocnemio e sóleus, dentro do intervalo de confiança considerado: a taxa de variação no trabalho com ϵ_0 para o feixe do TAq ligado ao gastrocnêmio é maior em relação à taxa observada para o sóleo (tabela 5.2).

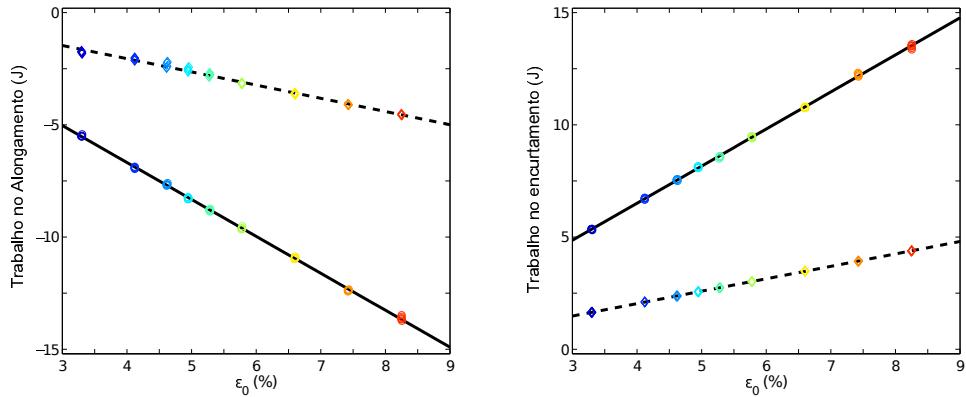


Figura 5.14: Trabalho resultante nos dois feixes do tendão de Aquiles - o do sóleo (linha tracejada) e o do gastrocnêmio (linha sólida) - durante as fases de alongamento e encurtamento dos respectivos ciclos AE, em função do seu nível de complacência (quanto maior ϵ_0 mais complacente o tendão). As retas 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.

Os efeitos do nível de complacência do tendão de Aquiles na potência gerada pelas fibras e tendões dos músculos do triceps sural, previstos em nossas simulações, tem implicações no consumo metabólico e na eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia durante o ciclo AE, para os músculos do tríceps sural, o que pode ser visto na 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

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

Calculamos a eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia durante o ciclo AE (η_{AE}), para o sóleo e para o gastrocnêmio, através da equação 5.6 [25]. Pode-se ver na figura 5.15 que para ambos os músculos existe um valor de ϵ_0 para o qual η_{AE} é máximo. O ponto de máxima eficiência foi estimado a partir da função polinomial ajustada aos dados simulados (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, também observamos que o nível de complacência do TAq para o qual o consumo de energia é mínimo não coincide com o valor de máxima eficiência mecânica desse músculo.

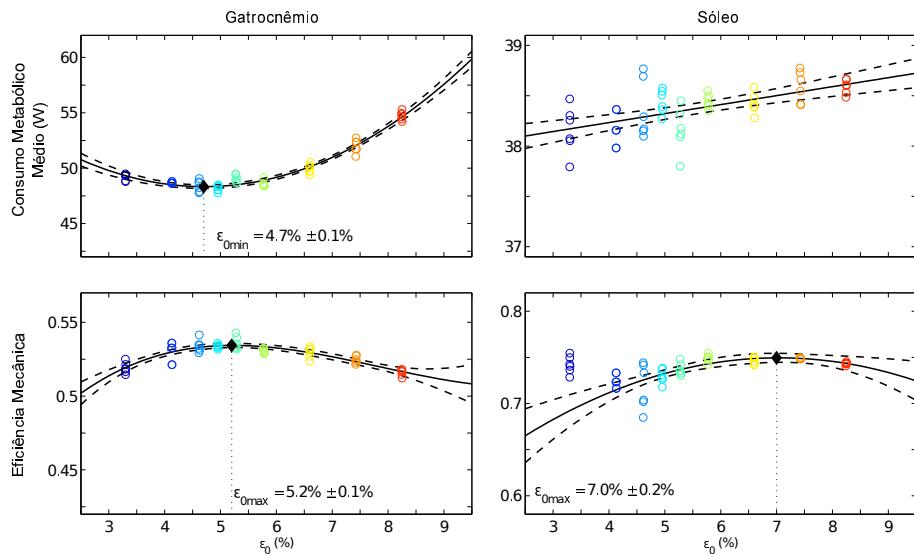


Figura 5.15: Consumo metabólico médio e eficiência mecânica durante o ciclo alongamento-encurtamento para os músculos gastrocnêmio e sóleo, em função do nível de complacência do tendão de Aquiles (ϵ_0 , deformação sob máxima força isométrica; quanto maior ϵ_0 mais complacente o tendão). As curvas contínuas 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

