

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA**

**Tiago Canal Jacques**

**AVALIAÇÃO DOS COMPONENTES PASSIVOS DOS FLEXORES PLANTARES DE  
TRIATLETAS**

**Porto Alegre**

**2015**



**Tiago Canal Jacques**

**COMPONENTES PASSIVOS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS**

**Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.**

**ORIENTADOR: DR. CARLOS BOLLI MOTA**

**Porto Alegre**

**2015**

**Tiago Canal Jacques**

**TÍTULO DO TRABALHO:**

**Avaliação dos componentes passivos dos flexores plantares de Triatletas**

**Conceito final:**

**Aprovado em ..... de .....de.....**

**BANCA EXAMINADORA**

\_\_\_\_\_

**Prof. Dr. .... – Instituição**

\_\_\_\_\_

**Prof. Dr. .... – Instituição**

\_\_\_\_\_

**Prof. Dr. .... – Instituição**

\_\_\_\_\_

**Orientador – Prof. Dr. .... – Instituição**

## RESUMO

**Introdução:** Triatletas apresentam redução do desempenho na corrida quando a executam imediatamente após o ciclismo, além de apresentarem maior volume de treinamento de ciclismo em relação ao de corrida. Os flexores plantares de triatletas são expostos a elevadas cargas geradoras de tensão durante essas modalidades. Os componentes passivos das unidades músculo-tendão são responsáveis pela transmissão de força e armazenamento/retorno de energia mecânica, e suas propriedades mecânicas estão sujeitas a alterações quando expostas a estresse mecânico. Avaliações de torque passivo têm sido utilizadas para obtenção das propriedades mecânicas dos flexores plantares, mas sua repetibilidade ainda não foi investigada extensamente. A adaptação dos componentes passivos de triatletas ao treinamento com elevado volume de ciclismo ainda não foi investigado, assim como o efeito do ciclismo e da corrida sobre as propriedades mecânicas dos flexores plantares de triatletas. **Objetivos:** Avaliar a repetibilidade de medidas intra e interdias das propriedades mecânicas de triatletas (Capítulo 3), comparar os componentes passivos dos flexores plantares entre triatletas e indivíduos não atletas (Capítulo 4), comparar o efeito do ciclismo e da corrida sobre os componentes passivos do tríceps sural (Capítulo 5). **Métodos:** Capítulo 3 - vinte triatletas realizaram avaliações de torque passivo em uma sessão de avaliação (intradia) e treze triatletas realizam as mesmas avaliações em sessões subsequentes (interdias) para a obtenção de variáveis dinâmicas (ângulo em dorsiflexão, torque máximo em dorsiflexão) e de propriedades mecânicas dos flexores plantares (rigidez, energia armazenada/retornada, histerese, coeficiente de dissipação). Capítulo 4 - Quatorze indivíduos não atletas realizaram avaliações de torque passivo em dinamômetro isocinético para a comparação com as propriedades mecânicas de triatletas. Capítulo 5 - Treze triatletas realizaram testes máximos com carga incremental de ciclismo em ciclo simulador e corrida em esteira rolante em conjunto com avaliações de torque passivo pré e pós cada teste máximo para a obtenção das propriedades mecânicas dos flexores plantares. Os testes máximos foram separados por uma semana de intervalo. **Resultados:** Capítulo 3 - efeitos triviais ( $ES < 0,25$ ) foram observados para as diferenças nas medidas das propriedades mecânicas intradia. Efeitos moderados ( $ES = 0,5-1,0$ ) e grandes ( $ES > 1,0$ ) foram observados para as medidas realizadas interdias. Capítulo 4 - Triatletas possuem maior armazenamento e dissipação de energia mecânica em relação a indivíduos não treinados ( $p < 0,01$ ,  $ES > 0,8$ ). Capítulo 5 - O ciclismo resultou em uma redução na rigidez dos componentes passivos de magnitude significativa (15%) quando comparada a redução induzida pela corrida (0,02%) ( $p < 0,01$ ,  $ES > 0,8$ ). **Conclusão:** As

medidas das propriedades mecânicas dos componentes passivos de triatletas apresentam boa repetibilidade intra e interdias, com exceção do coeficiente de dissipação. Triatletas armazenam e dissipam mais energia nos flexores plantares em função de adaptações do componente viscoso dos componentes passivos, o que pode estar relacionado ao maior volume de ciclismo. A rigidez dos componentes passivos parece ser mais alterada pelo estresse mecânico induzido pelo ciclismo em relação a corrida, o que pode ter implicações para o desempenho de triatletas durante competições onde a realização dessas modalidades ocorre em sequência.

## ABSTRACT

**Introduction:** Triathletes have shown reductions in performance when running off the bike, with a larger training volume in cycling than running. Triathletes's plantar flexors are exposed to large tensile loads during both cycling and running. Passive components of muscle-tendon units are responsible for force transmission and energy absorption/release, and their mechanical properties could be modified when exposed to mechanical stress. Passive torque evaluations have been used to assess plantar flexors mechanical properties, but investigations about its reproducibility have not been complete. Adaptation of triathletes passive components due to the higher cycling training volume was not investigated yet, and neither the effects of cycling and running on mechanical properties of triathletes plantar flexors.

**Objectives:** To analyze within and between days reproducibility of triathlete's plantar flexors mechanical properties (Chapter 3), to compare plantar flexors mechanical properties between triathletes and non athletes (Chapter 4) and to compare the effects of cycling and running on plantar flexors mechanical properties of triathletes. **Methods:** twenty triathletes performed passive torque evaluations in one session (within-day) and thirteen triathletes performed the same protocol in different sessions (between-days) to the evaluation of dynamometric variables (maximal dorsiflexion angle, maximal passive torque in dorsiflexion) and mechanical properties of plantar flexors (stiffness, energy absorbed/reutilized, hysteresis, dissipation coefficient) (Chapter 3). Fourteen non athletes performed passive torque evaluations in order to have their mechanical properties assessed and to be compared to triathletes (Chapter 4). Thirteen triathletes performed maximal cycling and running tests together with passive torque evaluations before and after each maximal test to the evaluation of the effect of cycling and running on the plantar flexors mechanical properties. Each maximal test was interspersed by 1 week interval (Chapter 5). **Results:** Trivial effects ( $ES < 0.25$ ) were observed for the within-day measures of mechanical properties. Moderate ( $ES = 0.5-0.1.0$ ) and large ( $ES > 1.0$ ) effects were observed for the between-days measures (Chapter 3). Triathletes showed higher energy absorption and energy dissipation than non athletes ( $p < 0.01$ ,  $ES > 0.8$ ) (Chapter 4). Maximal cycling tests induces significant reduction in passive components stiffness (15%) when compared to the reduction imposed by maximal running tests (0.02%) ( $p < 0.01$ ,  $ES > 0.8$ ). **Conclusions:** Plantar flexors passive components assessed by passive torque evaluations showed good within and between-days reproducibility with exception of dissipation coefficient. Triathletes showed large energy absorption and dissipation in plantar flexors than non athletes probably because of an increased fluid volume

in their MTU, which should be related to the increased cycling training volume. Stiffness of passive components showed larger reductions after cycling than after running, which should have implications to triathletes' performance during competitions when these modalities are executed together.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 2.1</b> - Tríceps sural humano.....	4
<b>Figura 2.2</b> - Arranjo dos componentes passivos da unidade músculo-tendão.....	5
<b>Figura 2.3</b> - Componentes em série da unidade músculo-tendão.....	5
<b>Figura 2.4</b> - Componentes em paralelo da UMT.....	6
<b>Figura 2.5</b> - Componentes em paralelo da unidade músculo-tendão. ....	6
<b>Figura 2.6</b> - Ciclo dorsiflexão-plantiflexão passiva em dinamômetro isocinético.....	8
<b>Figura 3.3.1</b> - Limites de concordância para as medidas intradia. ....	25
<b>Figura 3.3.2</b> - Limites de concordância para medidas interdias. ....	28
<b>Figura 4.3</b> - Curvas torque-ângulo obtidas durante avaliação do torque passivo.....	40
<b>Figura 5.3</b> - Curvas torque-ângulo obtidas durante avaliação do torque passivo para as condições pré-pós testes máximos (ciclismo e corrida). ....	55

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.3.1 - Média $\pm$ intervalo de confiança (95%) para medidas repetidas obtidas intradia. .....	23
Tabela 3.3.1b - Variabilidade das medidas dinamométricas e das propriedades mecânicas obtidas intradia. ....	24
Tabela 3.3.2 - Média $\pm$ intervalo de confiança (95%) para medidas repetidas obtidas interdias (n = 13). ....	26
Tabela 3.3.2b - Variabilidade das medidas dinamométricas (torque e ângulo) e das propriedades mecânicas obtidas interdias (n = 13).....	27
Tabela 4.3.1 - Variáveis dinamométricas e propriedades mecânicas de triatletas e não atletas. .....	41
Tabela 4.3.2 - Torque máximo e ativação muscular durante contração voluntária máxima isométrica dos flexores plantares e dorsais.....	42
Tabela 5.3.1 - Variáveis dinamométricas e propriedades mecânicas de triatletas nas condições pré e pós teste máximo de ciclismo e corrida. ....	56
Tabela 5.3.2 - Produção de torque e ativação muscular antes (PRÉ) e após (PÓS) o teste máximo de ciclismo. ....	58
Tabela 5.3.3 - Produção de torque e ativação muscular antes (PRÉ) e após (PÓS) o teste máximo de corrida. ....	58

## LISTA DE ABREVIATURAS

AST: área de secção transversa

CVMI: contração voluntária máxima isométrica

Diff%: diferença percentual

EC: economia de corrida

ES: *effect size*

EMG: eletromiografia

FD: flexão dorsal

FP: flexão plantar

GAST: gastrocnêmios

GL: gastrocnêmio lateral

GM: gastrocnêmio medial

J: joule

JMT: junção miotendínea

kN: kilo-Newton

MAX: máximo

N.m: Newton-metro

Norm: normalizado

RMS: *root mean square*

Sol: sóleo

TA: tibial anterior

TC: tendão do calcâneo

UMT: unidade músculo-tendão

W: watts

## SUMÁRIO

Capítulo 1 - INTRODUÇÃO .....	1
Capítulo 2 - REVISÃO DA LITERATURA .....	4
2.1 - COMPONENTES PASSIVOS DOS FLEXORES PLANTARES .....	4
2.1.1 - Estrutura .....	4
2.1.2 - Torque passivo e propriedades mecânicas .....	7
2.2 - ADAPTAÇÃO DOS COMPONENTES PASSIVOS AO EXERCÍCIO .....	9
2.3 - EFEITO DO EXERCÍCIO SOBRE COMPONENTES PASSIVOS DA UMT .....	11
2.4 - CICLISMO, CORRIDA E TRIATLO .....	11
2.4.1 - Ciclismo .....	12
2.4.2 - Corrida .....	13
2.4.3 - Triatlo .....	15
Capítulo 3 - REPETIBILIDADE INTRA E INTERDIAS DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS .....	17
3.1 - INTRODUÇÃO .....	17
3.2 - MATERIAIS E MÉTODOS .....	18
3.2.1 - Participantes .....	18
<i>Estudos 1 e 2</i> .....	19
3.2.3 - Protocolo .....	19
3.2.4 - Coleta dos dados .....	20
3.2.5 - Análise dos dados .....	20
3.2.6 - Análise estatística .....	22
3.3 - RESULTADOS .....	22
3.3.1 - Estudo 1 - Variabilidade intradia .....	22
3.3.2 - Estudo 2 - Variabilidade interdias .....	26
3.4 - DISCUSSÃO .....	29
3.5 - CONCLUSÃO .....	32
Capítulo 4 - COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS E NÃO-ATLETAS .....	33
4.1 - INTRODUÇÃO .....	33
4.2 - MATERIAIS E MÉTODOS .....	35
4.2.1 - Participantes .....	35
4.2.2 - Protocolo .....	35
4.2.3 - Coleta dos dados .....	36

4.2.4 - Análise dos dados .....	36
4.2.5 – Análise estatística.....	38
4.3 - RESULTADOS .....	39
4.4 - DISCUSSÃO .....	43
4.5 - CONCLUSÃO .....	47
Capítulo 5 - COMPARAÇÃO ENTRE O EFEITO DO CICLISMO E DA CORRIDA SOBRE AS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS _____	48
5.1 - INTRODUÇÃO .....	48
5.2 - MATERIAIS E MÉTODOS .....	50
5.2.1 - Participantes.....	50
5.2.2 - Protocolo.....	50
5.2.3 - Coleta dos dados .....	52
5.2.4 - Análise dos dados .....	53
5.2.5 - Análise estatística .....	54
5.3 – RESULTADOS.....	54
5.4 - DISCUSSÃO .....	59
5.5 - CONCLUSÃO .....	64
Capítulo 6 - CONSIDERAÇÕES FINAIS _____	65
Capítulo 7- LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS _____	67
REFERÊNCIAS _____	69
ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido _____	82
ANEXO 2 - Rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab® para processamento de dados obtidos em avaliação do torque passivo em dinamômetro isocinético. _____	86
ANEXO 3 - Rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab® para processamento de dados obtidos em avaliação do torque ativo em dinamômetro isocinético. _____	100

## Capítulo 1 - INTRODUÇÃO

Triatletas possuem elevado volume de treinamento total em função de realizarem três diferentes modalidades durante competições (natação, ciclismo e corrida). O volume de treinamento sobre a bicicleta é superior ao do treinamento de corrida [e.g. ciclismo: 270-300 km/semana, corrida: 58-72 km/semana (HAUSSWIRTH e LEHÉNAFF, 2001; LAURSEN, 2011)] já que maiores distâncias de ciclismo em relação à corrida são percorridas em competições. Contudo, a etapa de corrida determina o desempenho final em competições (VLECK, BÜRGI e BENTLEY, 2006; KNECHTLE, WIRTH e ROSEMAN, 2010). Estudos demonstraram que alterações biomecânicas ocorrem na corrida subsequente ao ciclismo em relação ao padrão da corrida isolada (CHAPMAN *et al.*, 2008; BONACCI *et al.*, 2010; CHAPMAN *et al.*, 2010), e estas podem estar relacionadas ao maior custo energético na corrida do triatlo em relação a corrida isolada (GUEZENNEC *et al.*, 1996; HAUSSWIRTH *et al.*, 1996).

Apesar de diferenças evidentes entre as articulações que geram potência no ciclismo e na corrida, os flexores plantares possuem importante função em ambas. Durante o ciclismo, a potência articular gerada no quadril e joelho é transmitida ao pedal pelos flexores plantares (FREGLY e ZAJAC, 1996), enquanto na corrida esse grupo muscular é responsável pela geração de forças de propulsão (HAMNER, SETH e DELP, 2010; HAMNER e DELP, 2013). Os componentes passivos dos flexores plantares contribuem para a ótima eficiência desse grupo muscular durante a corrida. Tendões e aponeuroses armazenam energia mecânica durante a fase de suporte, retornando-a durante a fase propulsiva, além de permitirem que os componentes contráteis operem em comprimentos e velocidades ótimos (HOF, 1998; LICHTWARK e WILSON, 2006; WILSON e LICHTWARK, 2011; LAI *et al.*, 2015). A economia de corrida, expressa pelo consumo de oxigênio (BARNES, K. e KILDING, A., 2015) ou pelo gasto energético por distância percorrida (FLETCHER, ESAU e MACINTOSH, 2009) de um indivíduo correndo em velocidade submáxima constante, foi associada a eficiência mecânica dos flexores plantares (ALBRACHT e ARAMPATZIS, 2006; DUMKE *et al.*, 2010; FLETCHER, ESAU e MACINTOSH, 2010; ALBRACHT e ARAMPATZIS, 2013). Ainda, indivíduos que possuem maior economia de corrida apresentam melhor desempenho em competições (CONLEY e KRAHENBUHL, 1980; BARNES, K. R. e KILDING, A. E., 2015).

