



MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR EM CORREDORES

Mariana Souza Pinto

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro

Julho de 2017

MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR EM CORREDORES

Mariana Souza Pinto

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Luiz Carlos da Silva Nunes, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2017

Pinto, Mariana Souza

Módulo Tangente do Tendão Calcâneo em Corredores/ Mariana Souza Pinto. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

X, 40 : il.; 29,7 cm.

Orientadora: Liliam Fernandes de Oliveira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 35-40.

1. Módulo Tangente. 2. Tendão Calcâneo. 3. Corredores. I. Oliveira, Liliam Fernandes de. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais Danilo e Marília e aos meus irmãos Daniel e Matheus, que são minha fonte de energia.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus pela proteção diária e pela oportunidade de conquistar meus objetivos.

Agradeço aos meus pais Danilo e Marília pelo apoio de sempre. Vocês são meus maiores exemplos. Toda e qualquer conquista minha é para vocês. Não há palavras para agradecer tudo que fizeram e fazem por mim. Amo vocês mais que tudo no mundo e me dedico para todo esforço ser recompensado. Tudo o que faço é para vocês.

Ao meu irmão Daniel pelas conversas, motivação, todo apoio e carinho.

Ao meu irmão Matheus pela alegria todas as vezes que voltava para casa.

Estar longe não é fácil e mesmo com a distância vocês sempre estiveram presentes me encorajando. Vocês são minha base.

Ao Davi pelo apoio, compreensão e amor. Viver no Rio de Janeiro sem você seria desesperador.

Às amigas de Juiz de Fora que compreenderam minha ausência por diversas vezes e mesmo assim estiveram ao meu lado.

Às amigas-irmãs do Rio de Janeiro que dividiram não só o apartamento comigo, mas todas as dificuldades vividas neste processo.

Às queridas Pinetes que o PEB me proporcionou conhecer. Mulheres incríveis que admiro e tenho o prazer de chamar de amigas.

À Natália por todo apoio, competência, parceria e dedicação durante o desenvolvimento deste trabalho.

À professora Liliam pela orientação, presença, atenção e paciência.

Ao Carlos pela divulgação da pesquisa e acesso aos participantes.

A todos que contribuíram para a conclusão desta etapa de grande importância na minha formação pessoal e profissional, o meu muito obrigada!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR EM CORREDORES

Mariana Souza Pinto

Julho/2017

Orientador: Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

O número de interessados pela corrida como esporte vem aumentando exponencialmente e com isso os avanços tecnológicos e as pesquisas relacionadas a essa prática foram alavancadas, motivadas para melhorar o desempenho e a avaliação dos corredores. O objetivo deste estudo foi avaliar o módulo tangente do tendão calcanear (TC) de indivíduos praticantes de corrida. Participaram do estudo 30 indivíduos, onde 10 formaram o grupo confiabilidade, 8 corredores recreacionais e 12 atletas (6 da modalidade fundo e 6 de triatlo ou pentatlo). O teste consistiu em mobilizações passivas da articulação do tornozelo, a uma velocidade de 5°/s, de 30° de flexão plantar até a amplitude máxima estipulada por cada indivíduo, simulatâneo ao monitoramento do deslocamento da junção miotendínea com ultrassonografia. O Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e o Erro Típico da Medida (ETM) foram aplicados para verificar a confiabilidade de todos os parâmetros. Não foram encontradas diferenças significativas entre os parâmetros avaliados quando comparados os grupos de corredores recreacionais e atletas. Porém, o grupo de corredores de fundo apresentou maior módulo tangente máximo ($403,67 \pm 64,53$ MPa) do que o dos praticantes de corrida de triatlo/pentatlo ($213,15 \pm 43,27$ MPa). Este estudo aponta para maiores valores de rigidez do TC em corredores de fundo.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ACHILLES TENDON'S TANGENT MODULUS IN RUNNERS

Mariana Souza Pinto

July/2017

Advisors: Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

The number of people interested in running as a sport has been increasing exponentially enhancing the technological advances and research related to this practice, motivated by the improvement of the runners performance. The objective of this study was to evaluate the tangent modulus of the calcaneal tendon (CT) of runners. Thirty individuals participated in the study, where 10 formed the reliability group, 8 recreational runners and 12 athletes (6 from the modality of 5 and 10 km and 6 from other modalities). The test consisted of passive mobilizations of the ankle joint, at a speed of 5°/s, of 30° of plantar flexion until the maximum amplitude stipulated by each individual, simultaneous to the monitoring of the displacement of the myotendine junction with ultrasonography. The Intraclass Correlation Coefficient (ICC) and the Typical Measurement Error (TME) were applied to verify the reliability of all parameters, where the coefficients obtained indicated reliability ranging from reasonable to excellent. No significant differences were found between the parameters when comparing the recreational and athletes runners. However, the group of 10 Km runners had a higher maximum tangent modulus (403.67 ± 64.53 MPa) than that of runners in other modalities (213.15 ± 43.27 MPa). This study points to higher values of CT stiffness in long distance runners.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivos	3
1.1.1	Objetivo Geral	3
1.1.2	Objetivos Específicos	3
2	Revisão de Literatura	4
2.1	Propriedade Mecânicas do Tendão Calcâneo	4
2.2	Torque x Ângulo	4
2.3	Deslocamento da Junção Miotendínea x Torque	6
2.4	Módulo de Young e Módulo Tangente	7
2.5	Braço de Momento	8
2.6	Área de Secção Transversal	10
3	Materiais e Métodos	12
3.1	Caracterização da amostra	12
3.2	Cálculo do Módulo Tangente	13
3.3	Instrumentação	15
3.4	Procedimentos	17
3.5	Protocolo de testes	18
3.5.1	Deformação do tendão	18
3.5.2	Deslocamento da JMT	19
3.6	Análise dos parâmetros avaliados	21
3.7	Análise estatística	23
4	Resultados	25
4.1	Confiabilidade dos parâmetros	25
4.2	Resultados Grupo Recreacional x Grupo Atleta	26
5	Discussão	30
5.1	Discussão da Confiabilidade dos Parâmetros	30
5.2	Discussão do Grupo Recreacional x Grupo Atleta	31
6	Conclusão	34
7	Referências Bibliográficas	35

Lista de Siglas

UMT	Unidade Músculo-Tendão
TS	Tríceps Sural
TC	Tendão Calcanear
IRP	Índice de Rigidez Passiva
JMT	Junção Miotendínea
E	Módulo de Young
BM	Braço de Momento
AST	Área de Secção Transversal
E_t	Módulo Tangente Verdadeiro
ART	Ângulo de Repouso do Tornozelo
CP	Comprimento da Perna
CT	Comprimento do Tendão Calcanear em Repouso
AMD	Ângulo Máximo de Dorsiflexão
PTP	Pico de Torque Passivo
DJMT	Deslocamento Máximo da Junção Miotendínea
$\sigma_{true\ máx}$	Tensão Verdadeira máxima
$\epsilon_{true\ máx}$	Deformação Verdadeira Máxima
$E_{t\ máx}$	Módulo Tangente Verdadeiro Máximo
CVM	Contração Voluntária Máxima
CR	Centro de Rotação
CG	Coordenadas Generalizadas
ν	Coefficiente de Poisson
LAMFE	Laboratório de Análise do Movimento e Fisiologia do Exercício
PEB	Programa de Engenharia Biomédica
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
σ_{true}	Tensão Axial Verdadeira
ϵ_{true}	Deformação Axial Verdadeira
AST_{true}	Área de Secção Transversal Variável

GL	Músculo Gastrocnêmio Lateral
GM	Músculo Gastrocnêmio Medial
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
ETM	Erro Típico da Medida

Capítulo 1

Introdução

Desde o final dos anos 60 e início dos anos 70, o número de interessados pela corrida como esporte vem aumentando exponencialmente, principalmente por ser uma atividade física de baixo custo, com benefícios para a saúde. O crescimento desse esporte tem sido estimulado pelo aumento na quantidade de provas de corrida de longa distância. Mais de 40 milhões de pessoas praticam corrida nos Estados Unidos, seja para recreação ou competição (Novacheck, 1998; Yamato *et al.* 2015; Videbæk *et al.*, 2015).

Com a explosão de praticantes de corrida e com os avanços tecnológicos, as pesquisas relacionadas a essa prática foram alavancadas, motivadas para melhorar o desempenho e a avaliação dos corredores. No entanto, o número de lesões relacionadas com a corrida tem aumentado. A cada ano, de 25 a 50% dos corredores são acometidos por lesões que afetam diretamente a prática de atividade física. O aumento da incidência de lesão ocorre, na maioria dos casos, devido ao acúmulo de ciclos repetitivos com pequenas sobrecargas. Uma variedade de fatores intrínsecos e extrínsecos têm sido responsabilizados pelo desenvolvimento destes tipos de lesões (Novacheck, 1998; Yamato *et al.*, 2015; Videbaek *et al.*, 2015; Bogaerts *et al.*, 2016).

A unidade músculo-tendão (UMT) do Tríceps Sural (TS) é essencial para a locomoção humana, fonte de força propulsora da caminhada e da corrida. A variação das propriedades mecânicas do TS afeta diretamente a eficiência da locomoção e aumenta a predisposição a novas lesões (Ooi *et al.*, 2015; Butler e Dominy, 2016).

Nos últimos anos, estudos confirmaram que as propriedades mecânicas dos membros inferiores estão relacionadas diretamente com o gasto energético durante a corrida. Segundo Kubo *et al.* (2010), o tendão calcâneo (TC) de corredores de longa distância apresentou menor rigidez ($31,1 \pm 10,0$ N/mm) quando comparado a um grupo de indivíduos que não praticam corrida ($34,9 \pm 10,8$ N/mm) e isso favorece o desempenho durante o esporte.

Fletcher *et al.* (2013) compararam a rigidez do TC entre homens e mulheres que praticam corrida e concluíram que mulheres apresentam menor rigidez (125 ± 5 N/mm) dessa estrutura do que homens (191 ± 5 N/mm) com treinos semelhantes. Porém, o gasto energético é similar entre os sexos, não apresentando correlação com a rigidez.

Ao avaliar corredores uma hora pós maratona, Ooi *et al.* (2015) identificaram significativa diminuição na rigidez do TC, que pode sugerir um aumento no risco de lesão devida à tensão mecânica durante o exercício. No entanto, Peltonen *et al.* (2012) concluíram que a corrida não reduz a rigidez do TC. Os resultados conflitantes encontrados na literatura podem ser justificados pelas diferenças na metodologia dos estudos, além da discrepância entre intensidade, duração e frequência de treinos dos indivíduos que compõem as amostras ou o próprio tamanho destas.

A UMT do TS é frequentemente estudada por meio da análise da curva torque passivo x ângulo de dorsiflexão do tornozelo durante uma mobilização passiva. O coeficiente angular da parte linear desta curva é definido como índice de rigidez passiva (IRP) da UMT. Para aprimorar o cálculo do IRP do TS são incorporados dados da curva deslocamento da junção miotendínea (JMT) x torque passivo, obtidos por ultrassonografia e dinamômetro isocinético (Abellaneda *et al.*, 2009; Nakamura *et al.*, 2012).