Esse estudo visou descrever os efeitos do aumento no nível de complacência do tendão de Aquiles na dinâmica de contração e no consumo energético dos músculos gastrocnêmio e sóleo durante o andar. Optamos por estudar especificamente o ciclo alongamento-encurtamento desses músculos, os quais ocorrem durante a fase de apoio do andar, devido ao importante papel do tendão de Aquiles no mecanismo de armazenamento e re-utilização de energia nessa fase do ciclo [35, 101]. Para tanto, realizamos uma série de simulações da mecânica de contração do sóleo e do gastrocnêmio ao longo de uma passada, considerando 9 diferentes níveis de complacência do TAq (definidos por ϵ_0 ; equação 5.1).

Visando distinguir flutuações intrínsecas do método de simulação das variações nas grandezas devido ao aumento no nível de complacência do TAq, repetimos as simulações 6 vezes para cada nível de complacência. Nas repetições, utilizamos os mesmos dados experimentais e modificamos apenas parâmetros da simulação. Das 54 simulações realizadas apenas 3 delas não convergiram, todas para $\epsilon_0 = 4,1\%$. Portanto, para a condição $\epsilon_0 = 4,1\%$ apenas 3 resultados foram analisados.

Na maioria das 51 simulações analisadas os valores máximos de forças e torques residuais e reservas não excederam os valores recomendados. Além disso, o valor médio dessas variáveis ao longo da passada (representado pela RMQ) se manteve dentro dos limiares recomendados em todas as simulações. Em especial, os torques gerados nos atuadores reservas adicionados às articulações do lado direito foram sempre inferiores a $0,01Nm$. Esses resultados garantem que as forças necessárias para mover essas articulações foram geradas somente pelos músculos modelados. Em algumas simulações, para valores de ϵ_0 entre $4,1\%$ e $5,3\%$, houve a necessidade de que os atuadores reservas adicionados à articulação do tornozelo esquerdo gerassem forças superiores aos limiares recomendado. Contudo, isso ocorreu apenas em alguns instantes durante os primeiros 11% do período da passada.

A ligeira diferença entre a condição $\epsilon_0 = 4,1\%$ e as demais (figuras 5.6 e 5.7), nos níveis de ativação do reto femoral, dos isquiotibiais e do iliopsoas no início da fase de apoio, deve-se provavelmente à necessidade do uso dos atuadores reservas no início do ciclo. Provavelmente, esta também é a explicação para a maior variabilidade nos valores de trabalho e taxa de consumo energético entre as 6 simulações da condição $\epsilon_0 = 4,6\%$ (figuras 5.13 e 5.15).

Acreditamos, no entanto, que isso não compromete a qualidade dos resultados apresentados nem as conclusões mais gerais desse estudo uma vez que, em todas as simulações, após os primeiros 11% do período do ciclo, os torques gerados nos atuadores reservas de todas as articulações do lado esquerdo não excederam $0,5Nm$. Ademais, apenas uma pequena porcentagem do ciclo AE dos músculos sóleo e gastrocnêmio ocorre dentro desse intervalo de tempo. Por fim, a máxima diferença entre a cinemática prescrita e a simulada não excedeu $0,5^\circ$ e $0,2mm$ para as coordenadas angulares e lineares, respectivamente.

Os níveis de ativação simulados (figuras 5.3 e 5.6), para todos os músculos do modelo e em especial para os músculos do triceps sural na condição em que $\epsilon_0 = 3,3\%$ (valor nominal do modelo), concordam tanto com medidas experimentais da atividade elétrica nesses músculos [13, 78, 94] quanto com os resultados de outras simulações [7, 88] (ver também os resultados obtidos na seção 4.3.2). Nota-se, apenas, uma ligeira diferença entre nossas simulações para o músculo reto femural e o que se observa na literatura [7, 78, 88] nos instantes de transição entre a fase de apoio e balanço. Nessa fase do ciclo do andar espera-se observar um certo nível de ativação no reto femural (ver resultado para o ambiente terrestre na figura 4.18), o que não ocorre em nossas simulações (figura 5.6). Uma hipótese para esse resultado, é que a rigidez das fibras musculares para o reto femural (rigidez da elasticidade em paralelo) esteja superestimada nesse modelo, fazendo com que a força muscular nesse intervalo de tempo seja gerada passivamente pela fibra e pelo tendão. O bom acordo entre as ativações simuladas e as observações experimentais, somado ao fato das forças e torques residuais e reservas estarem dentro dos limiares esperados na maioria do intervalo de tempo analisado, contribuem para atestar a confiabilidade de nossos resultados.