Os componentes passivos das unidades músculo-tendão estão organizados em série (e.g. tendão/aponeuroses) e em paralelo (e.g. epimísio, perimísio, endomísio) em relação aos componentes contráteis (ZAJAC, 1989). Considerando a importância dos componentes passivos para a eficiência dos flexores plantares e a EC, alguns estudos investigaram os efeitos da corrida sobre propriedades mecânicas (e.g. rigidez, armazenamento de energia, histerese) dos componentes em série, mas não observaram alteração destas após diferentes intensidades e volumes de corrida (FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN, 2011; PELTONEN *et al.*, 2012; HOUGHTON, DAWSON e RUBENSON, 2013; LICHTWARK, CRESSWELL e NEWSHAM-WEST, 2013). Diferenças também não foram observadas nas propriedades mecânicas desses componentes entre indivíduos treinados (corredores) e não treinados (ROSAGER *et al.*, 2002; HANSEN *et al.*, 2003; KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; ARAMPATZIS *et al.*, 2007; KUBO *et al.*, 2010; KUBO *et al.*, 2015), o que sugere que a demanda mecânica imposta pela corrida não é suficiente para alterar as propriedades mecânicas (rigidez, armazenamento de energia, histerese) dos componentes passivos em série (tendão e aponeuroses) de forma aguda. Além disso, as técnicas de avaliação do tendão do calcâneo utilizando contrações ativas isométricas empregadas nesses estudos possuem algumas limitações. Entre elas está a dificuldade de fixação do centro de rotação articular em relação ao eixo do dinamômetro, que resulta em superestimação do comprimento da UMT do gastrocnêmio medial (6,3%) e variação no braço de momento do tendão do calcâneo (ARAMPATZIS, MONTE e KARAMANIDIS, 2008). As diferenças nas taxas de amostragem dos métodos usados também podem resultar em erros. Foi observado que uma diferença de 10 milissegundos na sincronização de dados de imagem (ultrassom, ~50 Hz) e dinamometria (~2000 Hz) resulta em superestimação de 9-10% na histerese do tendão do calcâneo (FINNI *et al.*, 2013). À parte de questões metodológicas, a observação de deformações não uniformes no tendão do calcâneo (ARNDT *et al.*, 1998; ARNDT *et al.*, 1999), e na aponeurose do sóleo (FINNI *et al.*, 2003) podem influenciar as medidas das propriedades mecânicas quando obtidas por meio do método ativo. Em contrapartida estudos observaram diferenças nas propriedades mecânicas dos componentes passivos entre indivíduos treinados (corredores) e indivíduos não treinados (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; KUBO *et al.*, 2015) por meio da avaliação do torque passivo. Essa metodologia de avaliação tem sido utilizada sistematicamente (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; MCNAIR *et al.*, 2013; KUBO *et al.*, 2015), apesar de sua repetibilidade ainda não ter sido investigada extensivamente para os flexores plantares (MAGNUSSON, 1998; GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; FOURÉ *et al.*, 2009), o que limita sua recomendação para utilização em avaliações agudas e crônicas.

Com base nesses estudos, três questões de pesquisa são apresentadas: i) as propriedades mecânicas dos flexores plantares avaliadas por meio da medida do torque passivo apresentam repetibilidade adequada em sessões intra e interdias para triatletas? ii) triatletas apresentam diferenças nas propriedades mecânicas dos flexores plantares decorrentes de adaptações crônicas do seu treinamento quando comparados a indivíduos não treinados? e iii) considerando a importância dos flexores plantares para o desempenho da corrida, e o efeito deletério do ciclismo sobre o desempenho da corrida durante competições, como os componentes passivos dos flexores plantares de triatletas são alterados por essas modalidades? O presente trabalho pretende responder as questões propostas nos capítulos que seguem. Os resultados dessa investigação podem contribuir com informações relevantes a triatletas e treinadores.

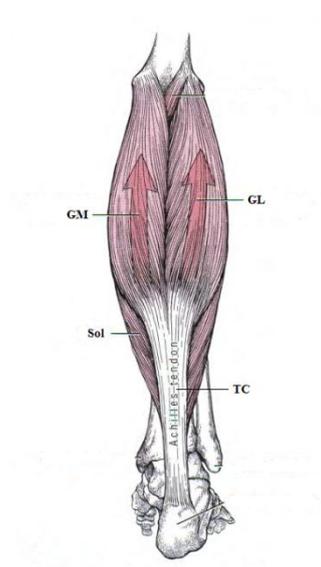
## Capítulo 2 - REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 - COMPONENTES PASSIVOS DOS FLEXORES PLANTARES

#### 2.1.1 - Estrutura

Os flexores plantares são compostos pelos músculos fibular curto, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux, tibial posterior, gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (Sol) (NEUMANN, 2002). O tríceps sural, conjunto de muscular de flexores plantares de maior volume (gastrocnêmio medial, lateral e sóleo) (Figura 2.1) é responsável por cerca de 70% do torque produzido pelos flexores plantares (gastrocnêmios  $\approx 40\%$ , sóleo  $\approx 30\%$ ) (CRESSWELL, LOSCHER e THORSTENSSON, 1995). Os componentes do tríceps sural diferem em sua composição, com 88% de fibras tipo I observadas no músculo uniarticular sóleo (Sol), 51% no biarticular gastrocnêmio medial (GM) e 49% para o biarticular gastrocnêmio lateral (GL) (JOHNSON *et al.*, 1973). Essas características implicam que a funcionalidade destes músculos difere quanto a sua ação sobre a articulação do tornozelo.

**Figura 2.1** - Tríceps sural humano.

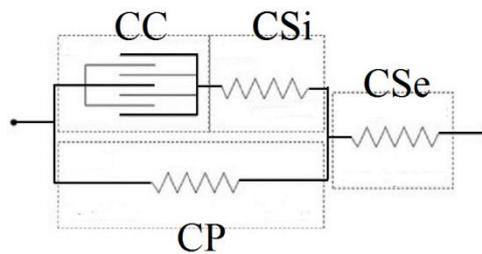


GM = gastrocnêmio medial; GL = gastrocnêmio lateral; Sol = Sóleo; TC = tendão do calcâneo. Fonte:

NEUMANN (2002)

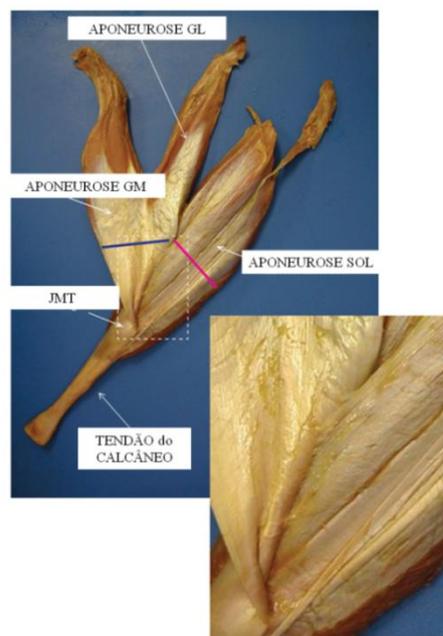
Os componentes passivos da unidade músculo-tendão (UMT) estão arranjados em série ou em paralelo em relação ao componente contrátil (Figura 2.2) (ZAJAC, 1989). Os componentes em série são formados pelo tendão do calcâneo e aponeuroses (Figura 2.3), enquanto os componentes em paralelo são formados pelos tecidos conectivos intramusculares (epimísio, perimísio e endomísio) (BOWMAN, 1840; BORG e CAULFIELD, 1980) (Figuras 2.4 e 2.5).

**Figura 2.2** - Arranjo dos componentes passivos da unidade músculo-tendão.



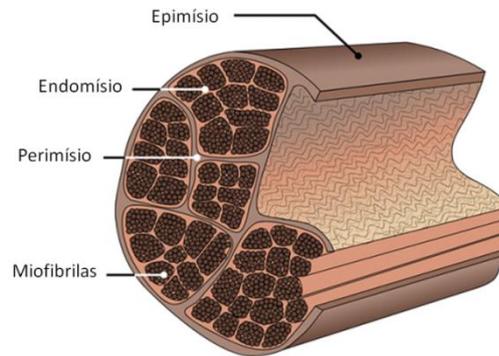
CC = componentes contráteis; CP = componentes em paralelo; CSi = componentes em série intracelulares; CSe = componentes em série extracelulares. Fonte: Zajac (1989).

**Figura 2.3** - Componentes em série da unidade músculo-tendão.



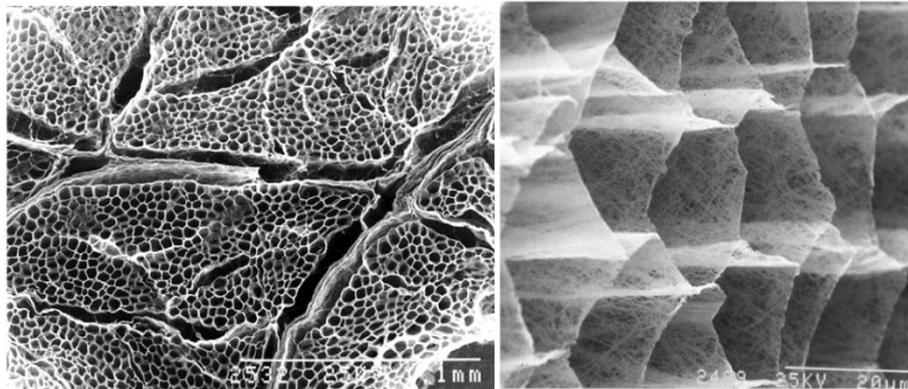
GM = gastrocnêmio medial; GL = gastrocnêmio lateral; SOL = Sóleo; JMT = junção musculotendínea. Fonte: KINUGASA *et al.* (2013).

**Figura 2.4** - Componentes em paralelo da UMT.



Fonte: PURSLOW (2010).

**Figura 2.5** - Componentes em paralelo da unidade músculo-tendão.



Perimísio estruturando fascículos musculares ( à esquerda) e rede conectiva formada pelo endomísio (à direita). Fonte: PURSLOW (2010).

Os componentes passivos em série dos flexores plantares transmitem a força gerada pelos componentes contráteis ao segmento ósseo e armazenam e reutilizam energia mecânicas proveniente de ciclos alongamento-encurtamento das unidades músculo-tendão (FINNI, 2006). Ainda, os componentes em série permitem que os componentes contráteis operem em comprimentos e velocidades ótimos durante a locomoção WILSON e LICHTWARK, 2011. Os componentes passivos em paralelo, por sua vez, transmitem a força gerada pelos componentes contráteis às aponeuroses e também lateralmente (HUIJING, 1999; PURSLOW, 2002). A

transmissão de força pelos componentes intramusculares (em paralelo) permite o constante rearranjo dos comprimentos dos sarcômeros em série, o que implica que os comprimentos de operação e a produção de força nos sarcômeros não dependem somente da sobreposição dos filamentos finos e espessos do componente contrátil, mas também do comportamento dos componentes passivos intramusculares (YUCESOY *et al.*, 2003). De forma complementar, Schleip 2006 sugere que o perímio possui propriedades contráteis em função da alta densidade de miofibroblastos em sua composição, e que a resposta do perímio a variações do estresse mecânico sobre o músculo altera a rigidez passiva muscular. Além disso, os componentes em paralelo parecem apresentar maior resposta ao estresse mecânico imposto sobre a unidade músculo-tendão durante o exercício em relação ao componente em série. Ainda, a mecanotransdução decorrente do estresse mecânico imposto a UMT difere entre os componentes passivos. O exercício crônico (HEINEMEIER, OLESEN, SCHJERLING, *et al.*, 2007), o tipo de contração (HEINEMEIER, OLESEN, HADDAD, *et al.*, 2007) e o desuso (HEINEMEIER *et al.*, 2009) resultam em maior resposta em fatores mediadores do colágeno e de sua expressão na porção contrátil em relação ao tendão. Esses achados sugerem maior sensibilidade na mecanotransdução nos componentes em paralelo, e que esta pode influenciar o desenvolvimento do tecido conectivo com implicações para as propriedades mecânicas desses componentes (PURSLOW, 2002; KJAER *et al.*, 2006).

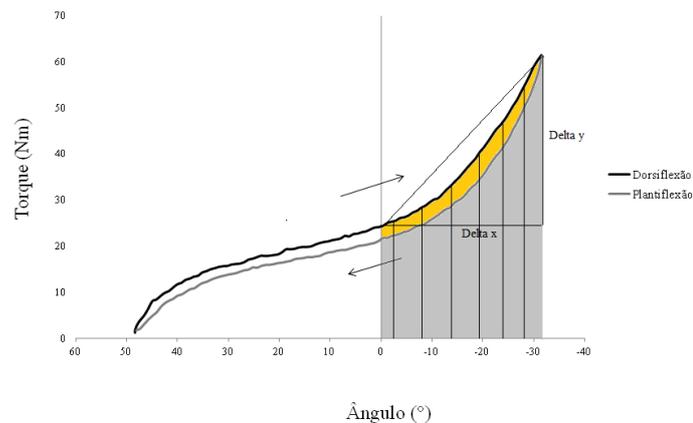
### **2.1.2 - Torque passivo e propriedades mecânicas**

O torque passivo gerado pela deformação de unidades músculo-tendão tem sido utilizado para a avaliação das propriedades mecânicas dos componentes passivos (MAGNUSSON, 1998; GAJDOSIK, 2001). Esses componentes são formados por colágeno (PURSLOW, 2002), e apresentam comportamento viscoelástico (FRATZL, 2008). Devido à viscosidade, a deformação de componentes passivos apresenta comportamento tempo-dependente, não restituindo integralmente a energia absorvida quando expostos a deformação (histerese). Esse comportamento ocorre em função de que parte do estresse aplicado é necessário para compensar forças geradas pelo deslocamento de fluidos (NORDEZ *et al.*, 2008), com parte da energia produzida pelo estresse aplicado liberada como calor. Entre as propriedades mecânicas normalmente derivadas da relação torque-ângulo ou força-comprimento obtidas pela avaliação do torque passivo estão a rigidez (capacidade do material

de resistir à deformação); energia armazenada (trabalho mecânico realizado durante a deformação do material); energia retornada (trabalho mecânico realizado durante o retorno do material ao seu comprimento inicial); histerese (energia dissipada como calor durante um ciclo de deformação e retorno ao comprimento inicial); coeficiente de dissipação (razão da histerese pela energia armazenada). A Figura 5 ilustra como essas propriedades são obtidas na relação torque-ângulo (Figura 5).