Já o Módulo de Young (E), é uma propriedade mecânica relacionada com o material do tecido. Os estudos que analisam o E do TC, apresentam limitações e valores controversos. A metodologia para cálculo do E do TC utiliza valores de torque em vez da força, desconsiderando o braço de momento (BM) ou considerando um valor fixo para este. O mesmo acontece no cálculo da tensão, cuja área de secção transversal (AST) utilizada é constante, medida em repouso (Zhao *et al.*, 2009; Arya e Kulig, 2010).

A metodologia utilizada no presente estudo foi descrita por Oliveira *et al.* (2016), que utiliza o Módulo Tangente (E_t) para estudo do TC por ser mais adequado ao seu comportamento não-linear. A partir da aplicação de uma tração longitudinal, a AST sofre alteração como visto no estudo *in vitro* de Vergari *et al.* (2011). Nesse caso, o BM e a AST são considerados parâmetros variáveis.

Como a literatura diverge em relação às propriedades mecânicas do TC de corredores, o presente estudo busca esclarecer sobre as características mecânicas deste tecido com potencial aplicação tanto na reabilitação quanto no treinamento de corredores, utilizando a forma mais adequada para estimar estas propriedades até o momento.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar o Módulo Tangente (E_t) do tendão calcâneo (TC) de indivíduos praticantes de corrida.

1.1.2 Objetivos Específicos

Verificar a confiabilidade do método de cálculo do módulo tangente.

Determinar a tensão e a deformação verdadeiras máximas passivas do TC de indivíduos corredores.

Comparar a curva módulo tangente verdadeiro x deformação verdadeira em corredores recreacionais e corredores atletas e entre as modalidades de atletas.

Comparar o ângulo de repouso do tornozelo (ART), o braço de momento (BM), o comprimento da perna (CP), o comprimento do tendão calcâneo (CT), a área de secção transversal (AST), o ângulo máximo de dorsiflexão (AMD), o pico de torque passivo (PTP), o deslocamento máximo da JMT (DJMT), a tensão verdadeira máxima ($\sigma_{true\ máx}$), a deformação verdadeira máxima ($\epsilon_{true\ máx}$) e o módulo tangente verdadeiro máximo ($E_{t\ máx}$) dos grupos de corredores recreacionais e corredores atletas e entre as modalidades de atletas.

Capítulo 2

Revisão de Literatura

2.1 Propriedade Mecânicas do Tendão Calcanear

O tendão calcanear (TC) é o tendão mais forte do corpo humano, porém a elevada sobrecarga imposta e os esforços contínuos durante a corrida, o torna um dos tendões mais acometidos por lesões. As propriedades mecânicas do TC têm sido foco de muitos estudos devido à grande incidência de lesões no tecido. Essas propriedades são responsáveis por suportar grandes forças musculares com deformação mínima (Arya e Kulig, 2010).

Um dos parâmetros do TC é a rigidez, que apresenta influência significativa na transmissão de força, potência muscular e absorção de energia para a locomoção. Entretanto, é influenciada pelo comprimento do tendão e sua AST. No entanto, a relação entre a rigidez e a morfologia do tendão permanece controversa, uma vez que o Módulo de Young (E) caracteriza uma das propriedades mecânicas do tendão e independe de suas características geométricas (Arya e Kulig, 2010).

2.2 Torque x Ângulo

Um dos parâmetros do TC mais descritos na literatura é a rigidez. Este parâmetro é obtido pelo coeficiente angular da reta ajustada à curva do torque passivo durante a dorsiflexão por ângulo do tornozelo durante uma mobilização passiva (curva torque x ângulo) realizado em um dinamômetro isocinético, como na Figura 1 (Abellana *et al.*, 2009).

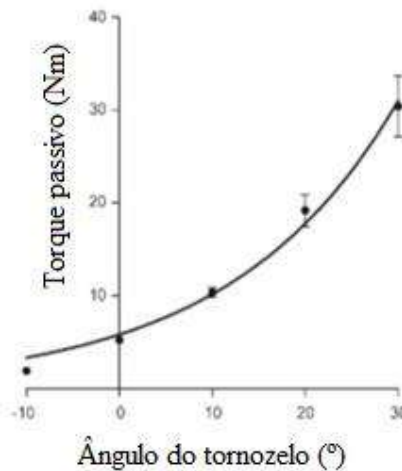


Figura 1 – Gráfico Torque passivo X Ângulo do tornozelo (Abellaneda *et al.*, 2009).

Este coeficiente angular pode ser estimado em diferentes pontos da curva, justificando valores distintos de rigidez para uma amostra semelhante, assim como amostras heterogêneas podem justificar valores discrepantes de rigidez para um mesmo ponto da curva.

Abellaneda *et al.* (2009) por exemplo, analisaram a rigidez em protocolo passivo considerando o intervalo entre 20 e 30° de dorsiflexão e encontraram $1,02 \pm 0,5 \text{ Nm}^\circ$, valor semelhante ao encontrado por Oliveira *et al.* (2016), enquanto Nakamura *et al.* (2011) utilizaram o intervalo de 15 a 25° para avaliar a rigidez e obtiveram como resultado $1,48 \pm 0,16 \text{ Nm}^\circ$. Riemann *et al.* (2001) avaliaram a rigidez em 10° de dorsiflexão e encontraram aproximadamente $2,5 \text{ Nm}^\circ$, ao passo que Buckner *et al.* (2015) observaram $1,5 \text{ Nm}^\circ$ de rigidez, também em 10° de dorsiflexão. Todos os estudos supracitados utilizaram amostras semelhantes compostas por jovens saudáveis do sexo masculino.

Em mulheres, Riemann *et al.* (2001) obtiveram $1,5 \text{ Nm}^\circ$ de rigidez em 10° de dorsiflexão. Gajdosik *et al.* (1999 e 2002) encontraram em seu estudo $0,50 \pm 0,11 \text{ Nm}^\circ$ de rigidez em uma amostra composta por mulheres. Os autores dividiram a curva em duas metades e encontraram $0,26 \pm 0,07 \text{ Nm}^\circ$ de rigidez na primeira metade e $0,74 \pm 0,19 \text{ Nm}^\circ$ na segunda metade da curva. Estes também analisaram mulheres de meia idade (entre 40 e 59 anos) que apresentaram média de $0,49 \pm 0,16 \text{ Nm}^\circ$ de rigidez e mulheres idosas (entre 60 e 84 anos) com $0,44 \pm 0,13 \text{ Nm}^\circ$.

Apesar de utilizarem pontos distintos da curva torque x ângulo e amostras diferentes em relação a gênero e idade, os valores de rigidez encontrados na literatura

são semelhantes. Estes trabalhos utilizaram metodologia semelhante à proposta no presente estudo.

2.3 Deslocamento da Junção Miotendínea x Torque

Com os avanços nas técnicas de imagem, em especial a ultrassonografia, tornou-se possível analisar em tempo real estruturas músculo tendíneas e sua arquitetura muscular (Figura 2). Com o monitoramento do deslocamento da junção miotendínea (JMT) é possível obter uma curva deslocamento da JMT x torque passivo de dorsiflexão. Por meio da inclinação desta curva, utilizam-se dados que permitem aprimorar o cálculo do IRP e, assim, identificar o comportamento dos tecidos (músculo e tendão) individualmente (Abellaneda *et al.*, 2009; Nakamura *et al.*, 2012).



Figura 2 – Imagem de ultrassom do Tríceps Sural, destacando a junção miotendínea.

Alguns estudos que determinam a deformação relativa do TC sofrida com o alongamento da UMT, apresentam valores semelhantes, apesar de algumas diferenças na metodologia: Magnusson *et al.* (2001) encontraram deformação relativa de 4,4%; Arampatzis *et al.* (2005) de $4,72\% \pm 1,85\%$; Kubo *et al.* (2005) de $5,2\% \pm 1,4\%$; Muraoka *et al.* (2005) de $5,3\% \pm 1,6\%$; Peixinho *et al.* (2008) de $4,28\% \pm 2,37\%$; Kay e Blazevich (2009) de $5,1\% \pm 1,6\%$; Arya e Kulig (2010) de $4,36\% \pm 0,31\%$ e Blazevich *et al.* (2014) de aproximadamente 3,9%.

2.4 Módulo de Young e Módulo Tangente

Para caracterizar tendões de diferentes indivíduos e em diferentes condições e tamanhos, o Módulo de Young (E) parece ser a propriedade mecânica mais adequada a ser avaliada, quando comparada ao IRP global da estrutura (Oliveira *et al.*, 2016). Alguns estudos estimaram o E do TC e estes apresentaram certas limitações e resultados controversos.

As metodologias que compõem o E do TC utilizam valores de torque como sendo valores de força, desconsiderando o braço de momento (BM). Alguns estudos que o incluem utilizam valores constantes. Ademais, sabe-se ainda que o BM do TC varia em função do ângulo articular (Oliveira *et al.*, 2016). A área de secção transversal (AST) do TC é incluída no cálculo do E e também é considerada com valor constante (Zhao *et al.*, 2009; Arya e Kulig, 2010).

Zhao *et al.* (2009) relataram valores do E de $220,2 \pm 83,3$ MPa enquanto Arya e Kulig (2010) encontraram $1671,02 \pm 277,50$ MPa para diferentes grupos. Stenroth *et al.* (2016) compararam corredores de endurance (treino de intensidade moderada, maior resistência e longa duração) e corredores de sprint (intensidade alta, maior potência e curta duração) com idade entre 70 e 80 anos e encontraram 560 ± 220 MPa e 480 ± 190 MPa, respectivamente, enquanto o grupo controle pareado por idade apresentou E de 590 ± 170 MPa. Outros estudos em corredores apresentaram valores para o E de 1100 ± 300 MPa e 728 ± 119 MPa (Wiesinger *et al.*, 2016; Rosager *et al.*, 2002).

Levando em conta a geometria anatômica do TC, sabe-se que deformações longitudinais decorrentes de uma força de tração implicam diretamente na dimensão da AST. Vegari *et al.* (2011) observaram o comportamento não-linear do tendão e sua capacidade de grandes deformações *in vitro*. Desta forma, Oliveira *et al.* (2016) avaliaram o TC com uma metodologia que considera sua não linearidade, com o cálculo do Módulo Tangente (E_t), definido como a derivada local da tensão em função da deformação.

Para o cálculo do E_t , Oliveira *et al.* (2016) apresentaram valores de BM e AST variando em função do ângulo do tornozelo durante a mobilização passiva. A AST variável foi obtida pelo coeficiente de Poisson aplicado na AST de repouso e a variação do BM por equações de regressão propostas por Menegaldo *et al.* (2004). A tensão foi calculada como a razão entre a força axial e a AST. A deformação, por sua vez, foi

calculada como a integral das deformações em função da mudança de comprimento do TC. Até o presente momento, esta parece ser a forma mais adequada para analisar as propriedades mecânicas do TC.

2.5 Braço de Momento

Para estimar o braço de momento (BM) do TC são utilizadas diferentes metodologias, porém os valores encontrados na literatura para o BM de corredores são semelhantes. Mooses *et al.* (2015) avaliaram atletas kenianos e encontraram um valor médio para o BM de 4,0 cm, enquanto Rosager *et al.* (2002) analisaram corredores recreacionais e obtiveram como BM valores médios de 5,51 cm.