Com relação às alterações no mecanismo de contração muscular durante o ciclo AE, nossas hipóteses eram que o aumento do nível de complacência do TAq teria como consequência um aumento na excursão desse tendão, o que faria com que as fibras dos músculos do tríceps sural operassem mais distantes de seu comprimento ótimo, causando um aumento do nível de ativação dos músculos gastrocnêmio e sóleo. Nossos resultados confirmaram essas hipóteses, como pode ser visto nos gráficos das figuras 5.3 e 5.8.

Observa-se na figura 5.8 que, tanto para o gastrocnêmio quanto para o sóleo, os tendões mais complacentes operam mais distantes de seu comprimento de repouso, ou seja, operam mais mais estendidos em relação ao tendão mais rígido durante toda a passada. Além de trabalharem mais estendidos, esses tendões também apresentam uma maior excursão (ver figura 5.9). Como consequência as fibras de ambos os músculos passam a operar mais encurtadas e mais distante de seu comprimento ótimo, a medida que o nível de complacência do TAq aumenta.

Durante o intervalo de tempo que compreende o ciclo AE, as forças médias nos músculos do triceps sural variaram muito pouco entre as simulações para diferentes níveis de complacência do TAq ($< 1\%F_M^o$ em ambos os músculos; ver figura 5.5). Portanto, podemos concluir que a explicação para as fibras musculares operarem mais encurtadas reside exclusivamente no fato de que para se gerar a mesma força ao longo de um tendão mais complacente, em comparação com um tendão mais rígido, deve-se mantê-lo mais alongado. Para manter o tendão mais alongado, é necessária a contração ativa das fibras musculares.

Além da pequena variação na magnitude das forças nos músculos do triceps sural entre as simulações, observamos também que não houve variações significativas no nível de ativação médio nos outros músculos do modelo (ver figura 5.7). Esse resultado indica que as magnitudes das forças geradas por esses músculos foram aproximadamente as mesmas em todas as

simulações, o que reforça a conclusão acima e descarta qualquer explicação relacionada a uma distribuição de forças diferente entre os músculos do modelo nas diferentes condições de rigidez estudadas.

A descrição que obtivemos das variação nos comprimentos do músculo-tendão (figura 5.10), nas fibras musculares (figura 5.3) e no tendão (figura 5.8) ao longo de uma passada, para os músculos gastrocnêmio e sóleo, são coerentes com os resultados reportados na literatura, nos quais o comprimento das fibras musculares foram determinados experimentalmente [35, 48, 64]. Especificamente, as diferenças de comprimento para o gastrocnêmio (tanto no músculo-tendão quanto nas unidades que o compõem) entre o instante inicial da passada e o instante em que ocorre o máximo alongamento durante a fase de apoio único (CI-MA) e, também, entre esse instante de máximo alongamento e o fim da fase de apoio da marcha (MA-FA), reportadas por Mian e colaboradores [48], condizem com as faixas de valores observadas em nossas simulações. Além disso, os valores de comprimento médio ao longo da passada, para as fibras musculares do sóleo, obtidos por Panizzolo e colaboradores [64], também condizem com as faixas de valores observadas em nossas simulações.

Ainda comparando os resultados de nossas simulações com as medidas realizadas por Mian e colaboradores e Panizzolo e colaboradores [48, 64], nota-se que as diferenças que obtivemos na excursão das fibras e tendões dos músculos do triceps sural, entre as condições de menor e maior complacência do TAq, são similares às diferenças na excursão das fibras musculares e nos tendões de adultos e idosos. Mian e colaboradores mostraram que, no intervalo CI-MA, as fibras musculares do gastrocnêmio lateral em idosos apresentaram uma menor excursão (negativa inclusive) em relação a dos adultos (ambos os grupos caminharam com a mesma velocidade). Já o tendão dos idosos apresentou uma maior excursão e a unidade músculo-tendão, excursão similar.