Estudos têm utilizado a avaliação das propriedades mecânicas por meio da avaliação do torque passivo com diversos objetivos. Entre eles estão a avaliação dos efeitos da lesão do tendão do calcâneo sobre os componentes passivos dos flexores plantares (MCNAIR *et al.*, 2013), a comparação das características dos flexores plantares entre populações (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; KUBO *et al.*, 2015) e a avaliação do efeito de intervenções agudas e crônicas sobre esse grupo muscular (HOANG, HERBERT e GANDEVIA, 2007; FOURÉ *et al.*, 2009; FOURÉ, NORDEZ e CORNU, 2012). A avaliação do torque passivo consiste na mobilização passiva de uma articulação durante uma amplitude de movimento pré-definida, com velocidade constante e baixa para reduzir a influência do reflexo de estiramento (e.g. 5°/s) (MAGNUSSON, 1998; GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). A Figura 2.6 ilustra um ciclo dorsiflexão-plantiflexão durante a avaliação do torque passivo em dinamômetro isocinético.

**Figura 2.6 -** Ciclo dorsiflexão-plantiflexão passiva em dinamômetro isocinético.



Relação torque-ângulo durante um ciclo de dorsi-plantiflexão a 5°/s. Hipotenusa do triângulo retângulo: rigidez; área sob as linhas verticais: energia armazenada; área em cinza: energia retornada; área em amarelo: histerese.

## 2.2 - ADAPTAÇÃO DOS COMPONENTES PASSIVOS AO EXERCÍCIO

O exercício crônico resulta em aumento da síntese e degradação (*turnover*) de colágeno dos componentes passivos (KJAER *et al.*, 2006). Contudo, a relação entre o aumento do *turnover* em função do treinamento e alterações morfológicas nos tecidos passivos ainda não foi determinada (KJAER *et al.*, 2006). KOVANEN, SUOMINEN e HEIKKINEN (1984) sugerem que as propriedades mecânicas dos componentes passivos dos GAST e do Sol são dependentes da concentração, tipo e estrutura (*cross-links*) do colágeno intramuscular, que por sua vez é aumentado pelo exercício crônico de *endurance*. ZIMMERMAN *et al.* (1993) observaram que o treinamento de *endurance* inibe o aumento na quantidade de *cross-links* por meio de aumento do *turnover* de colágeno, assim como GOSSELIN *et al.* (1998) observaram redução na concentração de *cross-links* de colágeno em ratos idosos treinados em esteira. *Cross-links* são estruturas provenientes da condensação de lisina ou hidroxilisina e seus aldeídos (FRATZL, 2008). Essas estruturas condensadas unem duas a três moléculas de colágeno ou fibrilas em conjunto, e contribuem para propriedades mecânicas tais com a rigidez e o armazenamento de energia (FRATZL, 2008). Considerando que os componentes em série são menos sensíveis aos estímulos mecânicos impostos as unidades músculo-tendão em comparação aos componentes passivos intramusculares (HEINEMEIER, OLESEN, HADDAD, *et al.*, 2007; HEINEMEIER, OLESEN, SCHJERLING, *et al.*, 2007; HEINEMEIER *et al.*, 2009) é possível esperar que componentes em série e em paralelo das unidades músculo-tendão apresentem diferenciação na adaptação do colágeno e conseqüentemente das propriedades mecânicas dos componentes passivos em resposta ao exercício agudo e crônico.

Grande parte dos estudos envolvendo a adaptação dos componentes passivos ao exercício de *endurance* investigaram os componentes passivos em série por meio da avaliação de torque ativo. ROSAGER *et al.* (2002) não observaram diferenças na rigidez e na deformação do tendão do calcâneo de corredores (volume de treino semanal:  $\approx 80$  km) em relação a indivíduos não treinados. Contudo, corredores apresentam maior área de secção transversa (AST) do tendão do calcâneo em relação a indivíduos não treinados (ROSAGER *et al.*, 2002;

MAGNUSSON e KJAER, 2003). Esse estudo observou variabilidade na área de secção transversa (AST) ao longo do tendão do calcâneo de indivíduos atletas e não atletas. Corredores (volume semanal de treinamento:  $\approx 80$  km) possuem maior AST (36%) somente na porção distal do tendão do calcâneo em comparação a indivíduos não praticantes de atividade física regular. Contudo, não foi observada correlação entre a rigidez e parâmetros morfológicos (volume e AST) do tendão do calcâneo (KINUGASA *et al.*, 2010). Esses resultados indicam que adaptações morfológicas não são necessariamente convertidas em modificação das propriedades mecânicas dos componentes em série.

KARAMANIDIS e ARAMPATZIS (2005) não observaram diferenças nas propriedades mecânicas e morfológicas do tríceps sural entre corredores (volume semanal de treinamento:  $\approx 30-100$  km) e indivíduos não treinados. A rigidez do tendão do calcâneo, assim como o comprimento muscular, o comprimento dos fascículos e a espessura do tríceps sural não apresentaram diferença entre corredores e indivíduos não treinados. O mesmo grupo de pesquisadores não observou diferenças na deformação do tendão interno (aponeurose do GM), na rigidez do tendão do calcâneo, bem como na capacidade de produção de torque flexor plantar entre corredores de longa distância (volume semana de treinamento: 40-120 km) e indivíduos não treinados (ARAMPATZIS *et al.*, 2007). Diferenças também não foram observadas na espessura, no alongamento máximo e na rigidez do tendão do calcâneo entre corredores bem treinados (volume anual de treinamento: 600-800 km) e indivíduos não treinados (KUBO *et al.*, 2010), assim como na espessura absoluta e relativa dos flexores plantares, no torque flexor plantar máximo isométrico, na rigidez e no alongamento máximo do tendão do calcâneo entre corredores de longa distância e indivíduos sedentários (KUBO *et al.*, 2015).

Em contrapartida, diferenças foram encontradas em estudos que utilizaram a metodologia de avaliação passiva, que apresenta vantagens em relação ao método ativo por considerar os componentes em série e também em paralelo das unidade músculo-tendão. Maior torque passivo máximo (15%), maior rigidez (18%) e maior armazenamento de energia (17%) foram observados nos componentes passivos dos flexores plantares de corredores de longa distância (volume semanal de treinamento:  $\approx 90$  km) quando comparados a indivíduos não treinados (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). De forma semelhante, KUBO *et al.* (2015) observaram maior rigidez (40%) nos flexores plantares de corredores em relação a não atletas por meio da avaliação do torque passivo, e a rigidez do tendão do calcâneo não apresentou diferença entre os grupos. Em conjunto esses estudos sugerem que os componentes passivos

em série e em paralelo adaptam-se de forma distinta ao quando os flexores plantares são expostos ao exercício crônico.

### 2.3 - EFEITO DO EXERCÍCIO SOBRE COMPONENTES PASSIVOS DA UMT

Estudos que investigaram possíveis alterações das propriedades mecânicas dos componentes passivos em decorrência do exercício de *endurance* são escassos. A seção que segue apresenta os estudos encontrados para esta revisão.

Indivíduos fisicamente ativos não apresentaram alteração da rigidez do tendão do calcâneo após 5 km de corrida (LICHTWARK, CRESSWELL e NEWSHAM-WEST, 2013) o que também foi observado após 30 minutos de corrida (FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN, 2012). Indivíduos treinados não apresentaram alteração da rigidez e da histerese do tendão do calcâneo após 60 minutos de corrida (HOUGHTON, DAWSON e RUBENSON, 2013), e da mesma forma maratonistas não apresentam alteração na rigidez do tendão do calcâneo após 42 km de corrida (PELTONEN *et al.*, 2012). O efeito da corrida (10 min) em diferentes inclinações (-6%, 0%, +6%) sobre a área de secção transversa (AST) do tendão do calcâneo em corredoras foi investigado (NEVES *et al.*, 2014). Os resultados indicaram uma redução de 5-7% na AST após a corrida e diferenças não foram observadas entre as inclinações testadas. Em contrapartida, após exercício excêntrico com os flexores plantares um aumento na rigidez (34%) dos componentes passivos intramusculares foi observado (HOANG, HERBERT e GANDEVIA, 2007). Em relação ao exercício crônico, estudos observaram que o treinamento pliométrico resulta em aumento da rigidez dos componentes passivos intramusculares (FOURÉ *et al.*, 2009; FOURÉ, NORDEZ e CORNU, 2012), mas não dos componentes em série (e.g. tendão do calcâneo) (FOURÉ, NORDEZ e CORNU, 2012), demonstrando que a modulação das propriedades mecânicas pode ocorrer de maneira distinta entre os componentes passivos dos flexores plantares.

### 2.4 - CICLISMO, CORRIDA E TRIATLO

### 2.4.1 - Ciclismo

BINI, DIEFENTHAELER e MOTA (2010) sugerem que a regulação da transmissão de força para os pedais em condição de fadiga depende da rigidez articular do tornozelo, essencialmente por meio dos flexores plantares (e.g. tríceps sural) que contrapõem o momento dorsiflexor produzido pela força de reação do pedal. A articulação do tornozelo é responsável pela transmissão da potencia articular gerada pelo quadril e (joelho) ao pedal (FREGLY e ZAJAC, 1996). Forças de  $\cong 660$  N atuando sobre o tendão do calcâneo (aproximadamente 1,1 vez a massa corporal) foram estimadas durante o ciclo da pedalada com carga de 240 W (GREGOR, KOMI e JÄRVINEN, 1987). Essas forças geradoras de tensão sobre os flexores plantares podem ser ainda superiores em triatletas devido as potencias máximas (360-401 W) observadas em testes e competições (BERNARD *et al.*, 2009; BRISSWALTER *et al.*, 2014). Músculos biarticulares como os gastrocnêmios são responsáveis pela transmissão de potencia entre articulações e controle motor, enquanto músculos uniarticulares como o sóleo estão envolvidos na geração de potencia articular (VAN INGEN SCHENAU *et al.*, 1992). A articulação do tornozelo e consequentemente a demanda mecânica sobre os flexores plantares são alterados por fatores como a cadência de pedalada e a carga de trabalho adotada (BINI e DIEFENTHAELER, 2010; BINI, DIEFENTHAELER e MOTA, 2010). A seguir serão abordados estudos que investigaram a função dos flexores plantares (e.g. tríceps sural) durante o ciclismo com o objetivo de revisar a demanda mecânica sobre a articulação do tornozelo e sobre os flexores plantares durante o ciclismo.

Durante teste com carga incremental até a exaustão, aumento no momento plantiflexor (32%), no ângulo de dorsiflexão (2%) e na amplitude de movimento (19%) da articulação do tornozelo foram observados (BINI e DIEFENTHAELER, 2010). O maior momento plantiflexor em condição de fadiga e carga de trabalho elevada pode estar relacionado a maior contribuição dos componentes passivos com maiores comprimentos dos gastrocnêmios, em conjunto com um aumento da velocidade de operação dos fascículos em função de aumento da amplitude de movimento (Bini e Carpes). Essas informações sobre a cinética e cinemática articular sugerem que os flexores plantares são expostos a diferentes níveis de deformação. SANDERSON *et al.* (2006) observaram que gastrocnêmios e sóleo podem operar em comprimentos distintos (excêntrica e concêntrica) simultaneamente. Além disso, esses músculos aumentam suas velocidades de operação (50%) em cadências elevadas (95-110 rpm). De forma semelhante, WAKELING, UEHLI e ROZITIS (2006) observaram aumento da taxa

de deformação dos fascículos do gastrocnêmio medial, lateral e do sóleo com o aumento da carga de trabalho (de 12 a 44 N.m de torque resistivo) e cadência constante (60 rpm). Somente o gastrocnêmio medial apresentou maior alteração relativa (2,8 vezes) com o aumento da cadência e menor alteração com o aumento da carga (1,5 vezes) entre os componentes do tríceps sural. A ativação desse músculo também acompanha a tendência dos fascículos e apresenta maior ativação em função do aumento da cadência em comparação ao GL e Sol. Em contrapartida, o Sol apresentou comportamento inverso, com menor ativação com o aumento da cadência e maior ativação com o aumento da carga em comparação aos gastrocnêmios. Diferenças no recrutamento de diferentes porções de componentes do tríceps sural (distal-proximal, lateral-medial) foram observadas (WAKELING, 2009). Os autores sugerem que níveis específicos de ativações em diferentes porções de componentes do tríceps sural podem estar relacionados a diferenças na produção de força e deformação dos fascículos de diferentes regiões para corresponder a variação na demanda mecânica imposta pelo exercício (e.g. alterações da cadência e carga de trabalho). Como resultado de diferentes compartimentos sendo ativados, alterações na forma do ventre muscular, na deformação e na orientação dos fascículos e implicações destas para a magnitude e a direção da força muscular foram observados (RAHEMI, NIGAM e WAKELING, 2014). De forma complementar, o aumento da flexão dorsal observada com o aumento da carga de trabalho (BINI e DIEFENTHAELER, 2010) pode resultar em redução do braço de momento do tendão do calcâneo. Essa variação parece predominar sobre a ativação de músculos do tríceps sural em função do efeito sobre os comprimentos de operação de seus componentes (NOURBAKHSH e KUKULKA, 2004), possivelmente resultando nas diferenças de deformação e produção de força observadas por WAKELING (2009) e (RAHEMI, NIGAM e WAKELING, 2014). Gastrocnêmios e sóleo respondem ao aumento de carga em cadência constante com aumento na deformação de seus fascículos, com fascículos do sóleo apresentando maior resposta a elevações da carga de trabalho em relação aos biarticulares gastrocnêmio medial e lateral.

#### **2.4.2 - Corrida**

Os flexores plantares exercem função crítica na aceleração do centro de massa durante a corrida (HAMNER, SETH e DELP, 2010; HAMNER e DELP, 2013), e forças de reação do solo atingem 1800 N em baixas velocidades (BOBBERT, SCHAMHARDT e NIGG, 1991). Durante a

corrida valores de pico de estresse no tríceps sural podem chegar a 150 kN a  $\approx 14$  km/h (THORPE *et al.*, 1998) e forças sobre o tendão do calcâneo atingem 5-6 vezes o peso corporal (ALMONROEDER, WILLSON e KERNOZEK, 2013; SINCLAIR, 2014). Estudos demonstraram que a elevada eficiência mecânica da corrida (50-73%) é resultado do armazenamento e retorno de energia mecânica pelos componentes passivos das unidades músculo-tendão (CAVAGNA, SAIBENE e MARGARIA, 1965; HOF, 1998). A capacidade de armazenamento de energia pelo músculo (componentes contráteis e componentes passivos intramusculares) é reduzida (4-8 J) em relação aos componentes passivos em série (10-70 J/ciclo de passada) (HOF, 1998; FLETCHER e MACINTOSH, 2015). As forças de reação do solo não são ‘percebidas’ diretamente pelos componentes contráteis em função da relação de acoplamento (*gearing*) entre estes e os componentes passivos em série, e portanto, o GM e o Sol respondem por apenas 30% e 20% das velocidades de encurtamento da UMT durante a corrida (LAI *et al.*, 2014). A seção que segue aborda estudos que investigaram a função dos flexores plantares durante a corrida, considerando sua função na propulsão e suporte (HAMNER, SETH e DELP, 2010; HAMNER e DELP, 2013) com o objetivo de revisar a demanda mecânica sobre a articulação do tornozelo e dos flexores plantares.