As técnicas de imagens mais utilizadas para medir o BM do TC *in vivo* são realizadas com ressonância magnética e ultrassonografia (Maganaris *et al.*, 2000; Fath *et al.*, 2010). As mais descritas na literatura são: o método do centro de rotação (CR) e a técnica de excursão do tendão.

No método de centro de rotação, são utilizadas imagens da articulação do tornozelo no plano sagital para identificar o centro de rotação articular, que é calculado a partir da equação: $BM = \text{distância CR (articulação)} - \text{distância LA}$, em que o BM corresponde ao braço de momento, CR corresponde à posição do centro de rotação da articulação (identificado por meio das imagens de ressonância magnética) e LA a linha de atuação perpendicular ao centro de rotação (seja do músculo ou do tendão).

Na técnica de excursão do tendão, a forma como é calculado o BM depende de uma proporção do deslocamento linear do tendão com o ângulo articular correspondente, como descrito na equação: $BM = \frac{\Delta JMT}{\Delta \text{ângulo articular}}$, sendo BM o braço de momento, ΔJMT o deslocamento da junção miotendínea e Δ ângulo articular a variação do ângulo articular.

Maganaris *et al.* (2000) compararam os dois métodos em repouso e com contração voluntária máxima (CVM). Valores similares de BM para ambos os métodos foram observados quando o segmento estava em repouso, porém durante uma CVM a técnica do centro de rotação (CR) apresentou valor significativamente maior que a técnica de excursão do tendão. Segundo os autores, não existe um método ideal para estimativa do BM do TC. Limitações são descritas para ambos: para o método do CR o alto custo e a baixa acessibilidade aos aparelhos de Ressonância Magnética; e para o

método de excursão do tendão a suposição de que estruturas internas (cápsulas articulares, ligamentos e tecidos conjuntivos adjacentes) da articulação não interferem na sua rotação passiva (Fath *et al.*, 2010).

Zhao *et al.* (2009) descreveram um método alternativo de estimativa do BM utilizando imagens de ultrassom e fotografia. Este método consiste no resultado da subtração de distâncias entre o maléolo lateral e a pele medido na fotografia do tornozelo em posição relaxada, e, entre a pele e a metade da espessura do TC medida na imagem longitudinal de ultrassom. Este será o método utilizado no presente estudo devido à sua inovação, simples reprodução e ausência de limitações na literatura.

O estudo de Menegaldo *et al.* (2004) estima o BM variável de acordo com o ângulo do tornozelo durante mobilização passiva através de equações de regressão. Para elaboração destas, o modelo cinemático de três dimensões descrito por Delp *et al.* (1990) foi usado em conjunto com o *software* SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling). Esse programa é uma plataforma utilizada em trabalhos biomecânicos, que permite desenvolver modelos de estruturas músculo-esqueléticas e criar simulações dinâmicas de movimento.

Menegaldo *et al.* (2004) utilizaram o SIMM para estimar os parâmetros desejados como funções das coordenadas generalizadas (CG), que determinam a articulação analisada. Sendo assim, o comportamento cinemático de cada articulação obtido pelo modelo de Delp *et al.* (1990) depende do número de CG utilizadas (no máximo 4), bem como sua amplitude de movimento.

Desta forma, pode-se estimar o braço de momento dessas 43 estruturas a partir de equações do tipo:

$$F(Q1, Q2, Q3, Q4) = a_1 + a_2 f_2(Q1, Q2, Q3, Q4) + a_3 f_2(Q1, Q2, Q3, Q4) + \dots + a_n f_n(Q1, Q2, Q3, Q4),$$

em que F representa o braço de momento relacionado ao número de CGs (Q1, Q2, Q3, Q4).

O trabalho de Menegaldo *et al.* (2004) disponibiliza tabelas que permitem analisar um movimento por seus componentes musculares e articulações envolvidas. No presente estudo será estudado o movimento de flexão plantar até dorsiflexão máxima do tornozelo. De acordo com as tabelas do trabalho de Menegaldo *et al.* (2004), a análise deste estudo compreende os ângulos das articulações do joelho, tornozelo e sub-talar. Para obter estimativas de BM variáveis com o ângulo do tornozelo, foram utilizadas equações de regressão já descritas por Menegaldo *et al.* (2004) e demonstradas nos métodos do presente trabalho.

2.6 Área de Secção Transversal do Tendão Calcanear

No estudo de Rosager *et al.* (2002), indivíduos que praticam corrida como atividade física regular foram comparados com indivíduos não praticantes de corrida. Foi identificada maior área de secção transversal (AST) do tendão calcanear (TC) em corredores (aproximadamente 95 mm²) do que em não corredores (75 mm²). Segundo os autores, isto sugere uma adaptação do tecido à uma exposição crônica exercida pela corrida.

Em outro estudo (Wiesinger *et al.*, 2016), a AST do TC foi comparada entre atletas de elite de esqui, corredores de longa distância, jogadores de pólo aquático e indivíduos sedentários. Os jogadores de pólo aquático apresentaram AST de 80 ± 10 mm², sendo menor do que outros atletas ou controles. Dentre os atletas, a AST foi maior em corredores (110 ± 10 mm²) e atletas de esqui (100 ± 10 mm²).

Stenroth *et al.* (2015) estudaram as propriedades da UMT comparando corredores de diferentes modalidades com grupos controle de idades distintas. No grupo de corredores de *sprint* foi observado que a AST média do TC foi de 96,5 ± 24,9 mm²; no grupo de corredores de *endurance* a AST avaliada foi de 82,0 ± 19,8 mm²; o grupo de controles pareados por idade (aproximadamente 74 anos) tiveram AST de 69,0 ± 12,2 mm² e controles jovens destreinados (aproximadamente 18 anos) de 56,5 ± 9,6 mm². Não foram observadas diferenças significativas entre a rigidez do TC nos grupos estudados.

A variação da AST é desconsiderada nos estudos de rigidez do TC, porém no presente estudo essa variação foi utilizada para determinar o Módulo Tangente.

Os diagramas tensão-deformação apresentam uma região inicial de comportamento elástico e linear. A Lei de Hooke é uma relação linear entre a tensão (σ) e a deformação (ϵ), com uma constante de proporcionalidade conhecida como módulo de elasticidade (E) do material. Esta relação é expressa por: $\sigma = E \times \epsilon$.

Quando uma tração simples é imposta a uma barra, a tensão axial é $\sigma = \frac{P}{A}$, em que P é a força aplicada axialmente à barra e A a área de secção transversal da barra. A deformação específica é $\epsilon = \frac{\delta}{L}$, sendo δ o alongamento total da barra e L seu comprimento inicial. Combinando estas expressões com a Lei de Hooke, tem-se que o alongamento da barra é: $\delta = \frac{P L}{A E}$. Esta equação mostra que o alongamento de uma barra

linearmente elástica é diretamente proporcional à força aplicada à barra e ao seu comprimento inicial e inversamente proporcional à área da secção transversal e ao módulo de elasticidade.

Quando a força aplicada a um material é gradualmente reduzida até zero, a deformação sofrida durante a tração imposta desaparecerá parcial ou completamente. A elasticidade é uma característica pela qual ele tende a retornar à forma original. Quando o material volta completamente à forma original, diz-se que é perfeitamente elástico. Se o retorno não for total, diz-se que é parcialmente elástico.

Quando um material é tracionado, o alongamento axial é normalmente acompanhado por uma contração lateral, isto é, a largura reduz enquanto seu comprimento aumenta (Figura 3).



Figura 3 – Exemplo de um objeto (azul) sofrendo uma tração longitudinal, com contração lateral e aumento do comprimento (vermelho).

A relação entre as deformações transversal e longitudinal é constante, dentro da região elástica e é conhecida como relação ou coeficiente de Poisson (ν).

Considerando o tendão como uma estrutura mecanicamente semelhante a uma barra, é plausível que também ocorra a redução de sua área de secção transversal e um aumento em seu comprimento durante a força de tração muscular. Alguns tecidos biológicos não apresentam um comportamento linear, como é o caso do TC. Vergari *et al.* (2011) estudaram o coeficiente de Poisson em tendões de equinos e obtiveram um valor médio de $\nu = 0,55$. Porém em tecidos biológicos incompressíveis é utilizado $\nu = 0,5$ (Ahmadzadeh *et al.*, 2015).

Capítulo 3

Materiais e Métodos

Os testes foram realizados no Laboratório de Análise do Movimento e Fisiologia do Exercício (LAMFE), pertencente ao Programa de Engenharia Biomédica (PEB), do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Após a aprovação pelo comitê de ética e pesquisa (031-2007), as coletas de dados foram iniciadas.

3.1 Caracterização da amostra

A amostra foi composta por 30 indivíduos, alocados em 3 grupos: confiabilidade, corredores recreacionais e corredores atletas. O grupo confiabilidade foi composto de 10 participantes saudáveis, de ambos os sexos, não praticantes de um programa regular de atividades físicas, com idade média de $25,35 \pm 4,81$ anos, peso médio de $65,55 \pm 12,58$ kg e altura média de $1,67 \pm 0,08$ m. Após o primeiro teste, retornaram ao laboratório para a realização do protocolo pela segunda vez.

O grupo de corredores recreacionais foi composto por 8 indivíduos, praticantes de corrida como atividade física regular por mais de 3 anos, com volume de treinamento de 30 a 50 km/semana, com idade média de $34,22 \pm 13,01$ anos, peso médio de $79,22 \pm 10,59$ kg e altura média de $1,76 \pm 0,07$ m. O grupo de atletas foi composto por 12 indivíduos que praticam corrida com objetivo competitivo há mais de 3 anos, com volume de treinamento entre 100 e 120 km/semana, sendo 6 destes corredores de fundo (5 e 10 km) e outros 6 corredores de outras modalidades (triatlo ou pentatlo), com idade média de $22,25 \pm 3,36$ anos, peso médio de $65,41 \pm 4,89$ kg e altura média de $1,74 \pm 0,08$ m. O critério de exclusão foi a presença ou histórico de doença osteomioarticular no membro inferior direito.

O termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) foi entregue aos voluntários contendo orientações sobre a coleta de dados e o consentimento dos mesmos para tal.

3.2 Cálculo do Módulo Tangente

O Módulo Tangente verdadeiro (E_t) é definido como a derivada local da tensão axial verdadeira (σ_{true}) relativa à deformação axial verdadeira (ε_{true}) (Oomens *et al.*, 2009):

$$E_t = \frac{d\sigma_{true}}{d\varepsilon_{true}} \quad (1)$$

Assim, o Módulo Tangente da engenharia (E_{eng}) é calculado a partir da relação entre tensão (σ_{eng}) e deformação (ε_{eng}), em que a tensão é definida pela razão entre força e área de secção transversal inicial; e a deformação, pela razão entre a diferença dos comprimentos final e inicial de uma estrutura, e comprimento inicial da estrutura.

$$\sigma_{eng} = \frac{F}{AST} \quad (2)$$

$$\varepsilon_{eng} = \frac{L-L_0}{L_0} \quad (3)$$

Considerando um pequeno incremento axial no comprimento do tendão, tem-se: $\Delta L = L^T - L^{T_0}$, em que L^T é o comprimento final do tendão e L^{T_0} o comprimento inicial (em repouso).