Esses resultados indicam que a dinâmica de contração do músculo gastrocnêmio em idosos se assemelha à dinâmica de contração prevista para um músculo de um adulto jovem com tendão mais complacente. O mesmo se conclui quando comparamos nossos resultados com os obtidos por Panizzoli e colaboradores [64] para o músculo sóleo. Esses autores mostraram que as fibras musculares do sóleo operam mais distante de seu comprimento ótimo ao longo de toda a passada (comprimento médio durante uma passada normalizado por l_o : $0,73 \pm 0,09$) em relação às fibras dos adultos (comprimento médio durante uma passada normalizado por l_o : $0,86 \pm 0,16$), na situação em que os dois grupos andaram com a mesma velocidade.

Com relação ao nível de ativação no triceps sural, nossos resultados prevêem um aumento no nível de ativação com o aumento da complacência do TAq durante a fase de alongamento do ciclo AE e uma diminuição, durante a fase de encurtamento (figura 5.3). De maneira global, esse efeito resulta em um aumento sistemático do nível médio de ativação durante o ciclo AE da condição de maior rigidez para a de menor (figura 5.5 e tabela 5.1). No entanto, o efeito observado no sóleo é pequeno em relação ao observado no gastrocnêmio. A diferença entre os

dois músculos pode ser entendida analisando-se os resultados para a velocidade de contração das fibras musculares.

Na primeira metade da fase de alongamento do ciclo AE, observamos para o gastrocnêmio, um aumento substancial da velocidade de encurtamento das fibras com o aumento da complacência do TAq. Na segunda metade, nossos resultados prevêem uma diminuição da velocidade de alongamento, também substancial (figura 5.3). Ambas as condições são desfavoráveis à produção de força pelas fibras musculares e, adicionadas ao fato da fibra operar mais distante de seu comprimento ótimo, explicam a necessidade do aumento na ativação muscular para gerar as forças necessárias nessa fase do ciclo AE. O sóleo, por sua vez, apresenta um aumento bem menos pronunciado na velocidade de encurtamento durante essa mesma fase. Já sua velocidade de alongamento não varia de maneira representativa (resultado não reportado).

Na fase de encurtamento do ciclo AE, ocorre um aumento (ainda que pequeno) na velocidade de encurtamento da fibra do gatrocnêmio, à medida em que se aumenta o nível de complacência do tendão. No sóleo, em contrapartida, ocorre uma diminuição na velocidade de contração. Essa condição é desfavorável à geração de força ativa comparada a do gastrocnêmio, que além de tudo opera muito mais distante do seu comprimento ótimo.

As alterações no nível de ativação dos músculos gastrocnêmio e sóleo em consequência do aumento na complacência do TAq, também são caracterizadas por um aumento no pico de ativação do gastrocnêmio e uma diminuição no pico de ativação do sóleo (figura 5.5 e tabela 5.1). O padrão de ativação simulado para o sóleo, nas condições de maior complacência do TAq, são similares aos padrões de ativação observados em idosos [64, 78]. Schmitz e colaboradores [78] mostraram que, quando comparado a adultos jovens, idosos apresentam um aumento na atividade média do sóleo no período de 10–30% do ciclo do andar, para diferentes velocidades de caminhada; já no período de 30–60%, apresentam redução no nível de ativação quando adotam uma velocidade rápida de caminhada. Panizzolo e colaboradores [64] obtiveram resultados semelhantes.

A partir dessas observações podemos concluir que a dinâmica de ativação do sóleo em idosos se assemelha a dinâmica de ativação de um adulto com tendão mais complacente. Schmitz e colaboradores [78] não observaram diferenças significativas no nível de ativação do gastrocnêmio nos períodos de 10–30% e de 30–60%, no entanto, nesse trabalho, os níveis de ativação muscular foram normalizados pela sua atividade média durante o ciclo, o que pode ter mascarado as diferenças entre adultos e idosos para o gastrocnêmio.