Parâmetros espaço-temporais, cinemáticos (tempo de contato com o solo, comprimento e frequência de passada) e cinéticos (momentos articulares e forças de reação do solo) são alterados pela velocidade de corrida. Os tempos de contato com o solo são reduzidos (0,203 s para 0,112 s), enquanto a frequência e o comprimento de passada são aumentados (2,82 Hz para 4.16 Hz e 1,51 m para 2,12 m respectivamente) com o aumento da velocidade de corrida (14,4 km/h a velocidades máximas) (KYROLAINEN, AVELA e KOMI, 2005). O momento articular no tornozelo de corredores durante a fase de suporte pode variar de 2,79 a 3,43  $\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  com o aumento da velocidade de corrida (de  $\approx 12$  km/h a  $\approx 23$  km/h) (ARAMPATZIS, BRUGGEMANN e METZLER, 1999). O valor das forças máximas de reação do solo observadas durante corrida em pista a 14 km/h foi de 2021 N enquanto em velocidades máximas ( $\approx 30$  km/h) foi de 2366 N (KYROLAINEN, AVELA e KOMI, 2005).

Parâmetros da mecânica muscular nos flexores plantares parecem ser menos sensíveis a alterações de velocidade. Os componentes em série são responsáveis pela maior parte da deformação dos flexores plantares durante a corrida, com cerca de 59-77% do trabalho mecânico positivo total da UMT atribuído a esses componentes, especialmente ao tendão do calcâneo (HOF, 1998). Os fascículos do GM operam *quasi* isometricamente durante a corrida em diferentes níveis de inclinação 0% e +10% de a 10 km/h (LICHTWARK e WILSON, 2006). O

estresse sob o GM parece ser homogêneo já que os comprimentos de operação não diferem entre as porções medial, distal e proximal durante corrida a 7,5 km/h (LICHTWARK e WILSON, 2006). Ainda, a velocidade de operação do GM observada entre as condições foi considerada baixa (1/3 da velocidade máxima de encurtamento estimada). Possíveis diferenças entre o tipo de terreno (esteira e solo) e a condição com e sem calçado sobre os comprimentos de operação do GM e Sol durante a corrida a  $\approx 10$  km/h foram investigadas (CRONIN e FINNI, 2013). O músculo Sol apresentou menor variação de comprimento e menor velocidade de operação dos fascículos em comparação ao GM, mas não foram observadas diferenças no comprimento de operação dos fascículos entre as condições (descalço vs com calçado e solo vs esteira). O comportamento de operação do músculo sóleo apresenta comportamento semelhante aos gastrocnêmios, operando quase isometricamente e com redução da velocidade de contração com o aumento da velocidade de corrida (LAI *et al.*, 2015).

### 2.4.3 - Triatlo

Triatletas possuem volumes elevados de treinamento [e.g. ciclismo: 270-300 km/semana, corrida: 58-72 km/semana (HAUSSWIRTH e LEHÉNAFF, 2001; LAURSEN, 2011)]. A etapa de corrida é associada ao desempenho final em competições (VLECK, BÜRGI e BENTLEY, 2006; KNECHTLE, WIRTH e ROSEMAN, 2010). Estudos observaram que a corrida subsequente ao ciclismo implica em maior gasto energético em comparação a uma corrida isolada (GUEZENNEC *et al.*, 1996; HAUSSWIRTH *et al.*, 1996). Entre as possíveis causas para este aumento estão alterações biomecânicas observadas durante a corrida após a etapa de ciclismo (CHAPMAN *et al.*, 2008; BONACCI *et al.*, 2010; CHAPMAN *et al.*, 2010). Durante a corrida subsequente ao ciclismo, triatletas exibem um padrão de ativação do TA semelhante ao do ciclismo antecedente (CHAPMAN *et al.*, 2008), o que implica em atraso na migração para o padrão 'ideal' de ativação reproduzido em uma corrida isolada. Triatletas com histórico de dor no membro inferior possuem mais chances (2,4 vezes) de apresentar um padrão de ativação alterado do TA durante a corrida em relação a triatletas sem histórico de lesão (CHAPMAN *et al.*, 2010). Alteração no padrão cinemático da articulação do tornozelo no contato com o solo foi observado durante a corrida subsequente ao ciclismo, e associado (67%) a alteração da economia de corrida (BONACCI *et al.*, 2010). Triatletas apresentem alto índice de lesão de membros inferiores (GOSLING, GABBE e FORBES, 2008; LORIMER, 2014).

Esses estudos sugerem que o efeito combinado do ciclismo e da corrida sobre a articulação do tornozelo pode resultar em alterações neuromusculares e da técnica de corrida, com implicações para o desempenho e incidência de lesão muscular. Até o momento não foram encontrados trabalhos que tenham observado alterações neuromusculares em flexores plantares ou que tenham investigado os componentes passivos dos flexores plantares de triatletas.

## Capítulo 3 - REPETIBILIDADE INTRA E INTERDIAS DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS

### 3.1 - INTRODUÇÃO

Os componentes passivos das unidades músculo-tendão estão arranjados em série (tendão e aponeuroses) e em paralelo (epimísio, perimísio, endomísio) em relação ao componente contrátil (ZAJAC, 1989). As propriedades mecânicas dos componentes passivos, tais como a rigidez (capacidade de resistir à deformação), o armazenamento de energia (trabalho realizado durante a deformação), a histerese (energia dissipada como calor) e o coeficiente de dissipação (histerese como percentual da energia armazenada) estão relacionadas à elevada eficiência mecânica dos flexores plantares (HOF, 1998; LICHTWARK e WILSON, 2006). Contudo, estudos investigando o efeito do exercício agudo sobre os componentes em série (FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN, 2012; PELTONEN *et al.*, 2012; HOUGHTON, DAWSON e RUBENSON, 2013; LICHTWARK, CRESSWELL e NEWSHAM-WEST, 2013) e comparando populações treinadas e não treinadas (ROSAGER *et al.*, 2002; KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; ARAMPATZIS *et al.*, 2007; KUBO *et al.*, 2010; KUBO *et al.*, 2015) não observaram alteração nas propriedades mecânicas desses componentes (e.g. tendão e aponeuroses). Esses componentes apresentam menor sensibilidade ao estresse mecânico imposto às unidades músculo-tendão em comparação aos componentes passivos em paralelo (HEINEMEIER, OLESEN, HADDAD, *et al.*, 2007; HEINEMEIER, OLESEN, SCHJERLING, *et al.*, 2007; HEINEMEIER *et al.*, 2009), possivelmente pelo fato de que estes são modulados por mecanotransdutores presentes na célula muscular (KJAER, 2004). Em função da importante função dos componentes paralelos na transmissão de força produzida pelo componente contrátil às aponeuroses (PURSLOW, 2002; YUCESOY *et al.*, 2003), estudos investigaram as propriedades mecânicas por meio da avaliação do torque passivo, uma metodologia que considera ambos os componentes da UMT (em série e em paralelo). Diferenças entre atletas e não atletas (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; KUBO *et al.*, 2015) e após intervenções agudas e crônicas (HOANG, HERBERT e GANDEVIA, 2007; FOURÉ *et al.*, 2009) e indivíduos acometidos por patologias (MCNAIR *et al.*, 2013) foram observadas, sugerindo que a avaliação das propriedades mecânicas com essa metodologia pode resultar em informações úteis sobre a estrutura dos componentes passivos dos flexores plantares. Contudo, poucos estudos investigaram a repetibilidade dessas medidas. Boa repetibilidade e baixo erro de medida

foram observados para medidas repetidas de torque passivo em uma sessão de avaliação (intradia) (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005), assim como para o torque passivo e para a rigidez dos flexores plantares avaliados entre sessões (interdias) (FOURÉ *et al.*, 2009). Contudo, há uma lacuna na literatura em relação a repetibilidade de propriedades mecânicas obtidas por meio da avaliação do torque passivo, tais como a energia retornada, histerese e o coeficiente de dissipação dos componentes passivos dos flexores plantares. Componentes passivos apresentam elevada variabilidade entre indivíduos (ABELLANEDA, GUISSARD e DUCHATEAU, 2009; GERUS, RAO e BERTON, 2012) e suas propriedades mecânicas podem ser alteradas pelo exercício em função de alterações na síntese e degradação do colágeno que compõe sua estrutura (KOVANEN, SUOMINEN e HEIKKINEN, 1984; ZIMMERMAN *et al.*, 1993; GOSSELIN *et al.*, 1998). Essas condições podem ser fatores limitantes quando o objetivo é realizar medidas precisas e repetidamente. A repetibilidade de medidas intra e interdias é um importante conceito para a ciência do esporte e do treinamento (HOPKINS, 2000) e sua aplicação em populações treinadas (e.g. corredores, triatletas) têm implicações para a correta avaliação de intervenções agudas (e.g. efeito de uma sessão de exercício) (HOANG, HERBERT e GANDEVIA, 2007), crônicas (e.g. monitoramento de períodos de treinamento) (FOURÉ *et al.*, 2009), ou ainda no acompanhamento de patologias (MCNAIR *et al.*, 2013).

Com base nesses dados, o presente estudo teve como objetivo avaliar a repetibilidade das medidas das propriedades mecânicas dos flexores plantares de triatletas obtidas em uma sessão (intradia) ou em sessões diferentes (interdias), por meio da avaliação do torque passivo em dinamômetro isocinético.

## 3.2 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.2.1 - Participantes

Vinte indivíduos treinados (triatletas, n=20, com  $30 \pm 6,8$  anos e  $178 \pm 7,4$  cm de estatura e  $74 \pm 6,6$  kg de massa corporal) com experiência competitiva compareceram ao laboratório para uma ou duas sessões de avaliação. Estes foram alocados em avaliações similares realizadas em uma única sessão (Estudo 1 – triatletas – variabilidade intradia, n=20) ou em duas sessões realizadas com uma semana de intervalo (Estudo 2 – triatletas –

variabilidade interdias, n=13). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CAAE: 31088814.5.0000.5347).

## *Estudos 1 e 2*

### **3.2.3 - Protocolo**

A avaliação do torque passivo foi realizada com metodologia semelhante a utilizada em estudos prévios com indivíduos treinados (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). Após a avaliação de características antropométricas (massa corporal e estatura), os triatletas foram acomodados na cadeira de um dinamômetro isocinético (Biodex Medical System 3, Nova Iorque, EUA), e posicionados com o joelho direito em extensão e quadril entre 80-85° de flexão. O eixo de rotação do tornozelo direito (representado pelo centro do maléolo lateral) foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro, e o pé fixado firmemente em uma plataforma conectada ao braço do dinamômetro. A amplitude de movimento foi definida de 30° de flexão plantar até a máxima flexão dorsal alcançada por cada triatleta, sendo a máxima amplitude em dorsiflexão definida pela percepção subjetiva individual de alongamento. Todas as avaliações de amplitude de movimento e máxima dorsiflexão foram realizadas pelo mesmo avaliador. Após a acomodação dos triatletas no dinamômetro e configuração do equipamento, duas séries de cinco ciclos de dorsiflexão-plantiflexão passiva foram realizadas na amplitude de movimento pré-definida (30° de flexão plantar até a máxima flexão dorsal). A velocidade angular adotada foi de 5°/s com 1 minuto de intervalo observado entre a primeira e a segunda série de ciclos de dorsi-plantiflexão (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). O modo passivo do dinamômetro isocinético consiste na condução do membro avaliado pela plataforma do dinamômetro durante a amplitude de movimento pré-definida pelo avaliador (NORDEZ, CASARI e CORNU, 2008). Possíveis contrações voluntárias ou em função do reflexo de estiramento foram reduzidas fornecendo *feedback* verbal qualitativo da ativação dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior aos triatletas durante a avaliação do torque passivo. Após a avaliação da produção de torque passivo e observado um minuto de intervalo, os triatletas realizaram a avaliação da produção de torque ativo. Três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) realizadas pelos flexores plantares foram alternadas com três CVMI realizadas pelos flexores dorsais. As contrações foram realizadas com o tornozelo em posição

neutra (0°, pé perpendicular a perna) e 1 minuto de intervalo foi observado entre cada contração máxima.

### 3.2.4 - Coleta dos dados

Pares de eletrodos de superfície passivos (Meditrace - 100; Ag/AgCl; diâmetro de dois cm) em configuração bipolar (distância entre eletrodos de 2,2 cm), foram posicionados sobre o ventre dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior da perna direita, longitudinalmente as fibras musculares. Previamente a colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pelos e pela limpeza da pele com álcool 70°. As técnicas de preparação e aplicação dos eletrodos seguiram as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica e do protocolo SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000). A ativação muscular (EMG) foi monitorada por um eletromiógrafo de oito canais (Octopus AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá). Um conversor analógico-digital DI-720 com 16 bits de resolução (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio, EUA) foi utilizado para a conversão dos sinais eletromiográficos oriundos do eletromiógrafo e dos sinais de torque e deslocamento angular oriundos do dinamômetro isocinético. Todos os sinais foram coletados a 2000 Hz de frequência de amostragem por meio do software Windaq (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio, EUA) e armazenados para posterior análise e processamento.

### 3.2.5 - Análise dos dados

Um filtro digital passa-banda *Butterworth* de dupla entrada de 20-500 Hz foi utilizado para filtragem do sinal eletromiográfico seguindo métodos descritos por De Luca (1997). Os sinais de torque e deslocamento angular foram suavizados utilizando um filtro digital passa baixa *Butterworth* de dupla entrada com frequência de corte de 8 Hz. O torque ativo foi definido como o maior valor (pico) de torque produzido entre as três contrações máximas isométricas realizadas para cada grupo muscular (dorsiflexores e plantiflexores). O torque passivo gerado foi corrigido pela massa do segmento envolvido (pé) utilizando modelo antropométrico de De Leva (1996) e pela massa do braço de alavanca e da plataforma do dinamômetro. As propriedades mecânicas (rigidez, energia armazenada, energia retornada,

histerese, coeficiente de dissipação) e as variáveis dinamométricas (torque máximo, ângulo máximo em dorsiflexão) foram calculadas para a amplitude total de cada participante (30° de flexão plantar até a máxima flexão dorsal). Para esse propósito a quinta curva da relação torque-ângulo da primeira e da segunda série de ciclos de dorsi-plantiflexão foi selecionada. A rigidez dos componentes passivos dos flexores plantares foi obtida por meio da primeira derivada da relação torque-ângulo (Equação 1), e é apresentada como percentual do torque passivo máximo (%Max/°) afim de reduzir possíveis variações individuais. A energia mecânica armazenada e retornada (J) nos flexores plantares foi obtida por meio da integral das curvas potência-tempo na dorsiflexão e plantiflexão respectivamente, com esta sendo obtida pelo produto entre o torque e a velocidade angular (Equação 2). A diferença percentual entre as áreas produzidas durante a dorsiflexão (energia mecânica armazenada) e na plantiflexão (energia mecânica retornada) representa a energia dissipada (histerese) (%) durante os ciclos dorsi-plantiflexão (Equação 3). O coeficiente de dissipação foi obtido pela razão entre a histerese e energia armazenada (Equação 4) (MCNAIR *et al.*, 2013).