A deformação verdadeira (ε_{true}) é encontrada integrando $d\varepsilon_{true} = \frac{dL^T}{L^T}$:

$$\varepsilon_{true} = \int_{L^{T_0}}^{L^T} d\varepsilon_{true} = \int_{L^{T_0}}^{L^T} \frac{dL^T}{L^T} = \ln(1 + \varepsilon_{eng}) \quad (4)$$

A tensão verdadeira (σ_{true}) é definida como:

$$\sigma_{true} = \frac{F}{AST_{true}} \quad (5)$$

Sendo F , a força aplicada no tendão e AST_{true} a área de secção transversal variável. A força aplicada no tendão é calculada a partir do torque passivo do tornozelo

(TP), braço de momento do tendão (BM) relacionado ao centro articular do tornozelo e ângulo do tornozelo (AT).

$$F = \frac{TP}{BM \times AT} \quad (6)$$

A AST varia de acordo com as deformações que ocorrem no TC durante a mobilização passiva do tornozelo. É possível estimá-la a partir do Coeficiente de Poisson:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{t-true}}{\varepsilon_{true}} \quad (7)$$

Em que ε_{t-true} representa a deformação transversal associada à alteração do comprimento do tendão.

Assim como a deformação axial verdadeira (ε_{true}), a deformação transversal verdadeira (ε_{t-true}) está relacionada com a deformação transversal da engenharia (ε_{t-eng}):

$$\varepsilon_{t-true} = \ln(1 + \varepsilon_{t-eng}) \quad (8)$$

Assim, a equação (7) pode ser expressa, segundo Vergari *et al.* (2011) como:

$$\nu = -\frac{\ln(1 + \varepsilon_{t-eng})}{\ln(1 + \varepsilon_{eng})} \quad (9)$$

$$1 + \varepsilon_{t-eng} = (1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \quad (10)$$

O coeficiente de Poisson utilizado tem valor $\nu = 0,5$. Seja dx a dimensão de um elemento deformado no mesmo plano da AST, com dimensão inicial dx_0 . A deformação transversal da engenharia é expressa como:

$$\varepsilon_{t-eng} = \frac{dx - dx_0}{dx_0} \quad (11)$$

Substituindo (11) na equação (10), a dimensão do elemento deformado é:

$$dx = dx_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \quad (12)$$

Considerando que a AST do tendão tem forma elíptica, a AST_{true} é estimada com semi-eixos a e b , sendo $AST = \pi ab$. Os semi-eixos a e b da elipse podem ser descritos como:

$$a = a_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \quad (13)$$

$$b = b_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-\nu} \quad (14)$$

A AST inicial (AST_0) é calculada a partir de imagens de ultrassom, obtidas a 2 cm acima da inserção do TC com o tornozelo em posição relaxada. A AST verdadeira pode ser calculada pela fórmula:

$$AST_{true} = AST_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-2\nu} \quad (15)$$

Se a relação $\sigma_{true} \times \varepsilon_{true}$ pode ser modelada por um polinômio de ordem n do tipo:

$$\sigma_{true} = a_1\varepsilon_{true}^n + a_2\varepsilon_{true}^{n-1} + \dots + a_n\varepsilon_{true} + a_{n+1} \quad (16)$$

O Módulo Tangente (E_t) da equação (1) resulta em:

$$E = na_1\varepsilon_{true}^{n-1} + (n-1)a_2\varepsilon_{true}^{n-2} + \dots + 2a_{n-1}\varepsilon_{true} + a_n \quad (17)$$

Toda a rotina para o Cálculo do Módulo Tangente será realizada em ambiente MATLAB (versão 7.8.0.347, R2009a, Massachusetts, EUA).

3.3 Instrumentação

Para determinar o cálculo do Módulo Tangente, foi necessário um dinamômetro isocinético (Biodex 4 System Pro, Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA) para realização da movimentação passiva do tornozelo. Para a estimar a deformação do

tensão e então, acompanhar o deslocamento da junção miotendínea, utilizou-se um ultrassom (Aixplorer, Supersonic Image, Aix-en-Provence, França), com transdutor linear de 55 mm (frequência fundamental de 4 - 15 MHz, campo de imagem de 30 x 50 mm). Foi utilizado ainda, um gel (Ultrax-gel, Farmativa Industria e Comercio Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para melhor acoplamento acústico e para evitar a depressão da superfície da pele.

Para garantir o silêncio mioelétrico, foi utilizado um eletromiógrafo com software apropriado para aquisição e pré-processamento dos dados (EMG-USB2 e software OT Biolab, versão 1.7.4706.XX, OT Bioelettronica, Torino, Itália) com conversor A/D de 12 bits, filtro passa-banda analógico com frequências de corte de 10 e 500 Hz, frequência de amostragem de 1 kHz e eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall, EUA).

Na Figura 4 abaixo, o setup experimental utilizado, com a instrumentação descrita acima.

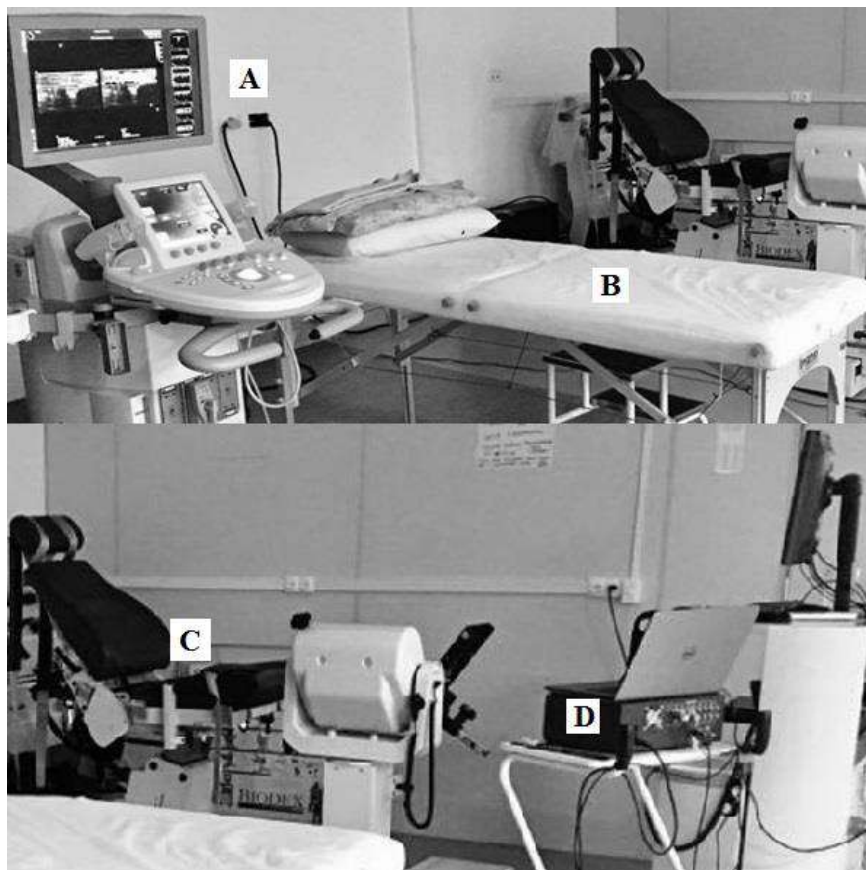


Figura 4 – Setup experimental com (A) ultrassom, (B) maca, (C) dinamômetro isocinético e (D) eletromiógrafo.

3.4 Procedimentos

Os voluntários foram submetidos a uma avaliação inicial, na qual idade e dados antropométricos como peso e altura foram obtidos. Posteriormente, com caneta específica para pele, o maléolo lateral e a interlinha articular do joelho foram marcados, com o indivíduo em pé. A distância entre essas estruturas representa o comprimento da perna (Figura 5A). A região de 30% proximal desse comprimento também foi marcada. Em decúbito ventral, com o auxílio do ultrassom, foram identificados e marcados os limites dos músculos gastrocnêmio lateral (GL) e medial (GM) e o ponto médio desses músculos nessa região, para serem utilizados como referência na identificação da JMT e para colocação dos eletrodos de superfície.

Ainda em decúbito ventral na maca de avaliação, com os pés pendentes e tornozelo em posição relaxada, uma fotografia foi adquirida para posterior medição do ângulo do tornozelo em repouso (Figura 5B). Além disso, a inserção proximal do TC foi identificada e marcada. Em dois centímetros acima dessa marcação foram adquiridas 4 imagens do tendão calcanear, duas transversais para medir a AST e duas longitudinais para medir a espessura do TC (valor importante para posterior cálculo do BM) (Figura 5C). As variáveis mencionadas foram medidas com ferramenta do *software* gratuito ImageJ (NIH, Maryland, USA). O comprimento do TC em repouso foi medido na própria pele do voluntário, sendo considerada a distância entre a inserção calcanear proximal até JMT (Figura 5D).

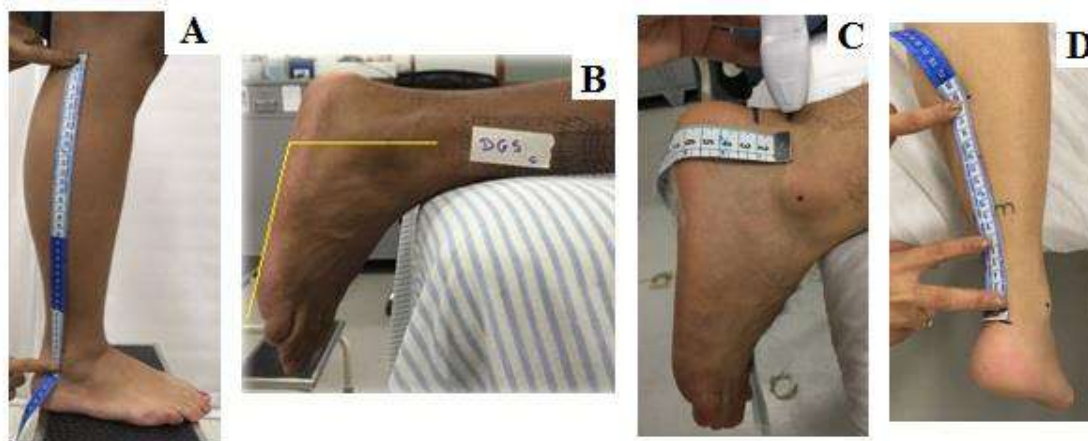


Figura 5 – Procedimento para aquisição de alguns parâmetros: (A) comprimento da perna, (B) fotografia do tornozelo em repouso, (C) identificação da inserção proximal do TC e marcação dois centímetros acima da inserção e (D) comprimento do TC.

3.5 Protocolo de testes

3.5.1 Deformação do tendão

Para determinar a deformação do tendão, os indivíduos foram posicionados no dinamômetro isocinético como apresentado abaixo na Figura 6, com o joelho direito em extensão completa e quadril flexionado, com o tronco inclinado em 85°, a fim de minimizar a tensão na parte posterior do joelho e não limitar a dorsiflexão máxima, conforme já sugerido por Blazevich *et al.* (2012). O pé direito foi fixado na plataforma do equipamento com o auxílio de uma tira de velcro, mantendo o maléolo lateral alinhado ao centro de rotação do equipamento.



Figura 6 – Posicionamento do voluntário no dinamômetro isocinético.