Nossas simulações prevêem que as alterações nos níveis de ativação e no comprimento de operação das fibras musculares, tem consequências metabólicas (ver figura 5.15). Essas consequências são diferentes para o gastrocnêmio e para o sóleo. Previmos, para o gastrocnêmio, um mínimo no consumo metabólico médio durante o ciclo AE quando $\epsilon_0 = 4,7 \pm 0,1\%$. Já para o sóleo, previmos um aumento linear no consumo energético, à uma taxa pequena, com o aumento de ϵ_0 .

A eficiência nos mecanismos de armazenamento e devolução de energia elástica durante o ciclo AE, em ambos os músculos, também é afetada pela condição de complacência do TAq, em acordo com [25]. Para ambos os músculos ocorre um máximo na relação eficiência-complacência (ver também tabela 5.2). No entanto, a eficiência máxima nesses dois músculos não coincide (gastrocnêmio, $\epsilon_0 = 5,2 \pm 0,1\%$; sóleo $\epsilon_0 = 7,2 \pm 0,1\%$). Lichtwark e colaboradores [44, 45] reportaram um comportamento similar para a relação entre eficiência-complacência para o gastrocnêmio.

Segundo esses autores, o máximo de eficiência para o gastrocnêmio ocorre para um valor de constante de rigidez para o TAq em torno de $180N/mm$. Em nosso estudo, a constante de rigidez para a região linear da curva tensão-deformação do tendão do gastrocnêmio (eq. 5.1), na condição em que $\epsilon_0 = 5,2 \pm 0,1\%$, corresponde a $228,3 \pm 0,1N/mm$. Considerando que o valor de ϵ_0 para o qual o máximo de eficiência ocorre depende do comprimento ótimo da fibra muscular [45] e também da definição de eficiência utilizada [25], concluímos que o valor obtido é coerente com as observações de Lichtwark e colaboradores [44].

A maneira como as alterações na mecânica de contração dos músculos mais complacentes se refletem no aumento do consumo metabólico pode ser melhor compreendida analisando-se as curvas de potência e o trabalho realizado pelas fibras e pelo tendão dos dois músculos (figuras 5.11, 5.12, 5.13 e 5.14). Tanto para o sóleo quanto para o gastrocnêmio, há um aumento do trabalho positivo realizado pela fibra na fase de alongamento do ciclo AE. Esse aumento do trabalho é reflexo de uma maior dissociação entre o movimento das fibras musculares e o movimento da unidade músculo-tendão (figura 5.10) nos músculos mais complacentes. Nesses músculos, as fibras passam a atuar concentricamente enquanto o músculo todo está se alongando.

No gastrocnêmio, as fibras musculares, nas condições de maior nível de complacência, atuam quase isometricamente no final da fase de alongamento (figura 5.10), contribuindo para a diminuição do trabalho negativo nessa fase de ciclo AE (figura 5.12). No sóleo, o trabalho negativo realizado pelas fibras não diminui de maneira representativa entre as condições de menor e maior complacência, talvez devido ao fato de suas fibras não chegarem a atuar isometricamente mesmo nas condições de menor rigidez do TAq (figura 5.13). A dissociação entre o movimento da fibra e o movimento do músculo na fase de alongamento permite que seja armazenada uma maior quantidade de energia elástica no tendão, o que se vê nos gráficos da figura 5.14.

Na fase de encurtamento, quando a energia armazenada na elasticidade em série é reaproveitada, nota-se, em ambos os músculos, uma redução no trabalho positivo realizado pelas fibras musculares nas condições de maior complacência do tendão (figura 5.12 e tabela 5.2). No entanto, para o gastrocnêmio, há também um aumento no trabalho negativo realizado pela fibra, ou seja, antes de se contrair as fibras se alongamativamente, provavelmente pelo fato do tendão mais complacente resistir pouco às tensões e se encurtar rapidamente. Nesses casos a energia armazenada no tendão na fase de alongamento não é aproveitada de maneira eficiente,

uma vez que as fibras musculares voltam a atuar concentricamente no final dessa fase, operando mais distantes do seu comprimento ótimo.

Dessa maneira, podemos concluir que o aumento no trabalho positivo do elemento contrátil no músculo sóleo, durante o ciclo AE, é apenas parcialmente compensado pela economia de energia na fase de encurtamento, o que resulta em um aumento do consumo energético da condição de menor para a de maior complacência (tabela 5.2). Já para o gastrocnêmio, tanto as condições de maior rigidez quanto de maior complacência são custosas do ponto de vista do consumo metabólico: em músculos rígidos, pela maior necessidade em se realizar trabalhoativamente pelo elemento contrátil, e nos mais complacentes, pela ineficiência do aproveitamento da energia armazenada na fase de alongamento. Como resultado observamos, para o gastrocnêmio, o mínimo na relação consumo metabólico versus ϵ_0 .