Equação 1. Rigidez =  $\frac{\Delta y}{\Delta x}$ , onde y = variação do torque em N.m, x = variação no ângulo de dorsiflexão em °.

Equação 2. Energia armazenada =  $\int_a^b f(x) d(x)$ , onde a e b determinam o intervalo em x (velocidade angular) para o cálculo da integral da potência (dx).

Equação 3. Histerese =  $\frac{\text{Energia retornada}}{\text{Energia armazenada}}$

Equação 4. Coeficiente de dissipação =  $\frac{\text{Histerese}}{\text{Energia armazenada}}$

Para as avaliações de repetibilidade intradia, as propriedades mecânicas e dinamométricas calculadas para o último ciclo de ambas as séries de dorsi-plantiflexão foram comparadas. Para as comparações interdias, o último ciclo da segunda série de ciclos dorsi-plantiflexão foi comparado entre as sessões. Todas as variáveis foram calculadas para a amplitude total (dorsiflexão-plantiflexão) dos triatletas.

A atividade eletromiográfica (GM, Sol e TA) durante a avaliação do torque passivo foi definida como o valor RMS médio durante o último ciclo da segunda série de ciclos dorsi-plantiflexão. O valor RMS foi calculado para a amplitude total de movimento (máxima plantiflexão à máxima dorsiflexão) e normalizado pelo valor RMS máximo obtido durante as

contrações voluntárias máximas em dorsi e plantiflexão. Os dados de triatletas que apresentaram atividade eletromiográfica superior a 1% da CVM durante a avaliação do torque passivo não foram incluídos na análise dos dados. Os dados foram processados utilizando programas desenvolvidos em ambiente Matlab<sup>®</sup> (MATLAB versão 2012a, MathWorks Inc., Natick, MA, EUA).

### **3.2.6 - Análise estatística**

Médias e intervalos de confiança (para 95% da distribuição dos dados) foram calculados para as variáveis analisadas (e.g. Ângulo Máximo em Dorsiflexão, Torque Máximo em Dorsiflexão, Rigidez, Energia Armazenada, Energia Retornada, Histerese e Coeficiente de Dissipação). O tamanho do efeito foi calculado para a análise das magnitudes das diferenças entre as medidas realizadas. O efeito foi classificado como trivial ( $ES < 0,25$ ), pequeno ( $ES = 0,25-0,5$ ), moderado ( $ES = 0,5-1,0$ ) ou grande ( $ES > 1$ ). Diferenças substanciais entre as medidas foram atribuídas a um tamanho de efeito (d) igual ou superior a um ( $ES > 1,0$ ). A utilização do tamanho do efeito assegura uma sobreposição de valores médios abaixo de 55% (COHEN, 1988). A diferença média entre medidas, o coeficiente de variação (CV, obtido pela razão entre o desvio padrão e a média), o erro típico e o tamanho do efeito foram calculados utilizando-se planilhas customizadas desenvolvidas em Excel (Microsoft Office, Microsoft Corp. EUA). O erro típico (ET) foi obtido pela razão entre o desvio padrão da diferença entre medidas pela raiz quadrada de “2” ( $ET = SD_{diff}/\sqrt{2}$ ) como proposto por HOPKINS (2000). A análise de concordância foi realizada utilizando-se as diferenças médias e os desvios padrão das medidas repetidas obtidas intra e interdias (BLAND e ALTMAN, 1986), afim de ilustrar a distribuição das diferenças entre as medidas em função das médias. Os resultados são estratificados para a análise da variabilidade de medidas obtidas em uma mesma sessão de avaliação (intradia) (Estudo 1) e em diferentes sessões de avaliação (interdias) (Estudo 2).

## **3.3 - RESULTADOS**

### **3.3.1 - Estudo 1 - Variabilidade intradia**

Os valores médios e os respectivos intervalos de confiança (95%) das avaliações realizadas intradia são apresentados na Tabela 3.3.1. A diferença média, o coeficiente de variação, o erro típico e a magnitude do efeito das diferenças para as medidas realizadas intradia são apresentadas na Tabela 3.3.1b. Os resultados demonstram que as variáveis dinamométricas (ângulo máximo dorsiflexão, torque máximo em dorsiflexão) e das propriedades mecânicas (energia armazenada, energia retornada, rigidez, histerese, coeficiente de dissipação) apresentam diferença entre medidas (-1,4% a 1,2) de magnitude trivial (Tabela 3.3.1b). As variáveis dinamométricas apresentaram coeficiente de variação (CV) entre 1,4% e 3,6%. Entre as propriedades mecânicas, a rigidez, a energia armazenada e retornada apresentaram CV entre 1,4% e 2,4%, enquanto a histerese e o coeficiente de dissipação apresentaram CV de aproximadamente 20%. A Figura 3.3.1 apresenta a distribuição intradia para as medidas de rigidez, histerese e energia na dorsiflexão conforme os limites concordância (BLAND e ALTMAN, 1986).

**Tabela 3.3.1** - Média  $\pm$  intervalo de confiança (95%) para medidas repetidas obtidas intradia.

	<b>Ângulo Máximo Dorsiflexão (°)</b>	<b>Torque Máximo Dorsiflexão (N.m)</b>	<b>Rigidez (%/°)</b>	<b>Energia armazenada (J)</b>	<b>Energia retornada (J)</b>	<b>Histerese (%)</b>	<b>Coefficiente de dissipação (%)</b>
Série 1	27,0	45	1,2	8833	8294	6,7	7,0
Série 2	27,1	44,4	1,2	8768	8237	6,7	8,0
Média $\pm$ IC	27,1 $\pm$ 0,16	44,7 $\pm$ 0,87	1,2 $\pm$ 0,01	8800 $\pm$ 74	8265 $\pm$ 85	6,7 $\pm$ 0,75	8 $\pm$ 1,2

**Tabela 3.3.1b** - Variabilidade das medidas dinamométricas e das propriedades mecânicas obtidas intradia.

<b>TRIATLETAS</b>	<b>Diferença média intradia</b>	<b>Diferença média intradia (%)</b>	<b>CV (%)</b>	<b>Erro Típico</b>	<b>Tamanho do Efeito (ES)</b>	<b>Magnitude do Efeito</b>
<b>Ângulo Máximo Dorsiflexão (°)</b>	0,1	0,5	1,4	0,3	0,02	Trivial
<b>Torque Máximo Dorsiflexão (N.m)</b>	-0,9	-1,4	3,60	1,5	0,09	Trivial
<b>Rigidez (%/°)</b>	-0,1	0,29	2,4	0,31	0,1	Trivial
<b>Energia armazenada (J)</b>	-74,8	-0,7	1,4	124,8	0,07	Trivial
<b>Energia retornada (J)</b>	-78,8	-0,8	2,0	145,1	0,06	Trivial
<b>Histerese (%)</b>	0,10	0,3	21,2	1,3	0,22	Trivial
<b>Coefficiente dissipação (%)</b>	<1	1,2	21,8	2	0,15	Trivial



### 3.3.2 - Estudo 2 - Variabilidade interdias

Os valores médios e os respectivos intervalos de confiança (95%) das medidas obtidas interdias são apresentadas na Tabela 3.3.2. A diferença média, o coeficiente de variação, o erro típico e a magnitude do efeito das diferenças para as medidas realizadas interdias são apresentadas na Tabela 3.3.2b. Os resultados observados indicam que as medidas das variáveis dinamométricas (ângulo máximo em dorsiflexão, torque máximo em dorsiflexão) apresentam diferença interdias (-4,9% e -2,1%) de magnitude pequena ou trivial ( $ES < 0,30$ ). As diferenças observadas para as propriedades mecânicas (de -4,2% a 24,5%) foram classificadas como de magnitude moderada ( $ES < 0,8$ ) (rigidez, energia armazenada, energia retornada e histerese) e grande ( $ES > 1,0$ ) (coeficiente de dissipação). O coeficiente de variação observado para a energia armazenada e retornada apresentou valores inferiores a 10%. As demais variáveis (dinamométricas e propriedades mecânicas) apresentaram valores entre 12% (ângulo máximo em dorsiflexão) e 29% (coeficiente de dissipação). A Figura 3.3.2 apresenta a distribuição interdias para as medidas de rigidez, histerese e energia na dorsiflexão em relação aos limites de concordância (BLAND e ALTMAN, 1986).

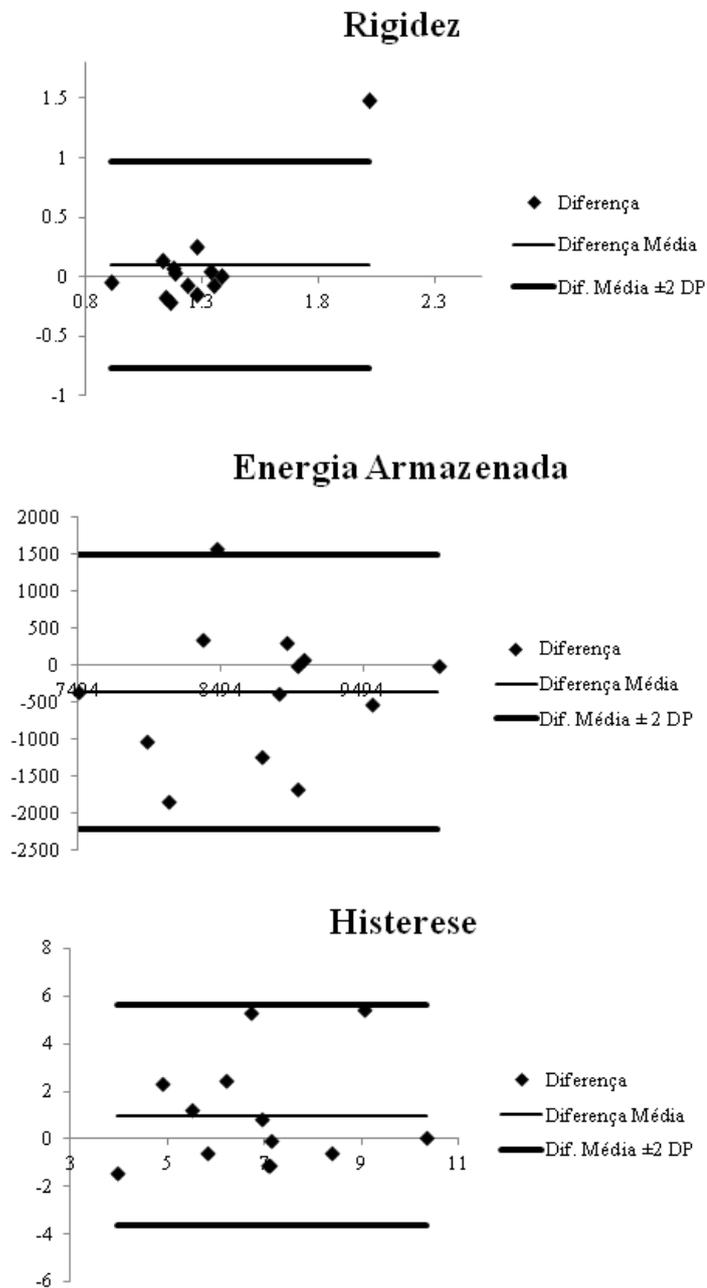
**Tabela 3.3.2** - Média  $\pm$  intervalo de confiança (95%) para medidas repetidas obtidas interdias (n = 13).

	<b>Ângulo Máximo Dorsiflexão (°)</b>	<b>Torque Máximo Dorsiflexão (N.m)</b>	<b>Rigidez (%/°)</b>	<b>Energia armazenada (J)</b>	<b>Energia retornada (J)</b>	<b>Histerese (%)</b>	<b>Coefficiente de dissipação (%)</b>
DIA 1	27,2	44,2	1,2	8934	8407	6,4	7,0
DIA 2	26,1	43,1	1,3	8569	7975	7,3	9,0
Média $\pm$ IC	26,7 $\pm$ 2,3	43,6 $\pm$ 4,7	1,3 $\pm$ 0,3	8751 $\pm$ 559	8191 $\pm$ 560	6,9 $\pm$ 1,4	8 $\pm$ 1,6

**Tabela 3.3.2b** - Variabilidade das medidas dinamométricas (torque e ângulo) e das propriedades mecânicas obtidas interdias (n = 13).

	<b>Diferença média interdias</b>	<b>Diferença média interdias (%)</b>	<b>CV (%)</b>	<b>Erro Típico</b>	<b>Tamanho do Efeito (ES)</b>	<b>Magnitude do Efeito</b>
<b>Ângulo Máximo Dorsiflexão (°)</b>	-1,07	-4,9	11,8	2,7	0,30	Pequeno
<b>Torque Máximo Dorsiflexão (N.m)</b>	-1,11	-2,1	13,7	5,5	0,21	Trivial
<b>Rigidez (%/°)</b>	0,1	4,7	18,8	0,3	0,51	Moderado
<b>Energia Armazenada (J)</b>	-365,2	-4,2	8,0	654,5	0,67	Moderado
<b>Energia Retornada (J)</b>	-432,1	-5,2	8,5	655,8	0,81	Moderado
<b>Histerese (%)</b>	1,0	15,4	28,2	1,63	0,73	Moderado
<b>Coefficiente dissipação (%)</b>	2,0	24,5	29,5	2	1,01	Grande

**Figura 3.3.2 - Limites de concordância para medidas interdias.**



Limites de concordância para as medidas de rigidez, energia armazenada e histerese dos componentes passivos dos flexores plantares ( $n = 13$ ). As diferenças entre medidas (eixo das ordenadas) são apresentadas em função dos valores médios (eixo das abscissas) obtidos interdias de acordo com o método proposto por BLAND e ALTMAN (1986).

### 3.4 - DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a repetibilidade das propriedades mecânicas dos flexores plantares de triatletas em uma mesma sessão (intradia) e em diferentes sessões de avaliação (interdias). Até o momento a repetibilidade das medidas de torque passivo e propriedades mecânicas dos flexores plantares haviam sido relatados parcialmente (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; FOURÉ *et al.*, 2009). Os resultados observados sugerem ótima repetibilidade para as medidas intradia com base no tamanho do efeito observado para as diferenças. As medidas interdias apresentaram maiores diferenças e maior variabilidade em relação a condição intradia. Contudo, uma diferença considerada de grande magnitude entre as medidas foi observada somente para o coeficiente de dissipação, o que limita a aplicação dessa medida entre sessões de avaliação. Os resultados encontrados são discutidos com base em estudos prévios que avaliaram a repetibilidade de medidas das propriedades mecânicas dos componentes passivos intra e interdias. Os resultados observados no presente estudo corroboram com estudos prévios em relação a repetibilidade das medidas realizadas intra e interdias para as propriedades mecânicas dos flexores plantares, apesar das análises estatísticas empregadas em estudos prévios limitarem comparações diretas com a utilizada no presente estudo.