Nas etapas pré-teste e teste foram realizadas mobilizações passivas da articulação do tornozelo. O equipamento foi configurado com velocidade de 0,087 rad/s (5°/s), movendo a articulação de 30° de flexão plantar até a amplitude máxima estipulada por cada indivíduo. O ângulo da articulação do tornozelo foi considerado zero quando a plataforma formar um ângulo de 90° com o chão.

Na etapa pré-teste, foi aplicado o protocolo de familiarização, composto por 3 ciclos de mobilização passiva, a partir de 30° de flexão plantar até 10° de flexão dorsal. Posteriormente, um teste de ângulo máximo foi realizado com o voluntário. Em um único ciclo de mobilização passiva iniciado em 30° de flexão plantar e com término ao comando do participante, que ao apertar um botão, indicou seu máximo desconforto (sem atingir o limiar individual de dor) e, portanto, ângulo máximo articular no momento. O próximo passo correspondia ao protocolo de aquecimento, com 10 mobilizações passivas, de 30° de flexão plantar até 5° a menos do ângulo máximo de flexão dorsal indicado pelo voluntário. Após o aquecimento, foram realizados mais dois testes de amplitude máxima de dorsiflexão, e o maior ângulo alcançado pelo voluntário foi utilizado no teste em que o torque passivo era adquirido.

A etapa de teste para aquisição do torque passivo, consistiu em 5 ciclos de mobilizações passivas do tornozelo, partindo de 30° de flexão plantar até o ângulo máximo de flexão dorsal informada por cada voluntário. Os participantes foram orientados a não realizarem qualquer resistência ao movimento e para garantir a inatividade elétrica muscular durante o teste, utilizou-se a eletromiografia de superfície sincronizada ao torque passivo.

3.5.2 Deslocamento da JMT

O comprimento músculo-tendíneo total (LMT) é a soma dos comprimentos do músculo e do tendão ($LMT = L^M + L^T$). Sendo LMT calculado a partir das curvas de regressão demonstradas em peças anatômicas por Grieve *et al.* (1978).

Durante a mobilização passiva, como já foi dito, o pé do voluntário foi preso a plataforma do dinamômetro em 30° de flexão plantar (FP_0). O transdutor foi fixado manualmente pelo pesquisador na posição de melhor visualização da JMT. A distância horizontal entre a JMT até a borda esquerda da imagem foi medida (ΔJMT_0). Como é possível observar na Figura 7, ao fim de um ciclo de mobilização passiva, a distância entre a JMT e a borda esquerda da imagem diminuiu (ΔJMT). Esse deslocamento, isto é, o percurso realizado pela JMT da FP_0 a dorsiflexão máxima de cada voluntário (DF_f) representa a variação do comprimento muscular (ΔL^M). Deste modo, $\Delta L_M = \Delta JMT_0 - \Delta JMT$.

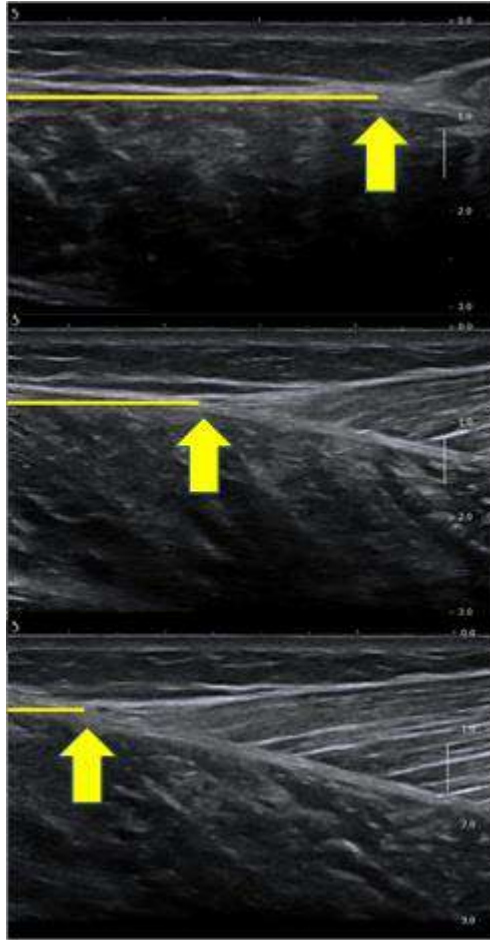


Figura 7 – Imagens sequenciais de ultrassom do deslocamento da JMT (seta) a partir de 30° de flexão plantar (imagem superior) até o ângulo de dorsiflexão máxima (imagem inferior).

Um polinômio de terceira ordem foi ajustado para pontos da ΔL^M como uma função do ângulo do tornozelo (AT); cada indivíduo apresenta um ângulo de tornozelo de repouso (AT_0), medido pelo *software* livre ImageJ em fotografia adquirida, com o eixo do tornozelo perpendicular à gravidade. Usando a curva ajustada à deformação muscular de repouso ΔL^{M_0} foi calculada com o AT_0 . A relação $AT \times \Delta L^M$ foi corrigida pela subtração de ΔL^{M_0} e ΔL^M , resultando em uma nova curva ($\Delta L^{M_{corrigido}}(AT)$), que também foi utilizada em um polinômio de terceira ordem.

O comprimento do tendão em repouso (L^T_0) foi definido pela distância entre sua inserção calcanear e a JMT. O comprimento do músculo em repouso (L^M_0) foi calculado como $L^M_0 = L^{MT_0} - L^T_0$, em que L^{MT_0} é o comprimento músculo-tendíneo em repouso obtido pelas curvas de regressão de Grieve *et al.* (1978). O comprimento muscular é

então encontrado da seguinte forma: $L^M(AT)=L^{M_0}+\Delta L^M_{\text{corrigido}}(AT)$. Já o comprimento do tendão (L^T) é estimado como: $L^T(AT)=L^{MT}(AT)-L^M(AT)$.

Deste modo, é possível calcular $\varepsilon_{eng}(AT)$ e $\varepsilon_{true}(AT)$, demonstrados na equação

$$(4): \varepsilon_{true} = \int_{L^{T_0}}^{L^T} d\varepsilon_{true} = \int_{L^{T_0}}^{L^T} \frac{dL^T}{L^T} = \ln(1 + \varepsilon_{eng}).$$

3.6 Análise dos parâmetros avaliados

O deslocamento da JMT durante a dorsiflexão passiva é incorporado no cálculo do Módulo Tangente. O percurso da JMT foi monitorado e um vídeo foi gravado para posterior fragmentação em múltiplos quadros (1 a cada 0,5 segundo) pelo *software* DVDVideoSoft (DVDVideoSoftLimited, Chicago, USA). O deslocamento foi medido a cada quadro com ferramenta do *software* livre ImageJ (NIH, Maryland, USA) a partir da distância horizontal da JMT até a borda esquerda da imagem, como já apresentado anteriormente na Figura 7.

A área de secção transversal (AST) foi medida a partir da imagem de ultrassom adquirida a 2 cm acima da inserção do TC com o tornozelo em posição relaxada, como demonstrado na Figura 8.

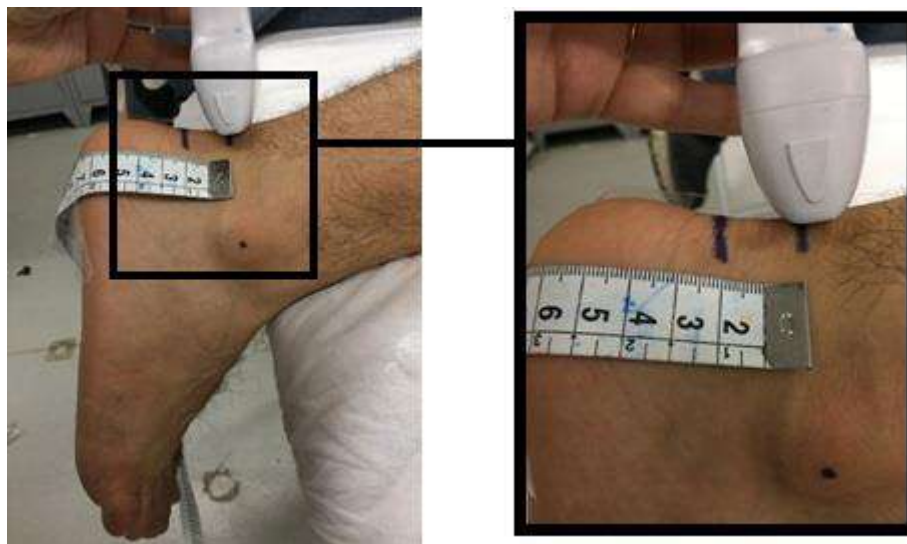


Figura 8 - Posição de captura da imagem (transversal) de ultrassom a 2 cm acima da inserção proximal do tendão calcanear ao calcâneo, com o pé em posição relaxada.

A medida da AST foi realizada com ferramenta do *software* livre ImageJ, como ilustrado abaixo na Figura 9. Sabe-se que a AST varia conforme a deformação do

tendão. Para estimar essa variação, Vergari *et al.* (2011) estudaram o Coeficiente de Poisson em tendões de cadáveres e obtiveram um valor médio de $\nu = 0,55$, conforme a equação: $AST_{true} = AST_0(1 + \varepsilon_{eng})^{-2\nu}$. Do mesmo modo, esta equação foi aplicada no presente estudo, com valor utilizado para tecidos biológicos $\nu = 0,5$ segundo Ahmadzadeh *et al.* (2015):

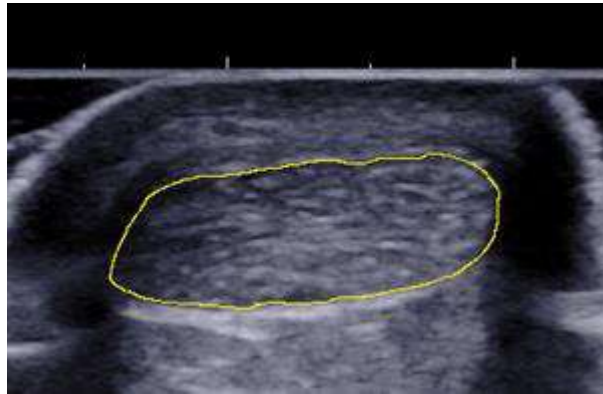


Figura 9 - Exemplo da área de secção transversal do TC medida pelo *software* livre ImageJ na imagem de ultrassom.

Outro parâmetro averiguado foi o braço de momento (BM) do tendão calcanear. Este, foi calculado com o indivíduo em decúbito ventral e o tornozelo em posição de repouso, conforme protocolo de Zhao *et al.* (2009). O BM foi calculado pela diferença entre duas medidas: (1) a distância entre o ápice do maléolo lateral até a pele (medida na fotografia do tornozelo pelo *software* livre ImageJ); (2) a distância da pele até a metade da espessura do TC (medida a 2 cm da inserção distal do TC na imagem longitudinal de US), conforme mostra a Figura 10.