O valor de ϵ_0 no qual ocorre o mínimo consumo metabólico do gastrocnêmio não coincide com o valor de ϵ_0 para o qual a eficiência mecânica desse músculo é máxima. Nossa interpretação para isso é que a máxima eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia é atingidaativamente na fase de encurtamento, ou seja, requer um certo consumo metabólico.

As diferenças em como os músculos sóleo e gastrocnêmio respondem ao aumento da complacência no TAq ressaltam o papel diferenciado desses músculos durante a marcha, extensamente relatado na literatura [57, 26]. A diferença no comportamento dos dois músculos se explica pelo fato do gastrocnêmio ser um músculo biarticular e o sóleo um músculo uniarticular. Se explica também pela diferença na arquitetura muscular de ambos os músculos, que está reproduzida em nosso modelo para esses músculos. O comprimento ótimo das fibras musculares e o comprimento de repouso do tendão do sóleo são menores quando comparados aos do gastrocnêmio medial e aos do gastrocnêmio lateral [9]. Por outro lado, o ângulo de penação do sóleo e a força isométrica máxima gerada por esse músculo são maiores em relação a ambos os feixes do gastrocnêmio (F_M^o para o sóleo é maior do que a soma das forças isométricas máximas produzidas pelos dois feixes do gastrocnêmio) [9].

A arquitetura e a localização diferenciada desses dois músculos também pode explicar as diferenças na amplitude de deslocamento dos dois feixes do TAq, reportadas na figura 5.9. Durante o ciclo AE o feixe do TAq ligado ao gastrocnêmio tem uma maior excursão em relação ao do sóleo. O movimento previsto para os dois feixes do TAq é, de certa maneira, independente. Essa independência é vista na figura 5.9, pelo movimento em sentidos opostos dos tendões do sóleo e do gastrocnêmio (nos instantes entre 30 – 50%).

O movimento diferenciado dos dois tendões já foi observado experimentalmente [83] e a magnitude desse deslocamento diferencial, previsto em nossas simulações ($6,30 \pm 0,06 mm$), não está muito distante dos valores medidos, para as condições de menor complacência. Já para as condições de maior complacência, esses valores se distanciam dos valores fisiológicos esperados. Portanto, nossos resultados sugerem que para gerar a mesma potência em uma condição de complacência excessiva do TAq, o triceps sural necessitaria um movimento diferenciado do TAq

que está além dos valores fisiológicos esperados, ou seja, podem não ser possíveis de serem atingidos, o que afetaria o desempenho do tríceps sural. Além disso, observações experimentais sugerem que o TAq de idosos perde a capacidade de realizar esse movimento diferenciado [82], o que certamente pode comprometer o funcionamento independente do gastrocnêmio e do sóleo e, consequentemente, a eficiência desses músculos durante o ciclo AE.

Sendo assim, de maneira geral, nossos resultados indicam que, durante a marcha, para gerar potências similares as de um músculo com tendão mais rígido, as fibras dos músculos do triceps sural excessivamente complacentes operam mais distante de seu comprimento ótimo, exigindo maior ativação desses músculos durante a fase de alongamento do ciclo AE. Isso resulta num aumento do consumo energético e na diminuição da eficiência do mecanismo de armazenamento e devolução de energia no triceps sural.

Para as condições de maior complacência, nossas simulações ainda prevêem a necessidade de um movimento independente entre os feixes do TAq, com uma amplitude que excede os valores fisiológicos esperados. Podemos ressaltar ainda que os resultados de nossas simulações para as condições de maior complacência do TAq se assemelham a algumas medidas experimentais realizadas em idosos, o que corrobora nossa hipótese de que o nível de complacência do TAq pode realmente ser um fator contribuinte para as alterações na biomecânica e no consumo metabólico da marcha em idosos.