Em relação às medidas intradia, coeficientes de variação (CV) menores que 5% foram observados para as variáveis dinamométricas (ângulo e torque passivo) e propriedades mecânicas (rigidez, energia armazenada e energia retornada), enquanto maior CV (20%) foi observado para a histerese e coeficiente de dissipação. O erro típico observado para o ângulo máximo em dorsiflexão ( $0,3^\circ$ ) e o torque passivo máximo em dorsiflexão (1,5 Nm) para medidas intradia apresentam semelhança com o erro padrão de medida observado para essas variáveis em estudo envolvendo indivíduos treinados ( $1,2^\circ$  e 3,9 Nm, respectivamente) (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). Essas medidas também apresentaram alto índice de correlação intraclasse (CCI) (0,90 e 0,91) (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). Da mesma forma, boa repetibilidade foi relatada para a rigidez dos flexores plantares realizadas nas medidas realizadas interdias (FOURÉ *et al.*, 2009) e para a energia armazenada nos flexores do joelho (MAGNUSSON, 1998). Esses estudos observaram coeficiente de correlação intraclasse de 0,80-0,99 e coeficiente de variação (CV) de 11,6-28% para rigidez dos flexores plantares (FOURÉ *et al.*, 2009), e energia armazenada (MAGNUSSON, 1998). No presente estudo, CVs de 18% e 8% foram observados para medidas interdias de rigidez e energia armazenada dos flexores

plantares, respectivamente. MAGNUSSON (1998) sugere que a variabilidade das medidas de energia é dependente da porção da curva torque-ângulo utilizada para o cálculo da área sob a curva torque-ângulo. FOURÉ *et al.* (2009) observaram um erro padrão de 0,8 Nm e CV de 1,6% para o torque máximo em dorsiflexão obtido interdias. O erro típico (5,5 Nm) e o CV (13,7%) interdias para o torque máximo em dorsiflexão do presente estudo contrastam com os valores de FOURÉ *et al.* (2009), o que pode estar relacionado a diferenças entre os trechos da relação torque-ângulo utilizados para obtenção das propriedades mecânicas entre os estudos. Como descrito anteriormente, não foram encontrados estudos informando dados de repetibilidade para a energia armazenada e retornada, histerese e coeficiente de dissipação dos flexores plantares.

Com base nesses dados, alguns fatores podem ser estar relacionados a diferença na variabilidade interdias das medidas dinamométricas e das propriedades mecânicas no presente estudo. O grupo controle utilizado nos estudos de (FOURÉ *et al.*, 2009) não realizou atividades física durante o período entre sessões de avaliação. Ainda, Foure *et al* utilizaram um menor período de intervalo entre sessões (2 dias) enquanto no presente estudo um intervalo de uma semana foi observado. A síntese de colágeno é duplicada 24 horas após o estresse mecânico imposto aos componentes passivos pelo exercício (KJAER *et al.*, 2009). Os componentes passivos são compostos por colágeno e suas propriedades mecânicas podem ser alteradas em função síntese e degradação (*turnover*) do colágeno (KOVANEN, SUOMINEN e HEIKKINEN, 1984; ZIMMERMAN *et al.*, 1993; GOSELIN *et al.*, 1998). Ainda, o tipo de contração influencia a expressão de colágeno nos componentes passivos (HEINEMEIER, OLESEN, HADDAD, *et al.*, 2007). A rotina de triatletas em relação ao volume de contrações excêntricas e concêntricas pode variar dependendo do ciclo de treinamento em que se encontram. Os triatletas avaliados não foram restritos em relação a sua rotina de treinamentos entre a primeira e a segunda sessão de avaliação. Com base nesses dados, é possível que variações no volume/frequência de treinamento entre os triatletas avaliados estejam relacionadas a variabilidade nas medidas realizadas entre sessões, uma vez que o coeficiente de dissipação é produto da razão entre a histerese e a energia armazenada. Estas variáveis (histerese e energia armazenada) também apresentaram aumento da variabilidade entre sessões, além de uma magnitude de efeito moderado entre sessões. No presente estudo o ângulo máximo em dorsiflexão foi definido em cada sessão de avaliação com base na percepção de dor/estiramento subjetiva de cada participante. Apesar da semelhança entre os valores médios observados intra e interdias, é possível que diferenças na amplitude máxima em dorsiflexão entre sessões tenham

contribuído para as diferenças em relação a estudos prévios. A consequência dessa diferença seria uma alteração do trabalho mecânico total realizado ao longo da amplitude de movimento, com consequente alteração da energia produzida durante os ciclos dorsi-plantiflexão. Futuros estudos devem realizar três ou mais medidas repetidas em indivíduos com treinamento regular com o intuito de investigar se a variação do treinamento entre semanas é responsável pela maior variabilidade de medidas das propriedades mecânicas interdias, especialmente a histerese e o coeficiente de dissipação. Estas medidas obtidas em diferentes etapas do ciclo de treinamento tem fundamental importância para o monitoramento do treinamento de triatletas considerando a elevada incidência de lesões nessa população (GOSLING, GABBE e FORBES, 2008; LORIMER, 2014). Tais medidas tem implicação na indicação de possíveis efeitos da relação volume-intensidade de treino sobre as propriedades mecânicas dos flexores plantares e, portanto, devem ser corretamente estabelecidas.

Considerando a excelente repetibilidade para medidas intradias, a propriedade tempo dependente (viscosa) dos componentes passivos parece não ser alterada quando duas séries de ciclos de dorsi-plantiflexão são realizadas em sequencia. Com base no resultados do presente estudo, um minuto de intervalo entre as séries não influenciam as propriedades mecânicas. Com o objetivo de melhorar a compreensão sobre alterações nos componentes passivos que possam induzir alteração das propriedades mecânicas, futuros estudos devem investigar de que forma o tempo de intervalo entre ciclos alongamento-encurtamento influenciam a porção tempo-dependente (viscosa) dos componentes passivos.

O presente estudo apresentou limitações. A máxima amplitude em dorsiflexão não foi controlada entre sessões, o que pode ter influenciado a amplitude de movimento nas avaliações interdias como observado anteriormente. Como consequência, as variáveis dependentes da diferença entre energia armazenada e retornada (e.g. histerese e coeficiente de dissipação) podem ter sido alteradas, implicando no aumento da diferença entre medidas, no CV e no EM observados. O controle do volume e intensidade das atividades dos triatletas entre as sessões de avaliação não foi realizado, o que também pode ter influenciado os resultados. Futuros estudos devem estabelecer amplitudes de movimento fixas e controlar o nível de treinamento/volume de atividade física entre sessões de avaliação de forma a melhor controlar experimentos que visam avaliar a repetibilidade da energia mecânica produzida pelo flexores plantares durante avaliação do torque passivo.

### 3.5 - CONCLUSÃO

As medidas de dinamometria e propriedades mecânicas observadas intra e interdias apresentam boa repetibilidade e podem ser utilizadas para o monitoramento de atletas em intervenções agudas ou crônicas. Quando avaliações são realizadas em dias consecutivos, a variabilidade das medidas é aumentada e o coeficiente de dissipação apresenta baixa repetibilidade.

## Capítulo 4 - COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS E NÃO-ATLETAS

### 4.1 - INTRODUÇÃO

Triatletas são expostos a volumes elevados de treinamento [e.g. ciclismo: 270-300 km/semana, corrida: 58-72 km/semana (HAUSSWIRTH e LEHÉNAFF, 2001; LAURSEN, 2011)]. As propriedades mecânicas dos componentes passivos das unidades músculo-tendão, tais como a rigidez (capacidade de resistir à deformação), armazenamento de energia (trabalho realizado durante a deformação), histerese (energia dissipada como calor) e coeficiente de dissipação (histerese como percentual da energia armazenada) estão relacionadas a transmissão de força e utilização de energia mecânica nas unidades músculo-tendão (HOF, 1998; LICHTWARK e WILSON, 2006). A etapa da corrida no triatlo define a colocação final de prova (VLECK, BÜRGI e BENTLEY, 2006; KNECHTLE, WIRTH e ROSEMAN, 2010), e estudos relacionaram o armazenamento de energia e a rigidez dos flexores plantares a economia de corrida (EC) (DUMKE *et al.*, 2010; FLETCHER, ESAU e MACINTOSH, 2010; ALBRACHT e ARAMPATZIS, 2013). A EC é considerada um preditor de desempenho em competições e provas (CONLEY e KRAHENBUHL, 1980; BARNES, K. R. e KILDING, A. E., 2015).

Estudos investigando as propriedades mecânicas dos componentes passivos em série (e.g. tendão/aponeuroses) dos flexores plantares foram realizados, mas não observaram diferença entre corredores e indivíduos não treinados (ROSAGER *et al.*, 2002; KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; ARAMPATZIS *et al.*, 2007; KUBO *et al.*, 2010; KUBO *et al.*, 2015). Em contrapartida, diferenças foram observadas quando os componentes passivos foram avaliados por meio de avaliação do torque passivo (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; KUBO *et al.*, 2015). Corredores apresentam maior rigidez (KUBO *et al.*, 2015) e armazenamento de energia (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005) nos flexores plantares em relação a indivíduos não atletas. Apesar das diferenças nas propriedades mecânicas entre corredores e não atletas, diferenças morfológicas não foram observadas entre e populações treinadas e não treinadas. Corredores (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; KUBO *et al.*, 2015) não apresentam diferenças de volume ou espessura dos flexores plantares e na área de secção transversa do tendão do calcâneo (ROSAGER *et al.*, 2002; HANSEN *et al.*, 2003; ARAMPATZIS *et al.*, 2007; KUBO *et al.*, 2010). Tomados em conjunto esses estudos sugerem que o treinamento de longa duração é

capaz de promover alterações nas propriedades mecânicas dos componentes passivos dos flexores plantares, sem resultar necessariamente em alterações morfológicas significativas. Além disso, parece que uma metodologia de avaliação capaz de considerar os demais componentes da UMT (e.g. em paralelo) é mais apropriada para a investigação de adaptações provenientes do treinamento de longo prazo. Por envolverem medidas de imagem (e.g. ultrassom) e níveis elevados de força (contração concêntrica) os protocolos ativos de avaliação dos componentes em série envolvem erros de medida (KARAMANIDIS *et al.*, 2006; ARAMPATZIS, MONTE e KARAMANIDIS, 2008; FINNI *et al.*, 2013) que são reduzidos ou inexistentes no protocolo passivo.

Triatletas possuem maior volume de treinamento de ciclismo em relação à corrida (HAUSSWIRTH e LEHÉNAFF, 2001; LAURSEN, 2011). Durante o ciclismo, gastrocnêmios e sóleo podem operar concêntrica e excêntrica de forma simultânea (SANDERSON *et al.*, 2006), além de aumentarem suas deformações com o aumento da carga de trabalho (WAKELING, UEHLI e ROZITIS, 2006). Em contrapartida, durante a corrida os componentes contráteis operam *quasi* isometricamente (LICHTWARK e WILSON, 2006; LAI *et al.*, 2015). Considerando que a força produzida pelos componentes contráteis musculares é transmitida por meio dos componentes passivos intramusculares (PURSLOW, 2002; YUCESOY *et al.*, 2003) o estresse mecânico ao qual esses componentes são expostos deve diferir entre o ciclismo e a corrida. As forças atuando no tendão do calcâneo durante o ciclismo em cargas de trabalho moderadas ( $\approx 240-265$  W) apresentam magnitude de 1,1 vez a massa corporal (ERICSON *et al.*, 1985; GREGOR, KOMI e JÄRVINEN, 1987), enquanto o durante a corrida em velocidades moderadas ( $\approx 12,5-14,5$  km/h) essa magnitude é seis vezes maior (ALMONROEDER, WILLSON e KERNOZEK, 2013; SINCLAIR, 2014). Contudo, o tempo de exposição dos componentes passivos a cargas de tensão deve diferir entre o ciclismo e a corrida, já que os tempos de contato durante a corrida são breves (0,2 s) (KYROLAINEN, AVELA e KOMI, 2005). Com base nesses dados, é possível que adaptações das propriedades mecânicas decorrentes de longos períodos de treinamento nestas modalidades possam ocorrer. Contudo, os componentes passivos ainda não foram investigados em triatletas. O presente estudo tem como objetivo avaliar as propriedades mecânicas dos componentes passivos dos flexores plantares de triatletas e compará-las com indivíduos não treinados. O presente estudo tem implicações para melhor compreensão dos efeitos do treinamento simultâneo de ciclismo e corrida sobre os componentes passivos dos flexores plantares de triatletas.

## 4.2 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.2.1 - Participantes

Quatorze indivíduos fisicamente ativos ( $28 \pm 6$  anos,  $178 \pm 9$  cm,  $73 \pm 13$  kg) e treze triatletas ( $30 \pm 6,8$  anos;  $178 \pm 7,4$ cm;  $74 \pm 6,6$  kg) com experiência competitiva ( $4,9 \pm 0,5$  W/kg potencia produzida em teste máximo de ciclismo e  $19 \pm 1$  km/h velocidade máxima atingida em teste máximo de corrida) foram voluntários no presente estudo. Os participantes compareceram ao Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para as avaliações de torque passivo utilizando um dinamômetro isocinético. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CAAE: 31088814.5.0000.5347).

### 4.2.2 - Protocolo

A avaliação do torque passivo foi realizada com metodologia semelhante à utilizada em estudos prévios (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005), e conforme apresentado no Capítulo 3 apresenta boa repetibilidade e baixo erro típico. Após a avaliação de características antropométricas (massa corporal e estatura), todos os participantes foram acomodados na cadeira de um dinamômetro isocinético (Biodex Medical System 3, Nova Iorque, EUA), e posicionados com o joelho direito estendido e quadril entre  $80-85^\circ$  de flexão. O eixo de rotação do tornozelo direito (representado pelo centro do maléolo lateral) foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro, e o pé fixado firmemente em uma plataforma conectada ao braço do dinamômetro. A amplitude de movimento foi definida de  $30^\circ$  de flexão plantar até a máxima flexão dorsal atingida por cada participante. A máxima amplitude em dorsiflexão foi indicada pela percepção subjetiva de alongamento do participante. Todas as avaliações de amplitude de movimento foram realizadas pelo mesmo avaliador. Após a acomodação e configuração do equipamento, os indivíduos realizaram passivamente duas séries de cinco ciclos de dorsiflexão-plantiflexão na amplitude de movimento definida pelo avaliador. A velocidade angular adotada foi de  $5^\circ/s$  com 1 minuto de intervalo observado entre a primeira e a segunda série dos ciclos de dorsi-plantiflexão (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). O modo passivo do dinamômetro isocinético consiste na condução do membro avaliado pela plataforma do dinamômetro na amplitude de movimento pré-definida pelo avaliador (NORDEZ, CASARI e

CORNU, 2008). Possíveis contrações voluntárias ou em função do reflexo de estiramento foram reduzidas fornecendo *feedback* verbal qualitativo da ativação dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior durante a avaliação do torque passivo aos participantes.