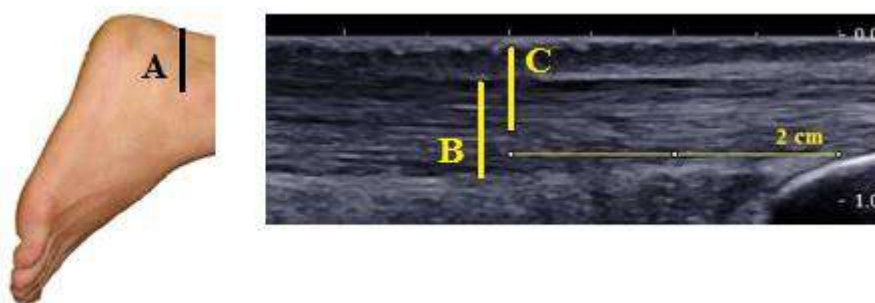


Figura 10 - Estimativa do BM do TC: $BM = \text{distância A} - \text{distância C}$ (A: distância entre o maléolo lateral e a pele; B: espessura do TC; C: distância entre a pele e a metade da espessura do TC)

Sabe-se que o BM varia de acordo com o ângulo do tornozelo durante mobilização passiva. Para acompanhar tal variação foi utilizado os valores de BM para o movimento de flexão plantar até a dorsiflexão máxima do tornozelo, disponibilizados por Menegaldo *et al.* (2004). Os autores disponibilizam no estudo tabelas que permitem localizar dentro do movimento analisado, o grupo dos componentes musculares e articulações envolvidas. Os valores de BM propostos pelos autores resultam de uma série de equações de regressão que permitem estimar os comprimentos e braços de momento de diversas estruturas musculotendíneas atuantes nos membros inferiores.

A equação de regressão adequada a este trabalho é descrita abaixo, na qual o valor de R2 representa o BM e os valores de Q2 são as coordenadas do tornozelo e músculos flexores plantares.

$$R2(Q2) = a1 + a3 Q2 + a6 Q2^2 + a9 Q2^3$$

No presente estudo os ângulos do joelho e subtalar são considerados zero durante toda mobilização, o BM varia de acordo somente com o ângulo do tornozelo, sendo utilizado para calcular a tensão *verdadeira* (σ_{true}) e conseqüentemente, o Módulo Tangente *verdadeiro* (E_t).

3.7 Análise estatística

O programa SPSS, versão 21 (SPSS IBM, New York, U.S.A) foi utilizado para toda a análise estatística. A confiabilidade das medidas dos parâmetros analisados do grupo confiabilidade foi determinada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI). O teste Levene foi utilizado para indicar a presença ou ausência de homocedasticidade em todos os parâmetros. A medida utilizada para verificar a variabilidade dos valores das medidas foi o Erro Típico da Medida (ETM) e o Coeficiente de Variação (CV), conforme a presença ou ausência de homocedasticidade, como sugerido por Hopkins (2000).

Os dados dos grupos de corredores recreacionais e atletas foram apresentados como média \pm desvio-padrão, assim como os dados dos grupos de corredores de fundo e de corredores de triatlo/pentatlo. O teste Kolmogorov Smirnov foi utilizado para verificar a distribuição normal dos dados. Para comparação das medidas dos parâmetros

dos grupos foi realizado o Teste T para amostras independentes entre corredores recreacionais x atletas, e posteriormente entre corredores de fundo x corredores de triatlo/pentatlo. O nível de significância estabelecido foi de $\alpha < 0,05$.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Confiabilidade dos parâmetros

A Tabela 1 apresenta os valores dos parâmetros analisados referentes à média dos dias 1 e 2, o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e valores absolutos e relativos de Erro Típico da Medida (ETM). As medidas apresentaram distribuição normal pelo teste Kolmogorov Smirnov.

Tabela 1 – Valores médios dos parâmetros entre os dias 1 e 2 (média e desvio-padrão), CCI e ETM: ângulo de repouso do tornozelo (ART), braço de momento (BM), comprimento da perna (CP), comprimento do tendão calcâneo (CT), área de secção transversal (AST), ângulo máximo de dorsiflexão (AMD), pico de torque passivo (PTP), deslocamento máximo da JMT (DJMT), tensão verdadeira máxima ($\sigma_{true\ máx}$), deformação verdadeira máxima ($\epsilon_{true\ máx}$) e módulo tangente verdadeiro máximo ($E_t\ máx$).

Parâmetros	Valores médios entre os dias 1 e 2	CCI	ETM
ART (°)	20,1 ± 4,0	0,84	2,12 (10,55%)
BM (cm)	2,75 ± 0,64	0,81	0,38 (13,67%)
CP (cm)	39,0 ± 1,49	0,93	0,53 (1,36%)
CT (cm)	17,53 ± 1,74	0,94	0,59 (3,4%)
AST (mm ²)	47,93 ± 5,92	0,82	3,33 (6,95%)
AMD (°)	32,1 ± 6,0	0,79	0,19 (6,66%)
PTP (Nm)	24,02 ± 5,31	0,78	3,37 (14,04%)
DJMT (cm)	2,79 ± 0,44	0,90	3,98 (12,62%)
$\sigma_{true\ máx}$ (MPa)	19,23 ± 8,09	0,75	3,76 (20,23%)
$\epsilon_{true\ máx}$	0,17 ± 0,03	0,83	0,02 (10,61%)
$E_t\ máx$ (MPa)	308,6 ± 126,4	0,71	92,52 (29,13%)

A análise das medidas interdiárias foi realizada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), para todos os parâmetros, onde os coeficientes obtidos indicaram confiabilidade variando de razoável (E_t com CCI de 0,71) a excelente (CT com CCI de 0,94).

Constatada a homocedasticidade pelo teste de Levene, a variabilidade dos dados foi estimada pelo cálculo do ETM, onde o ART, BM, PTP, DJMT, σ_{true} , ϵ_{true} e E_t apresentaram ETM superior a 10%.

4.2 Resultados Grupo Recreacional x Grupo Atleta

Os grupos recreacional x atleta apresentaram diferença significativa na idade ($p=0,001$) e no peso ($p=0,031$). A tabela 2 apresenta os valores de média e desvio-padrão dos parâmetros analisados no presente estudo relativos ao grupo de corredores recreacionais comparativamente ao grupo de corredores atletas. Após a verificação de distribuição normal das medidas, os dados dos grupos foram comparados e não apresentaram diferenças significativas para os parâmetros.

Tabela 2 – Valores de média e desvio-padrão dos parâmetros analisados nos grupos de corredores recreacionais e atletas ($p<0,05$).

Parâmetros	Corredores Recreacionais	Corredores Atletas
ART (°)	19,4 ± 8,21	19,91 ± 4,46
BM (cm)	3,6 ± 0,68	3,66 ± 0,65
CP (cm)	43,25 ± 2,2	42,17 ± 2,45
CT (cm)	21,19 ± 2,84	19,96 ± 2,01
AST (mm ²)	50,94 ± 10,01	54,2 ± 8,53
AMD (°)	31,63 ± 7,69	33,67 ± 3,85
PTP (Nm)	32,55 ± 11,16	35,52 ± 8,05
DJMT (cm)	2,35 ± 0,82	2,42 ± 0,52
σ_{true} máx (MPa)	18,7 ± 7,23	20,09 ± 6,0
ϵ_{true} máx	0,18 ± 0,04	0,19 ± 0,04
E_t máx (MPa)	293,73 ± 107,57	308,41 ± 112,44

A Figura 11 apresenta o comportamento dos corredores recreacionais (vermelho) e atletas (azul) a partir do gráfico módulo tangente x deformação verdadeira.

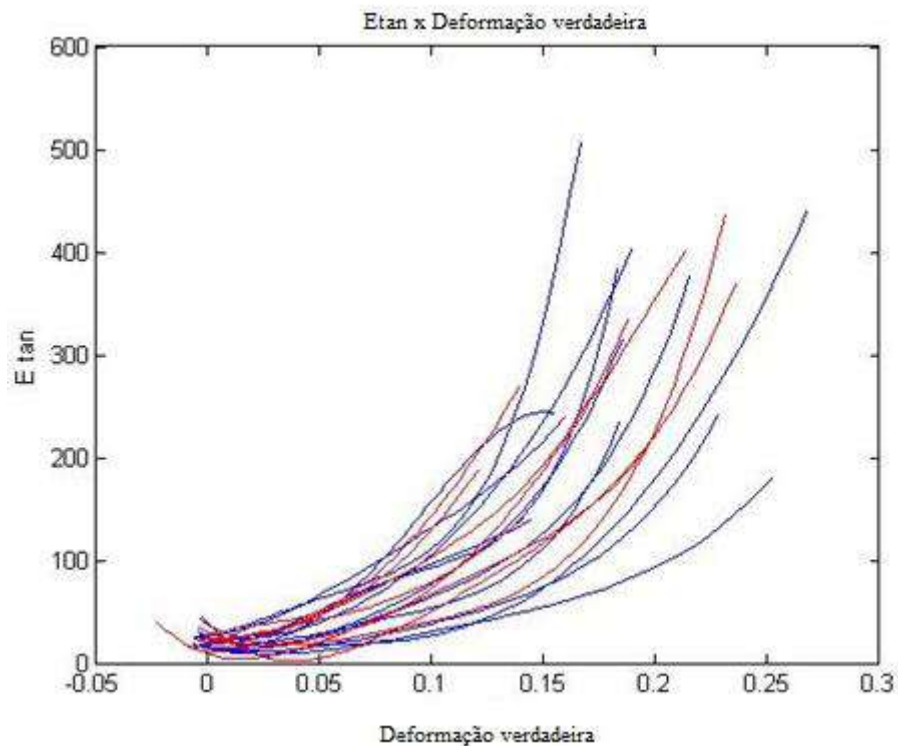


Figura 11 – Curva módulo tangente x deformação verdadeira do grupo de corredores recreacionais (vermelho) e dos atletas (azul).

Na Figura 12, são apresentadas as curvas relativas a cada grupo. Dentro do grupo dos atletas, as curvas foram classificadas em dois subgrupos, com base em uma análise visual, de acordo com as inclinações e $E_{t\text{máx}}$ (Figura 13).

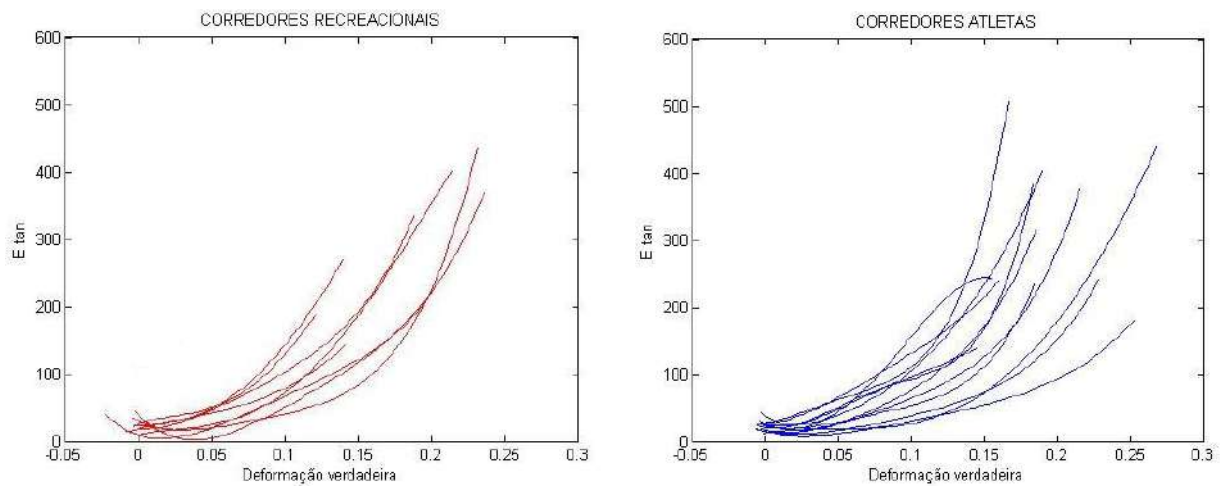


Figura 12 – Curvas módulo tangente verdadeiro x deformação verdadeira dos corredores recreacionais à esquerda e atletas à direita.