Apesar de nossos resultados se referirem a simulações realizadas com os dados de apenas um indivíduo e das simplificações realizadas em nosso modelo - que incluem desconsiderar os movimentos na direção medial-lateral e modelar os músculos gastrocnêmio medial e lateral por um único músculo - serem limitações de nosso estudo, acreditamos que elas não comprometem nossas conclusões mais gerais, já que os movimentos controlados pelo triceps sural ocorrem principalmente no plano sagital e que o indivíduo selecionado representa um adulto saudável típico (ver figura 5.2). Além disso, como discutido anteriormente, os níveis de ativação aqui simulados são comparáveis aos resultados das simulações que consideram os movimentos nos outros planos anatômicos [7, 88] e aos níveis de ativação determinados a partir de medidas da atividade elétrica muscular [13, 78]. Adicionalmente, a excursão das fibras musculares do sóleo e do gastrocnêmio também são comparáveis a valores determinados experimentalmente.

Ao utilizarmos o CMC para investigar o efeito de um aumento da complacência do TAq na produção de força nos músculos do tríceps sural, optamos por não investigar o efeito dessa variável na cinemática do andar, já que o CMC simula a dinâmica de ativação e contração muscular quando a cinemática do esqueleto é prescrita. Essa abordagem faz sentido já que nosso objetivo para esse estudo era compreender as possíveis alterações nos mecanismos de produção de força pelo triceps sural com tendão excessivamente complacente, necessárias à manutenção de um padrão de marcha normal (o padrão de um adulto jovem saudável). Contudo, para compreendermos melhor o efeito de um aumento na complacência do TAq nas alterações na biomecânica do andar, tanto de adultos quanto de idosos, é necessário o uso de métodos de

simulação que não imponham restrições à cinemática do modelo.

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 de Aquiles se movimentem de maneira independente [83]. 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 [54]. Também como resultado desse remodelamento, pode ocorrer, no tendão de Aquiles, um aumento na adesão entre os seus feixes [82], reduzindo a capacidade dos músculos gastrocnêmio e sóleo se 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 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 efici-

ência 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. Concluímos, 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 as 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. Anderson, C. John, E. Guendelman, A. S. Arnold, and S. Delp. Simtrack: Software for rapidly generating muscle-actuated simulations of long-duration movement. In *Proceedings of the International Symposium on Biomedical Engineering*, 2006.
- [6] 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.
- [7] F. C. Anderson and M. G. Pandy. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34:153–161, 2001.
- [8] 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.
- [9] E. Arnold, S. Ward, R. Lieber, and S. Delp. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2):269–279, 2010.

- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] M. R. Campion, editor. *Hidroterapia*. Manole, 2000.
- [17] 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.
- [18] P. de Leva. Adjustment to Zatsyorský-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230, 1996.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.

- [22] P. deVita and T. Hortobagyi. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88:1804–1811, 200.
- [23] J. G. Dângelo and C. A. Fatini. *Anatomia humana sistêmica e segmentar*. Editora Atheneu, 3 edition, 2007.
- [24] A. Erdemir, S. McLean, and A. J. Borgert. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2):131–154, 2007.
- [25] 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.
- [26] 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.
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] 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.
- [30] A. Graf, J. O. Judge, S. Ōunpuu, 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.
- [31] 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.
- [32] C. A. Heyneman and D. E. Premo. A 'water-walker' exercise program for the elderly. *Public Health Reports*, 78:213–217, 1992.
- [33] 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.

- [34] 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.
- [35] M. Ishikawa, P. Komi, M. Grey, V. Lepola, and G.-P. Bruggemann. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology*, 99(2):603–608, 2005.
- [36] C. John, F. Anderson, J. Higginson, and S. Delp. Stabilisation of walking by intrinsic muscle properties revealed in a three-dimensional muscle-driven simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(4):451–462, 2013.
- [37] 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.
- [38] 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.
- [39] 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.
- [40] P. V. Komi. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 23(Sup.1):23–34, 1990.
- [41] A. Kuo. A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(1):148–159, 1998.
- [42] Y.-H. Kwon. Object plane deformation due to refraction in two-dimensional underwater motion analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 15:396–403, 1999.
- [43] 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.
- [44] G. Lichtwark and A. Wilson. Is achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *Journal of Biomechanics*, 40(8):1768 – 1775, 2007.
- [45] 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.