#### **4.2.3 - Coleta dos dados**

Pares de eletrodos de superfície passivos (Meditrace - 100; Ag/AgCl; diâmetro de dois centímetros) em configuração bipolar (distância entre eletrodos de 2,2 cm), foram posicionados sobre o ventre dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior da perna direita, longitudinalmente as fibras musculares. Previamente a colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pelos e pela limpeza da pele com álcool 70°. As técnicas de preparação e aplicação dos eletrodos seguiram as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica e do protocolo SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000). A ativação muscular (EMG) foi monitorada por um eletromiógrafo de oito canais (Octopus AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá). Um conversor analógico-digital DI-720 com 16 bits de resolução (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio, EUA) foi utilizado para a conversão dos sinais eletromiográficos oriundos do eletromiógrafo e dos sinais de torque e posição angular oriundos do dinamômetro isocinético. Após a avaliação da produção de torque passivo e observado um minuto de intervalo, os participantes realizaram a avaliação da produção de torque ativo. Três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMIs) realizadas pelos flexores plantares foram alternadas com três CVMIs realizadas pelos flexores dorsais. As CVMs foram realizadas com o tornozelo em posição neutra (0°, pé perpendicular a perna) e 1 minuto de intervalo foi observado entre as contrações máximas. Todos os sinais foram coletados com uma frequência de amostragem de 2000 Hz por meio do software Windaq (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio, EUA) e armazenados para posterior análise e processamento.

#### **4.2.4 - Análise dos dados**

Um filtro digital passa-banda *Butterworth* de dupla entrada de 20-500 Hz foi utilizado para filtragem do sinal eletromiográfico seguindo métodos descritos por De Luca (1997). Os sinais de torque e deslocamento angular foram suavizados utilizando um filtro digital passa baixa *Butterworth* de dupla entrada com frequência de corte de 8 Hz. Após a filtragem dos sinais, uma região central no platô da produção de torque ativo foi definida manualmente para fins de recorte de uma janela de um segundo, a qual foi utilizada para cálculo do valor RMS (*root mean square*) dos sinais de ativação muscular durante a produção ativa de torque. Os valores de ativação dos músculos gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) e sóleo (Sol) são apresentados como percentual do máximo valor RMS obtido durante as contrações voluntárias máximas isométricas (CVMIs). A atividade eletromiográfica (GM, Sol e TA) durante a avaliação do torque passivo foi definida como o valor RMS médio durante o último ciclo da segunda série de dorsi-plantiflexão. O valor RMS foi calculado para a amplitude total de movimento (30° de plantiflexão à máxima dorsiflexão) e normalizado pelo valor RMS máximo obtido durante as contrações voluntárias máxima em dorsi e plantiflexão. Triatletas que apresentaram atividade eletromiográfica superior a 1% da CVM durante a avaliação do torque passivo foram excluídos do estudo.

O torque ativo foi definido como o maior valor (pico) de torque produzido entre as três contrações máximas isométricas realizadas para cada grupo muscular (dorsiflexores e plantiflexores). O torque passivo foi corrigido pela massa do segmento envolvido (pé) utilizando modelo antropométrico de De Leva (1996) e pela massa do braço de alavanca da plataforma do dinamômetro. A deformação dos flexores plantares (% do comprimento máximo) foi estimada por meio do modelo de GRIEVE, PHEASANT e CAVANAGH (1978), o qual utiliza o padrão angular do tornozelo (dorsi-plantiflexão) para estimar a excursão da UMT do Sóleo e dos Gastrocnêmios em conjunto. As propriedades mecânicas (energia armazenada, histerese, coeficiente de dissipação e rigidez) foram obtidas a partir da relação torque-ângulo do quinto ciclo da segunda série de ciclos de dorsi-plantiflexão. A rigidez dos componentes passivos dos flexores plantares foi obtida por meio da primeira derivada da relação torque-ângulo (Equação 1), e é apresentada como percentual do torque passivo máximo (%/°). A energia mecânica armazenada e retornada nos flexores plantares é representada pela área sob a curva torque-ângulo produzida durante a dorsiflexão e a plantiflexão respectivamente. A área foi calculada por meio da integral da relação torque-ângulo normalizada pelo torque passivo máximo (%) (Equação 2). A diferença percentual entre as áreas sob as curvas produzidas durante a dorsiflexão (energia armazenada) e a na

plantiflexão (energia retornada) representa a energia dissipada (histerese, %) durante os ciclos dorsi-plantiflexão (Equação 3). O coeficiente de dissipação foi obtido pela razão entre histerese/energia armazenada (%) (Equação 4) (MCNAIR *et al.*, 2013). Todas as propriedades mecânicas foram calculadas para uma amplitude de dorsiflexão de 0° (posição neutra da articulação do tornozelo, pé perpendicular ao eixo horizontal) até a máxima dorsiflexão atingida por cada participante (0°-máx.) (MORSE *et al.*, 2008). Os dados de triatletas que apresentaram atividade eletromiográfica superior a 1% da CVM durante a avaliação do torque passivo não foram incluídos na análise dos dados. Os dados foram processados utilizando programas desenvolvidos em ambiente Matlab® (MATLAB versão 2012a, MathWorks Inc., Natick, MA, EUA).

Equação 1. Rigidez =  $\frac{\Delta y}{\Delta x}$ , onde y = variação do torque em N.m, x = variação no ângulo de dorsiflexão em °.

Equação 2. Energia armazenada =  $\int_a^b f(x) d(x)$ , onde a e b determinam o intervalo em x (velocidade angular) para o cálculo da integral da potência (dx).

Equação 3. Histerese =  $\frac{\text{Energia retornada}}{\text{Energia armazenada}}$

Equação 4. Coeficiente de dissipação =  $\frac{\text{Histerese}}{\text{Energia armazenada}}$

#### 4.2.5 – Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para a análise da distribuição dos dados de torque passivo (e.g. ângulo máximo dorsiflexão, deformação gastrocnêmios na dorsiflexão, torque máximo em dorsiflexão, energia armazenada, histerese, coeficiente de dissipação, rigidez) e ativo (atividade elétrica do TA, GM, Sol, torque máximo dorsiflexão e plantiflexão). Constatada a distribuição normal dos dados, diferenças entre grupos foram analisadas por meio do test t de Student para amostras independentes por meio de planilhas customizadas desenvolvidas em Excel (Microsoft Office, Microsoft Corp. EUA). A análise da magnitude das diferenças (*effect sizes* - ES) foi analisada como descrita por Cohen (1988). Efeitos substanciais foram discutidos quando grandes magnitudes de diferença (ES > 0,8) foram observadas com o objetivo de garantir que os escores médios não se sobreponham mais

do que 47% (COHEN, 1988) e os valores de “p” oriundos dos testes t de Student foram menores do que 0,05.

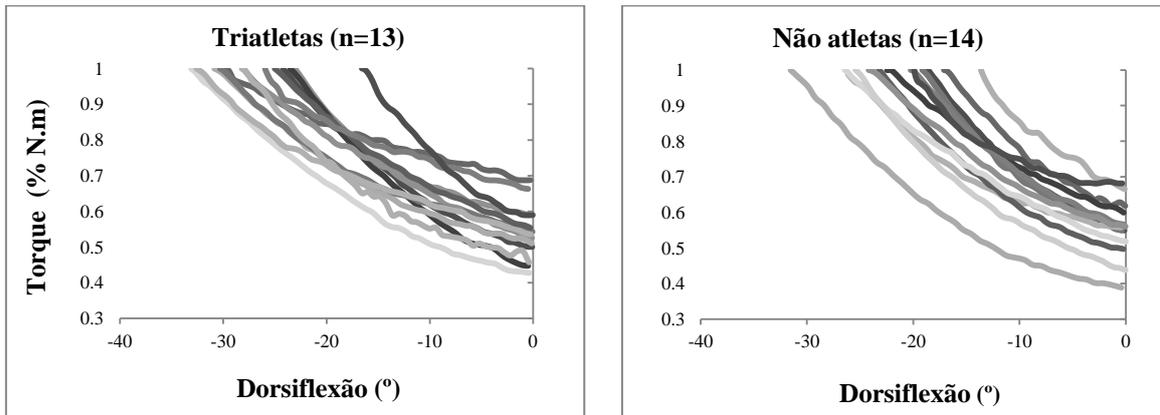
### 4.3 - RESULTADOS

A Figura 4.3 apresenta curvas torque-ângulo obtidas durante a dorsiflexão para triatletas e não atletas. O ângulo máximo de dorsiflexão ( $p = 0,08$ ,  $ES = 0,66$ ), a deformação dos gastrocnêmios (representativa dos flexores plantares) ( $p = 0,42$ ,  $ES = 0,31$ ), o torque máximo passivo produzido durante a dorsiflexão ( $p = 0,83$ ,  $ES = 0,08$ ), e a energia retornada ( $p = 0,24$ ,  $ES = 0,46$ ) não apresentaram diferença estatística entre os grupos (vide Tabela 4.3.1). Entre as propriedades mecânicas, maior energia armazenada ( $p = 0,04$ ,  $ES = 0,81$ ), histerese ( $p < 0,01$ ,  $ES = 1,49$ ) e coeficiente de dissipação ( $p < 0,01$ ,  $ES = 1,32$ ) foram observados em triatletas, enquanto a rigidez ( $p = 0,17$ ,  $ES = 0,53$ ) não apresentou diferença significativa entre os grupos (Tabela 4.3.1).

A capacidade de produção de torque máximo pelos flexores plantares ( $p = 0,16$ ,  $ES = 0,55$ ) não apresentou diferença entre os grupos. Os músculos GM ( $p = 0,51$ ,  $ES = 0,26$ ) e Sol ( $p = 0,31$ ,  $ES = 0,39$ ) não apresentaram diferença nos valores de ativação durante a contração máxima dos flexores plantares entre os grupos. Durante a contração máxima com os flexores plantares, a coativação do tibial anterior foi maior para os indivíduos não atletas ( $p = 0,02$ ,  $ES = 0,88$ , Tabela 4.3.2).

A capacidade de produção de torque máximo pelos flexores dorsais ( $p = 0,70$ ,  $ES = 0,15$ ) não apresentou diferença entre os grupos. A ativação do TA ( $p = 0,06$ ,  $ES = 0,72$ ) em conjunto com a coativação do GM ( $p = 0,22$ ,  $ES = 0,47$ ) e do Sol ( $p = 0,26$ ,  $ES = 0,45$ ) não apresentaram diferença significativa entre os grupos durante a contração isométrica dos flexores dorsais.

**Figura 4.3** - Curvas torque-ângulo obtidas durante avaliação do torque passivo.



Curvas torque-ângulo gerada de 0° à máxima dorsiflexão obtidas no quinto ciclo da segunda série de ciclos dorsi-plantiflexão. As curvas são apresentadas para cada triatleta e não atleta e são normalizadas pelo torque passivo máximo de cada participante.

**Tabela 4.3.1** - Variáveis dinamométricas e propriedades mecânicas de triatletas e não atletas.

	<b>Ângulo Máx. Dorsiflexão (°)</b>	<b>Deformação flexores plantares (% comprimento máximo UMTs)</b>	<b>Torque Máx. Dorsiflexão (N.m)</b>	<b>Rigidez (%/°)</b>	<b>Energia Armazenada (%)</b>	<b>Energia Retornada (%)</b>	<b>Histerese (%)</b>	<b>CD (%)</b>
Triatletas	27 ±5	11 ±0,9	44 ±9	1,7 ±4	19,4 ±3*	17,7 ±3	1,7 ± 0,4*	9 ±2%*
Não atletas	24 ±6	11,7 ±2,7	49 ±10	1,8 ±6	16,5 ±4	16 ±4	0,5 ±0,7	3 ±4%
<i>Diff %</i>	<i>11</i>	<i>6</i>	<i>11</i>	<i>5</i>	<i>-15</i>	<i>9</i>	<i>-70</i>	<i>-66</i>

Ângulo máximo de dorsiflexão (°), deformação dos flexores plantares (%) baseado no modelo de GRIEVE, PHEASANT e CAVANAGH (1978), torque máximo produzido em dorsiflexão (N.m) e energia armazenada (dorsiflexão, %) e retornada (plantiflexão, %), histerese (%), coeficiente de dissipação (CD %) e rigidez (%). \*  $p < 0,05$ ,  $ES > 0,8$ .

**Tabela 4.3.2** - Torque máximo e ativação muscular durante contração voluntária máxima isométrica dos flexores plantares e dorsais.

	<b>CVMI FP</b> (N.m)	<b>GM</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>Sol</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>TA- Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>CVMI FD</b> (N.m)	<b>TA</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>GM-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>Sol-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )
Triatletas	179 ±35	80 ±21	83 ±11	8 ±3	34 ±7	95 ±13	9 ±5	32 ±19
Não atletas	160 ±32	73 ±32	92 ±32	17 ±11*	33 ±10	80 ±24	17 ±20	25 ±12
<i>Diff %</i>	-10	-8	10	112	2	-15	88	-21

CVMI FP = contração voluntária máxima isométrica com flexores plantares; CVMI FD = contração voluntária máxima isométrica com flexores dorsais; GM = gastrocnêmio medial, TA = tibial anterior, Sol = Sóleo. A atividade eletromiográfica é apresentada como percentual do valor RMS obtido na CVMI de maior produção de torque.\*  $p < 0,05$ ,  $ES > 0,8$ .

#### 4.4 - DISCUSSÃO

O presente estudo é o primeiro a avaliar os flexores plantares de triatletas e compará-los aos flexores plantares de indivíduos não treinados. Os resultados observados indicam que os componentes passivos de triatletas armazenam (15%) e dissipam (66%) mais energia em relação aos componentes passivos de indivíduos não atletas. Triatletas também apresentaram menor coativação do tibial anterior (112%) durante a contração isométrica máxima com os flexores plantares em relação a não atletas.

O presente estudo não investigou o volume ou a espessura dos flexores plantares, portanto não é possível afirmar se as diferenças observadas estão relacionadas a características morfológicas dos flexores plantares. Contudo, estudos prévios não observaram diferenças entre atletas e não atletas para a espessura ou volume dos flexores plantares (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; KUBO *et al.*, 2015) e para a área de secção transversa (AST) dos componentes passivos em série (ROSAGER *et al.*, 2002; HANSEN *et al.*, 2003; ARAMPATZIS *et al.*, 2007; KUBO *et al.*, 2010). O treinamento crônico em modalidades de *endurance* (e.g. triatlo) resulta em aumento do processo de síntese e degradação (*turnover*) de colágeno intramuscular, o que pode resultar em modificação das propriedades mecânicas do músculo sem alteração morfológica significativa (KOVANEN, SUOMINEN e HEIKKINEN, 1984; ZIMMERMAN *et al.*, 1993; GOSSELIN *et al.*, 1998). O armazenamento/retorno de energia nos componentes passivos é tempo-dependente e portanto está relacionado ao conteúdo de material viscoso (fluidos) nesses componentes. Portanto, é possível que triatletas apresentem adaptações relacionadas a alterações conformacionais do colágeno (e.g. mobilidade da matriz interfascicular, conteúdo de *crosslinks*) (PURSLOW, WESS e HUKINS, 1998; THORPE *et al.*, 2012; THORPE *et al.*, 2015) e ao conteúdo de água e polissacarídeos intramusculares (NORDEZ *et al.*, 2008) como adaptação ao treinamento crônico. Em contrapartida, indivíduos avaliados seis meses após lesão do tendão do calcâneo apresentaram redução na capacidade de armazenamento de energia nos flexores plantares (MCNAIR *et al.*, 2013), o que possivelmente esteja relacionado com a redução do estresse mecânico (desuso) sobre mecanotransdutores presentes na célula muscular e no tendão. Consequentemente, a redução de processo relativos a síntese e degradação do colágeno e seus reflexo sobre componentes viscosos das unidades músculo-tendão podem ter

ocorrido, o que pode ser também uma característica em indivíduos não treinados como os não atletas do presente estudo. A ausência de diferenças nas propriedades mecânicas dos componentes em série de indivíduos treinados e não treinados (ROSAGER *et al.*, 2002; KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005; ARAMPATZIS *et al.*, 2007; KUBO *et al.*, 2010; KUBO *et al.*, 2015) em conjunto com a maior responsividade no *turnover* de colágeno ao estresse mecânico em componente passivos da porção intramuscular em relação aos componentes em série (HEINEMEIER, OLESEN, HADDAD, *et al.*, 2007; HEINEMEIER, OLESEN, SCHJERLING, *et al.*, 2007) sugerem que adaptações relativas ao armazenamento de energia e dissipação em triatletas pode ser maior nos componentes passivos presentes na porção contrátil das UMTs. Futuros estudos devem complementar avaliações de torque passivo com a utilização do torque ativo e/ou da elastografia com o objetivo de identificar possíveis diferenças de adaptação ao treinamento entre os componentes em série e em paralelo dos flexores plantares de triatletas.