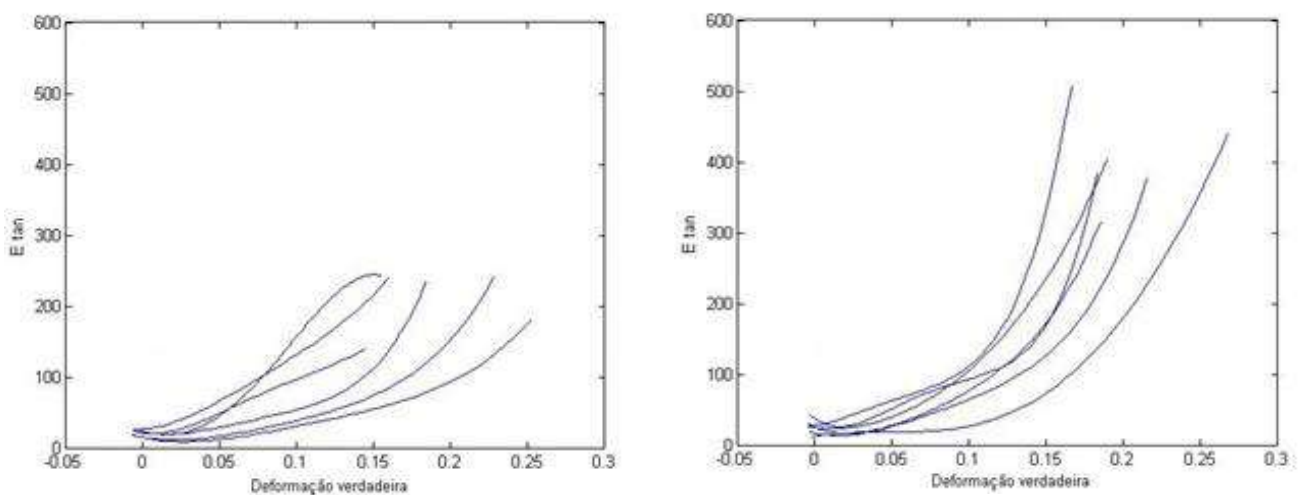


Figura 13 – Curvas módulo tangente verdadeiro x deformação verdadeira com valores menores à esquerda e valores maiores à direita, ambos no grupo de atletas.

Investigando características entre os dois subgrupos de atletas, observa-se que os corredores de fundo (modalidade de 5 e 10 Km) concentram-se no grupo de maior $E_t \text{ máx}$ e corredores de triatlo e pentatlo concentram-se no grupo de menor $E_t \text{ máx}$, com dados descritos na Tabela 3 abaixo.

Tabela 3 – Valores de média e desvio-padrão dos parâmetros analisados nos grupos corredores de triatlo/pentatlo e corredores de fundo (p<0,05).

Parâmetros	Corredores de triatlo/pentatlo	Corredores de fundo
ART (°)	18,18 ± 3,89	21,64 ± 4,64
BM (cm)	3,9 ± 0,5	3,43 ± 0,74
CP (cm)	41,67 ± 2,5	42,67 ± 2,52
CT (cm)	19,57 ± 2,6	20,35 ± 1,3
AST (mm ²)	56,98 ± 9,89	51,41 ± 6,6
AMD (°)	32,67 ± 4,5	34,67 ± 3,14
PTP (Nm)	33,09 ± 4,82	37,96 ± 10,26
DJMT (cm)	2,27 ± 0,38	2,56 ± 0,63
$\sigma_{true\ máx}$ (MPa)	15,71 ± 3,12	24,46 ± 4,84*
$\epsilon_{true\ máx}$	0,19 ± 0,04	0,2 ± 0,04
$E_t\ máx$ (MPa)	213,15 ± 43,27	403,67 ± 64,53**

* p=0,0104; ** p=0,0039

Após a verificação de distribuição normal dos dados, os grupos de corrida de fundo e corredores de triatlo/pentatlo foram comparados e apontaram diferenças significativas para os parâmetros: tensão verdadeira máxima (p=0,0104) e módulo tangente verdadeiro máximo (p=0,0039).

Capítulo 5

Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar possíveis adaptações do tendão calcâneo (TC) em indivíduos que praticam corrida como atividade física regular, de forma recreacional ou competitiva, através do cálculo do Módulo Tangente.

5.1 Discussão da Confiabilidade dos Parâmetros

O Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) mostra boa confiabilidade das medidas, com valores variando de razoável (0,71) para o módulo tangente (E_t) a excelente (0,94) para o comprimento do tendão calcâneo (CT).

Dentre os parâmetros avaliados, ART, BM, PTP, DJMT, σ_{true} , ϵ_{true} e E_t apresentaram ETM superior a 10%. Tanto a distância do DJMT (12,62%) como o ART (10,55%) são parâmetros marcados manualmente pelo avaliador, com possíveis erros de marcação. Além disso, a marcação do ART sofre influência da posição do tornozelo na fotografia, pois se o membro estiver com rotação externa, o valor de ART será medido de forma incorreta. O protocolo para estimativa do BM (13,67%) também inclui várias medidas que podem ter erros acumulados pela medição manual: distância entre o maléolo lateral e a pele (também influenciada pela fotografia do tornozelo), espessura do tendão calcâneo (TC), distância entre a pele e a metade da espessura do TC.

Sobre o PTP (14,04%), apesar da familiarização, as condições do tendão podem ser diferentes na hora do teste para cada indivíduo. Outra explicação poderia ser a variação do alinhamento do maléolo lateral do tornozelo com o centro de rotação do dinamômetro. Pequenas variações podem levar a alterações no torque medido. Para evitar maiores erros dessa natureza, o alinhamento foi realizado com um aparato metálico e fino, para contato entre os dois pontos.

A tensão verdadeira (σ_{true}) é calculada pela razão entre força (dependente do torque passivo, BM e ART) e área de secção transversal verdadeira. Como estes parâmetros apresentaram erro maior que 10%, já se espera que a tensão sofra influência e seu ETM seja alto (20,23%). Assim como a deformação verdadeira (ϵ_{true}) (10,61%),

pois é dependente do DJMT, já que é calculada a partir de uma integral e varia de acordo com o comprimento do tendão. O módulo tangente (E_t) é o parâmetro que mais sofre influência dos valores de erro de outras variáveis por ser dependente delas, assim, apresentando maior ETM (29,13%).

A partir destes resultados é necessária maior atenção em alguns pontos no protocolo de teste, como a posição do tornozelo na fotografia, pois esta é utilizada para medição do ART e da distância entre o maléolo lateral e a pele (embutida no cálculo do BM). Medições realizadas manualmente devem ser realizadas com atenção e sempre pelo mesmo avaliador, como no presente estudo, principalmente a distância do DJMT. Evitar desgaste no TC anteriormente ao teste é importante para não influenciar no resultado deste. Outro cuidado importante deve ser no alinhamento do maléolo lateral do tornozelo com o centro de rotação do dinamômetro. Estes detalhes foram relevantes para outras coletas.

5.2 Discussão do Grupo Recreacional x Grupo Atleta

Quando comparados os grupos de corredores recreacionais e atletas, não foram encontradas diferenças significativas entre os parâmetros. Porém, há diferença estatisticamente significativa na idade e no peso entre os participantes dos grupos. O grupo de corredores recreacionais é formado por pessoas de meia idade com maior peso.

Na literatura, não foram encontrados artigos comparando o E_t entre indivíduos jovens e de meia idade, especialmente corredores. Poucos trabalhos compararam a rigidez do TC em jovens e indivíduos de meia idade. Apenas dois estudos, com metodologias bem distintas, estimaram a rigidez do TC comparando grupos com estas faixas etárias. Ambos observaram diferença significativa na rigidez do TC entre os grupos, com maiores valores em jovens e menores valores em indivíduos de meia idade (Onambele *et al.*, 2006; Ackermans *et al.*, 2016). É possível que estas diferenças de rigidez em indivíduos com idades distintas tenham influenciado o resultado do presente estudo, uma vez que os grupos são formados por indivíduos com idades estatisticamente diferentes.

O trabalho de Onambele *et al.* (2006) não encontrou diferença significativa no BM de jovens e indivíduos de meia idade, assim como o presente estudo, onde

corredores recreacionais foi composto por indivíduos de meia idade e o grupo de atletas composto por jovens.

Na literatura, trabalhos relacionam maiores valores de AST em corredores quando comparados a indivíduos não corredores, justificando estes valores por uma adaptação do tecido à exposição crônica exercida pela corrida (Rosager *et al.*, 2002). Quando comparados corredores com grupos controles de diferentes idades, foram observados maiores valores de AST em corredores, seguido do grupo controle pareado por idade (aproximadamente 74 anos) e com menor AST jovens destreinados (aproximadamente 18 anos) (Stenroth *et al.*, 2015). Porém no presente estudo não foi observada diferença significativa entre os grupos. É possível que os participantes tenham sofrido adaptação do TC e a idade não seja um fator relevante entre estes grupos, como no estudo de Onambele *et al.* (2006), que não apresentou diferença significativa entre jovens e indivíduos de meia idade.

Outro parâmetro utilizado neste estudo é o DJMT durante a mobilização passiva, que não apresentou diferença significativa entre corredores recreacionais e atletas. Poucos estudos descrevem este parâmetro. Oliveira *et al.* (2016) encontraram $3,62 \pm 0,92$ mm de deslocamento da JMT para um ângulo máximo de dorsiflexão de $24,68 \pm 8,15^\circ$ em jovens saudáveis, utilizando o mesmo protocolo. Comparando com nossos valores, os corredores apresentaram menores valores de DJMT ($2,42 \pm 0,52$ mm) para maior AMD ($33,67 \pm 3,85^\circ$), caracterizando, com isso, uma tendência a maior rigidez no TC dos corredores.

O único trabalho que utilizou o módulo tangente verdadeiro (E_t) para expressar rigidez foi o estudo de Oliveira *et al.* (2016), que também utilizou o TC para análise e apresentou média de $312,38 \pm 171,95$ MPa. O presente estudo não apresentou diferença significativa entre os grupos. O gráfico do módulo tangente verdadeiro x deformação verdadeira apresenta comportamento semelhante entre os participantes, com grande dispersão das curvas e valores de E_t máximos com desvio-padrão de aproximadamente 30% da média de cada grupo. Isso demonstra que estes indivíduos, apesar de corredores, não apresentam o mesmo comportamento quanto às características do TC.

O grupo de atletas foi subdividido em dois grupos (Figura 13), com base em uma análise visual, de acordo com as inclinações das curvas e valores máximos do E_t dos atletas. Com essa classificação, foi possível testar a diferença das variáveis com a modalidade de corrida de cada atleta. Maiores valores de E_t foram encontrados em indivíduos que participam de corrida na modalidade fundo, enquanto menores valores

de E_t aparecem em indivíduos das modalidades triatlo e pentatlo. Isso aponta para uma adaptação do TC ao treinamento.