- [46] 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.
- [47] 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.
- [48] O. Mian, J. Thom, L. Ardigò, A. Minetti, and M. Narici. Gastrocnemius muscle-tendon behaviour during walking in young and older adults. *Acta Physiologica*, 189:57–65, 2007.
- [49] 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.
- [50] T. Miyoshi, M. Nakazawa, K. and 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.
- [51] T. Miyoshi, T. Shirota, et al. Lower limb joint moment during walking in water. *Disability and Rehabilitation*, 25(21):1219–1223, 2003.
- [52] T. Miyoshi, T. Shirota, et al. Function roles of lower-limb joint moments while walking in water. *Clinical Biomechanics*, 20(2):194–201, 2005.
- [53] 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.
- [54] 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.
- [55] 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.
- [56] R. Neptune. Computer modeling and simulation of human movement: Applications in sports and rehabilitation. *Scientific Principles of Sports Rehabilitation*, 11(2):417–434, 2000.
- [57] 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.

- [58] D. J. Newman. *Human locomotion and energetics in simulated partial gravity*. Tese de doutorado, Massachusetts Institute of Technology, 1992.
- [59] J. N. Newman. *Marine Hydrodynamics*. The Massashussets Institute of Technology Press, 1977.
- [60] M. Orselli and M. Duarte. Feasibility of using opensim for estimating muscle forces during walking in the aquatic environment. In *Proceedings of the XXIV Congress of the International Society of Biomechanics*, 2013.
- [61] 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.
- [62] M. I. V. Orselli and M. Duarte. Joint forces and torques when walking in shallow water. *Journal of Biomechanics*, 44(6):1170 – 1175, 2011.
- [63] M. Pandy. Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review on Biomedical Engineering*, 3:245–273, 2001.
- [64] F. A. Panizzolo, D. J. Green, D. G. Lloyd, A. J. Maiorana, and J. Rubenson. Soleus fascicle length changes are conserved between young and old adults at their preferred walking speed. *Gait & Posture*, 38(4):764–769, 2013.
- [65] J. Perry. *Análise de Marcha: Marcha Normal*, volume 1. Manole, 2004.
- [66] 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.
- [67] F. Prince, H. Corriveau, R. Hébert, and D. Winter. Gait in the elderly. *Gait & Posture*, 5:128–135, 1997.
- [68] J. Prins and D. Cutner. Aquatic therapy in the rehabilitation of athletic injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 18(2):447–461, 1999.
- [69] 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.
- [70] T. Pöyhönen, S. Spilä, et al. Effects of aquatic resistance training on neuromuscular performance in health women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(1):2103–2109, 2002.

- [71] 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.
- [72] P. O. Riley, U. D. Croce, and D. C. Kerrigan. Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34(2):197–202, 2001.
- [73] D. G. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. N. Whittlesey. *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics, 2 edition, 2014.
- [74] 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.
- [75] 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.
- [76] G. B. Salsich and M. J. Mueller. Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait & Posture*, 11(3):207–216, 2000.
- [77] 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.
- [78] 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.
- [79] 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.
- [80] 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.
- [81] G. G. Simoneau. *Cinesiologia do Aparelho Músculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação Física*, chapter Cinesiologia da Caminhada, pages 525–573. Guanabara Koogan, 2006.
- [82] 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.

- [83] L. C. Slane and D. G. Thelen. Non-uniform displacements within the achilles tendon observed during passive and eccentric loading. *Journal of Biomechanics*, 47(12):2831–2835, 2014.
- [84] 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.
- [85] 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.
- [86] 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.
- [87] D. G. Thelen. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contraction in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125:70–77, 2003.
- [88] 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.
- [89] 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.
- [90] 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.
- [91] B. R. Umberger. Stance and swing phase costs in human walking. *Journal of the Royal Society Interface*, 7:1329–1340, 2010.
- [92] 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.
- [93] C. Vaughan, B. Davis, and J. O'Connor. *Dynamics of Human Gait*. Kiboho Publishers, 2a edition, 1999.
- [94] M. W. Whittle. *Gait Analysis*. Butterworth Heinemann, 2nd edition, 1996.
- [95] D. A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, 2nd edition, 1990.
- [96] G. T. Yamaguchi. *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion: A Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions*. Springer, 2006.

- [97] 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.
- [98] F. E. Zajac. Muscle and tendon: properties, models, scaling and applications to biomechanics and motor control. *Critical Review in Biomedical Engineering*, 17(4), 1989.
- [99] 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.
- [100] V. M. Zatsiorsky. *Kinetics of Human Motion*. Human Kinetics, 2002.
- [101] 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.