Quando comparados os parâmetros entre estes dois subgrupos, a tensão verdadeira máxima e o E_t máximo foram maiores no grupo de corredores de fundo, sugerindo que atletas da modalidade fundo apresentam maior rigidez do TC do que atletas de triatlo e pentatlo. Maiores valores de rigidez estão relacionados com melhor economia de corrida, uma vez que tendões mais rígidos são mais econômicos para a transferência de energia (Barnes *et al.*, 2014).

Não foram encontrados outros estudos na literatura comparando atletas da modalidade fundo com atletas de triatlo e pentatlo. Um trabalho não encontrou diferença significativa entre valores médios de rigidez do TC em corredores de *sprint* (166 ± 35 N/mm) e corredores de *endurance* (172 ± 39 N/mm), utilizando protocolo ativo (Stenroth *et al.*, 2015). Segundo Barnes *et al.* (2014) maiores conhecimentos sobre as propriedades mecânicas do TC, especialmente a rigidez, são importantes para reduzir lesões em diferentes modalidades de corrida e em grupos etários distintos, além de apontar para possíveis intervenções que aumentam a rigidez para assim, melhorar a eficiência da economia de corrida.

A principal limitação do estudo é a ausência de um grupo controle (com não corredores) pareado por idade e características antropométricas. Outra limitação é a forma de medição do deslocamento da JMT, que é realizado de forma manual a cada quadro do vídeo.

Como proposta para continuidade do presente estudo sugere-se o acompanhamento dos corredores em diferentes fases do treinamento, visando avaliar a adaptação do TC destes indivíduos. Em relação à metodologia adotada para o cálculo do módulo tangente, recomenda-se a aplicação de técnicas de monitoramento automático da JMT por speckle tracking (Mohamed, 2015).

Capítulo 6

Conclusão

O presente estudo utilizou uma metodologia de cálculo do Módulo Tangente para avaliar as características do tendão calcâneo em indivíduos que praticam corrida como atividade física regular de forma recreacional e em atletas corredores.

Foi possível concluir que não há diferença significativa entre os parâmetros avaliados comparando corredores recreacionais com corredores atletas. Porém, atletas da modalidade fundo (5 e 10 km) apresentaram maiores valores de módulo tangente verdadeiro e tensão verdadeira quando comparados a atletas de outras modalidades de corrida (triatlo e pentatlo).

Referências Bibliográficas

Abellaneda, S., Guissard, N., Duchateau, J. "The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals", *Journal of Applied physiology*, 106, 169-177, 2009.

Ahmadzadeh, H., Freedman, B. R., Connizzo, B., Soslowsky, L., Shenoy, V. "Micromechanical poroelastic finite element and shear-lag models of tendon predict large strain dependent Poisson's ratios and fluid expulsion under tensile loading", *Acta Biomaterialia*, 22, 83-91, 2015.

Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karaminidis, K., Morey-Klapsing, G., Brüggemann, G. P. "Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort", *Journal of Biomechanics*, 38, 4, 833-841, 2005.

Arya, S. and Kulig, K. "Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon", *Journal of Applied Physiology*, 108, 670–675, 2010.

Barnes, K. R., McGuigan, M. R., Kilding, A. E. "Lower-body determinants of running economy in male and female distance runners", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28, 5, 1289-1297, 2014

Blazevich, A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Fath, F., Miller, S. C., Kay, A. D. "Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors", *Journal of Applied Physiology*, 113, 1446–1455, 2012.

Blazevich, A. J., Cannavan, D., Waugh, C. M., Miller, S. C., Thorlund, J. B., Aagaard, P., Kay A. D. "Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans", *Journal of Applied Physiology*, 117, 452–462, 2014.

Bogaerts, S., Desmet, H., Slagmolen, P., Peers, K. “Strain mapping in the Achilles tendon - A systematic review”, *Journal of Biomechanics*, 14, 49, 9, 1411-1419, 2016.

Buckner, S. L., Jenkins, N. D. M., Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., Cramer, J. T. “Comparing passive angle–torque curves recorded simultaneously with a load cell versus an isokinetic dynamometer during dorsiflexion stretch tolerance assessments”, *Medical Engineering and Physics*, 1, 5, 2015.

Butler, E. E., Dominy, N. J. “Architecture and functional ecology of the human gastrocnemius muscle-tendon unit”, *Journal of Anatomy*, 228, 561-568, 2016.

Delp, S. L. “Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb”, Department of Mechanical Engineering, Stanford University, 1990.

Fath, F., Blazeovich, A. J., Waugh, C. M. “Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans”. *Journal of Applied Physiology*, 109, 1644–1652, 2010.

Fletcher, J. R., Pfister, T. R., MacIntosh, B. R. “Energy cost of running and Achilles tendon stiffness in man and woman trained runners”, *Physiological Reports*, 1, 7, 2013.

Gajdosik, R. L., Linden, D. W. V., Williams, A. K. “Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf musculotendon unit of women”, *Physical Therapy*, 79, 9, 1999.

Gajdosik, R. L. “Relationship between passive properties of the calf muscles and plantarflexion concentric isokinetic torque characteristics”, *European Journal of Applied Physiology*, 87, 220–227, 2002.

Grieve, D., Cavanagh, P., Pheasant, S. “Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture,” in *Biomechanics*, 6-A, 405–412, 1978.

Guissard, N., Duchateau, D. “Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles,” *Muscle & nerve*, 29, 248–255, 2004.

Hopkins, W. G. “Measures of reliability in sports medicine and science”, *Sports Medicine*, 30, 1-15, 2000.

Kay, A. D. e Blazevich, A. J. “Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length”, *Journal of Applied Physiology*, 106, 1249–1256, 2009.

Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. “Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo”, *Clinical Biomechanics*, 20, 3, 291-300, 2005.

Kubo, K., Tabata, T., Ikebukuro, T., Igarashi, K., Yata, H., Tsunoda, N. “Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners”, *European Journal of Applied Physiology*, 110, 507–514, 2010.

Kubo, K., Miyazaki, D., Tanaka, S., Shimoju, S., Tsunoda, N. “Relationship between Achilles tendon properties and foot strike patterns in long-distance runners”, *Journal of Sports Sciences*, 33, 7, 665–669, 2015.

Kunimasa, Y., Sano, K., Oda, T., Nicol, C., Komi, P. V., Locatelli, E., Ito, A., Ishikawa, M. “Specific muscle–tendon architecture in elite Kenyan distance runners”, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24, 269–274, 2014.

Maganaris N, Batzazopoulos V., Sargeant, A. J. “In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm”, *European Journal of Applied Physiology*, 3, 363-369, 2000.

Magnusson, S. P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P., Kjaer, M. “Load–displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo”, *Journal of Physiology*, 531, 1, 277–288, 2001.

Magnusson, S. P., Beyer, N., Abrahamsen, H., Aagaard, P., Neergaard, K., Kjaer, M. “Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women”. *Journal of Gerontology a Biological Science Medical Science*, 58, 2, 123 – 127, 2003.

Menegaldo, L. L., Fleury, A. T., Weber, H. I. “Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model”, *Journal of Biomechanics*, 37, 1447– 1453, 2004.

Mohamed, A. S. A., *Automated Speckle Tracking in Ultrasound Images of Tendon Movements*. Ph.D. Thesis, School of Computing, Science and Engineering University of Salford, Salford, UK, 2015.

Mooses, M., Mooses, K., Haile, D. W., Durussel, J., Kaasik, P., Pitsiladis, Y. P. “Dissociation between running economy and running performance in elite Kenyan distance runners”, *Journal of Sports Sciences*, 33, 2, 136-144, 2015.

Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H. “Elastic properties of human achilles tendon are correlated to muscle strength”, *Journal of Applied Physiology*, 99, 665–669, 2005.

Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y., Ichihashi, N. "Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo”, *Journal of Orthopaedic Research*, Novembro, 2011.

Nakamura, M., Ikezoe, T., Ichihashi, T. “Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo,” *European Journal of Applied Physiology*, 112, 2749–2755, 2012.

Narici, M. V., Maffulli, N., Maganaris, C. N. “Ageing of human muscles and tendons”, *Disability and Rehabilitation*, 30, 20-22, 1548-1554, 2008.

Novacheck, T. F “The biomechanics of running”, *Gait and Posture* 7, 77–95, 1998.

Onambele, G. L., Narici, M. V., Maganaris, C. N. “Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age”, *Journal of Applied Physiology*, 100, 2048–2056, 2006.

Ooi, C. C., Schneider, M. E., Malliaras, P., Counsel, P., Connell, D. A. “Prevalence of morphological and mechanical stiffness alterations of mid Achilles tendons in asymptomatic marathon runners before and after a competition”, *Skeletal Radiology*, 44, 1119–1127, 2015.

Oomens, C. M., Brekelmans, M., Baaijens, F. *Biomechanics, Concepts and Computation*, Cambridge University Press, 2009.

Peixinho, C. C., Alves, D. S., Lacerda, R. G., Vieira, T. M. M., Oliveira, L. F. “Strain and slackness of achilles tendon during passive joint mobilization via imaging ultrasonography”, *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12, 5, 366-372, 2008.

Peltonen, J., Cronin, N. J., Stenroth, L., Finni, T., Avela, J. “Achilles tendon stiffness is unchanged one hour after a marathon”, *The Journal of Experimental Biology*, 215, 3665-3671, 2012.

Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., Lephart, S. M. “The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness”, *Journal of Athletic Training*, 36, 4, 369–377, 2011.

Rosager, S., Aagard, P., Poulsen, P., Neergaard, K. “Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners”, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12, 90–98, 2002.

Scholz, M. N., Bobbert, M. F., Van Soest, A. J., Clark, J. R., Van Heerden, J. “Running biomechanics: shorter heels, better economy”, *The Journal of Experimental Biology*, 211, 3266-3271, 2008.

Stenroth, L., Cronin, N. J., Peltonen, J., Korhonen, M. T., Sipilä, S., Finni, T. “Triceps surae muscle-tendon properties in older endurance- and sprint-trained”, *Journal of Applied Physiology*, 120, 63–69, 2016.

Vergari, C., Pourcelot, P., Holden, L., Ravary-Plumioën, B., Gerard, G., Laugier, P., Mitton, D., Crevier-Denoix, N. “True stress and Poisson’s ratio of tendons during loading”, *Journal of Biomechanics* 44, 719–724, 2011.

Videbæk, S., Bueno, A. M, Nielsen, R. O., Rasmussen, S. “Incidence of running-related injuries per 1000 h of running in different types of runners: a systematic review and meta-analysis”, *Sports Medicine*, 45, 1017–1026, 2015.

Wiesinger, H. P., Rieder, F., Kösters, A., Müller, E., Seynnes, O. R. “Are sport-specific profiles of tendon stiffness and cross-sectional area determined by structural or functional integrity?”, *PLoS One*, 11, 6, 2016.

Yamato, T. P., Saragiotto, B. T., Hespanhol Junior, L. C., Yeung, S. S., Lopes, A. D. “Definitions used to define a running-related musculoskeletal injury: a Systematic review”, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, www.jospt.org, 2015.

Zhao, H., Ren, Y., Wu, Y., Liu, S.Q., Zhang, L. “Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke”, *Journal of Applied Physiology* 106, 843–849, 2009.