Triatletas possuem maior dissipação da energia mecânica armazenada (histerese e CD) pelos componentes passivos em relação a indivíduos não atletas. A dissipação de energia tem importante função na prevenção de lesão ao tecido. FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN (2011) estimaram que componentes em série (e.g. tendão do calcâneo) com uma histerese elevada podem atingir uma temperatura interna de 41° em função da deformação excessiva do tecido. Temperaturas elevadas sustentadas por longo prazo podem prejudicar o metabolismo matricial do colágeno e resultar em degeneração e lesão tecidual (BIRCH, WILSON e GOODSHIP, 1997; FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN, 2011). Em atletas com tendinopatia, valores elevados de histerese do tendão do calcâneo foram observados, além de a energia armazenada e retornada também ser menor no tendão patológico (WANG *et al.*, 2012). Considerando os valores reduzidos de dissipação de energia observada em triatletas no presente estudo, esta parece ser uma adaptação importante para redução da probabilidade de hipertermia nos componentes passivos durante a rotina com elevado volume de treinos (e.g. ciclismo e corrida) do triatlo. Metodologias que permitam o acesso as propriedades dos componentes em série e em paralelo devem ser utilizadas para o monitoramento de triatletas, já que elevados índices de lesão de tecidos musculotendíneos são observados nessa população (GOSLING, GABBE e FORBES, 2008; LORIMER, 2014).

O desempenho no ciclismo não é dependente do armazenamento de energia mecânica armazenada nos componentes em série, diferentemente da corrida (HOF,

1998; LICHTWARK e WILSON, 2006). Apesar de não comprovada experimentalmente, essa afirmação pode ser constatada pela menor eficiência mecânica observada no ciclismo (25%) em relação à corrida (45%) (BIJKER, DE GROOT e HOLLANDER, 2001). Em função da menor participação dos componentes em série durante o ciclismo, maior estresse mecânico sobre os componentes contráteis deve ocorrer. Estudos que observaram os gastrocnêmios operando excentricamente e o sóleo concentricamente de forma simultânea (GREGOR, KOMI e JÄRVINEN, 1987; SANDERSON *et al.*, 2006), além de aumento na deformação dos fascículos do tríceps sural em função do aumento da carga de trabalho durante a pedalada (WAKELING, UEHLI e ROZITIS, 2006) suportam essa hipótese. Adaptações dos componentes passivos em paralelo ocorrem via mecanotransdução do estresse mecânico imposto ao componente contrátil (KJAER *et al.*, 2006), consequentemente gerando adaptação conformacional do colágeno e alterando suas propriedades mecânicas (PURSLOW, WESS e HUKINS, 1998). Além disso, os componentes passivos da porção muscular apresentam maior responsividade ao exercício para a expressão de colágeno em relação ao tendão (HEINEMEIER, OLESEN, HADDAD, *et al.*, 2007; HEINEMEIER, OLESEN, SCHJERLING, *et al.*, 2007). É importante salientar que o presente estudo apresenta uma metodologia que considera a contribuição dos componentes passivos em paralelo e em série. Considerando i) a reduzida contribuição dos componentes em série durante o ciclismo, ii) a maior demanda ao componentes contrátil e o conseqüente maior estresse mecânico sobre os componentes em paralelo durante o ciclismo e iii) o maior volume de treinamento de ciclismo de triatletas, maiores armazenamento e dissipação de energia nos componentes passivos de triatletas parece ser uma adaptação decorrente majoritariamente dos componentes em paralelo. Essa hipótese é reforçada pelo fato de que indivíduos treinados exclusivamente em atividades envolvendo corrida ou treinamento pliométrico apresentam aumento da rigidez dos componentes passivos em relação a grupos não treinados (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005; FOURÉ *et al.*, 2009; FOURÉ, NORDEZ e CORNU, 2012; KUBO *et al.*, 2015), característica que não foi observada para triatletas em relação ao grupo não treinado. Com esses dados em mente, é possível sugerir que a adaptação dos componentes passivos de triatletas para responder as demandas de operação dos componentes contráteis durante o ciclismo e a corrida ocorre com o aumento da complacência em detrimento da rigidez. De forma complementar, considerando que a transmissão de força entre componentes do tríceps sural foi observada (BOJSEN-MOLLER *et al.*, 2004; BOJSEN-MOLLER *et al.*, 2010; TIAN *et al.*, 2012) e que esta resulta em estresse de

cisalhamento entre aponeuroses com impacto sobre o deslocamento da junção miotendínea (KINUGASA *et al.*, 2013), parece pouco provável que triatletas aumentem a rigidez dos componente passivos considerando as deformações sugeridas para os flexores plantares durante o ciclismo.

Em relação aos parâmetros neuromusculares investigados, os resultados observados indicam menor coativação do tibial anterior durante a produção de torque máximo no grupo de triatletas. A coativação de músculos antagonistas durante a contração de agonistas produz momento articular negativo, resultando em redução do torque agonista total (MAGANARIS, BALZPOULOS e SARGEANT, 1998). Esse resultado pode estar relacionado a dois possíveis fatores. Indivíduos com experiência ou treinados apresentam capacidade de modular a coativação (BARATTA *et al.*, 1988; DE BOER *et al.*, 2007). Triatletas utilizam a coativação de gastrocnêmios e tibial anterior durante a fase de suporte da corrida para regular a rigidez articular necessária para a fase de contato (VON TSCHARNER e GOEPFERT, 2003; MODICA e KRAM, 2005). Nesse sentido, triatletas possivelmente reduzem a coativação do TA como estratégia para redução do torque negativo sobre a produção de torque agonista. Em contrapartida, triatletas apresentam um histórico de alterações na ativação do TA durante a transição ciclismo-corrída. Durante a corrida foi observado que triatletas exibem um padrão de ativação do TA semelhante ao do ciclismo antecedente (CHAPMAN *et al.*, 2008), o que possivelmente resulta em atraso na transição para o padrão de ativação normal (e.g. corrida sem o ciclismo antecedente). Triatletas com histórico de dor de membro inferior possuem mais chances de apresentar um padrão de ativação alterado do TA em relação a triatletas sem histórico de lesão (CHAPMAN *et al.*, 2010). Com base nesses dados, e considerando o alto índice de lesões observado em triatletas (GOSLING, GABBE e FORBES, 2008; LORIMER, 2014), uma reduzida capacidade de modulação da coativação do TA em triatletas pode ter implicações para a regulação da rigidez articular ideal durante a corrida (VON TSCHARNER e GOEPFERT, 2003; MODICA e KRAM, 2005) e portanto de deve ser investigada em futuros estudos.

O presente estudo apresenta limitações. Os gastrocnêmios contribuem com a maior parte do torque passivo gerado durante a dorsiflexão com a articulação do joelho em extensão total (Hoang 2007), e apresentam maior volume de fibras rápidas ( $\approx 52\%$ ), menos rígidas do que as fibras lentas que compõem a maior parte do músculo sóleo ( $\approx 88\%$ ) (Johnson JNS 1973). Esses dados implicam que pode haver diferenças na

contribuição de músculos bi e uniarticulares ao torque passivo medido e nas propriedades mecânicas derivadas da relação torque-ângulo. As avaliações dos componentes passivos intramusculares em estudos que investigaram populações de atletas foram realizadas em diferentes porções da curva torque-ângulo [últimos 10° de dorsiflexão (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005); primeiros 10° de dorsiflexão (KUBO *et al.*, 2015)], o que reduz a possibilidade de comparações com o presente estudo, onde uma amplitude maior e mais próxima de condições fisiológicas foi considerada (MORSE *et al.*, 2008) para fins de cálculo das propriedades mecânicas. A avaliação do torque passivo considera a tensão gerada pelos componentes passivos em série e em paralelo (MORSE *et al.*, 2008; THEIS, MOHAGHEGHI e KORFF, 2012), e portanto somente é possível inferir sobre quais porções dos componentes passivos correspondem as propriedades mecânicas avaliadas. Essa limitação pode ser contornada em futuros estudos utilizando-se a ultrassonografia em conjunto com a avaliação do torque passivo de forma a monitorar deslocamentos de fascículos e junção miotendínea dos flexores plantares, ou com a utilização da técnica de elastografia (HUG *et al.*, 2015).

#### 4.5 - CONCLUSÃO

Triatletas possuem maior capacidade de armazenamento e dissipação de energia nos componentes passivos dos flexores plantares, possivelmente em função de adaptações estruturais do colágeno intramuscular ao elevado volume de ciclismo. Ainda, triatletas apresentam menor coativação do tibial anterior durante a flexão plantar, o que pode estar associado a capacidade desses indivíduos de modularem a coativação ou a uma reduzida capacidade de ativação desse músculo nessa população.

## **Capítulo 5 - COMPARAÇÃO ENTRE O EFEITO DO CICLISMO E DA CORRIDA SOBRE AS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FLEXORES PLANTARES DE TRIATLETAS**

### **5.1 - INTRODUÇÃO**

O desempenho final em competições de triatlo é determinado pelo segmento da corrida (VLECK, BÜRGI e BENTLEY, 2006; KNECHTLE, WIRTH e ROSEMAN, 2010), mas estudos observaram que o desempenho da corrida subsequente ao ciclismo é reduzido quando comparado a uma corrida isolada (GUEZENNEC *et al.*, 1996; HAUSSWIRTH *et al.*, 1996). Essa redução no desempenho pode estar relacionada a aspectos biomecânicos. Por exemplo, a ativação muscular de triatletas é alterada na transição ciclismo-corrída (CHAPMAN *et al.*, 2008). A reprodução do padrão de ativação do tibial anterior observado no ciclismo durante a corrida foi sugerido como um ‘efeito residual’ da primeira sobre a segunda modalidade (CHAPMAN *et al.*, 2008). Essa alteração do padrão de ativação de um flexor dorsal (tibial anterior) pode ter implicações para a corrida subsequente, já que flexores plantares e dorsais são coativados para regular a rigidez articular necessária durante a fase de contato (VON TSCHARNER e GOEPFERT, 2003; MODICA e KRAM, 2005). Os flexores plantares, por sua vez, possuem importante relação com o desempenho na corrida pois são responsáveis pela geração de forças propulsivas (HAMNER, SETH e DELP, 2010; HAMNER e DELP, 2013). As propriedades mecânicas dos componentes passivos, tais como a rigidez (capacidade de resistir a deformação), armazenamento de energia (energia armazenada durante a deformação), histerese (energia dissipada como calor), coeficiente de dissipação (histerese como percentual da energia armazenada) são associadas a ótima eficiência mecânica dos flexores plantares (HOF, 1998; LICHTWARK e WILSON, 2006) Com base em estudos que observaram efeitos do ciclismo sobre a ativação muscular durante a corrida subsequente em triatletas (CHAPMAN *et al.*, 2008), é possível que um mecanismo semelhante ocorra com os componentes passivos dos flexores plantares.

Os componentes passivos das unidades músculo-tendão estão arrançados em série (tendão e aponeuroses) e em paralelo (epimísio, perimísio e endomísio) ao componente contrátil (ZAJAC, 1989). A rigidez e a histerese dos componentes em série (tendão e aponeuroses) de corredores não são alteradas após diferentes protocolos

envolvendo a corrida (FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN, 2012; PELTONEN *et al.*, 2012; HOUGHTON, DAWSON e RUBENSON, 2013; LICHTWARK, CRESSWELL e NEWSHAM-WEST, 2013), e portanto a transmissão de força e energia mecânica gerada em ciclos alongamento-encurtamento não seria alterada por esses componentes. A transmissão da força produzida pelos componentes contráteis as aponeuroses é realizada pelos componentes passivos em paralelo (PURSLOW, 2002; YUCESOY *et al.*, 2003), e a redução da rigidez desses componentes resulta em redução da geração de força pela unidade músculo-tendão (FOWLES, SALE e MACDOUGALL, 2000). Portanto, estudos com o objetivo de avaliar o efeito do ciclismo e da corrida sobre os componentes passivos deveriam fazer uso de uma metodologia capaz de considerar ambos os componentes - em série e em paralelo - dos flexores plantares (e.g. protocolo passivo de avaliação).

Os componentes contráteis operam de forma distinta entre o ciclismo e a corrida e portanto devem influenciar o estresse mecânico nos componentes passivos dos flexores plantares. Durante a pedalada, a deformação dos fascículos do gastrocnêmio medial e do sóleo aumenta em função do aumento da carga de trabalho (WAKELING, UEHLI e ROZITIS, 2006). Além disso, gastrocnêmios e sóleo podem operar de forma independente em determinados segmentos do ciclo de pedalada (sóleo concentricamente, gastrocnêmios excentricamente) (GREGOR, KOMI e JÄRVINEN, 1987; SANDERSON *et al.*, 2006). Em contrapartida, durante a corrida os gastrocnêmios e o sóleo operam *quasi* isometricamente de forma sincronizada (LICHTWARK e WILSON, 2006; LAI *et al.*, 2015) em função de que o componentes em série (tendões e aponeuroses) realizam a maior parte do trabalho positivo da unidade músculo-tendão. Até o momento o efeito do ciclismo e da corrida sobre os componentes passivos dos flexores plantares de triatletas não foi investigado. Considerando as diferenças na operação dos componentes contráteis entre as modalidades (ciclismo e corrida), e que os componentes em paralelo estão diretamente relacionados a transmissão da força produzida pelo componente contrátil as aponeuroses (PURSLOW, 2002; YUCESOY *et al.*, 2003), é possível que o estresse mecânico imposto pelo ciclismo e pela corrida aos componentes passivos dos flexores plantares apresente diferentes magnitudes. Caso existam, essas diferenças poderiam influenciar a transição ciclismo-corrida do triatlo e consequentemente o desempenho final de triatletas.

O presente estudo teve como objetivo comparar as propriedades mecânicas dos componentes passivos dos flexores plantares de triatletas após testes máximos de

ciclismo e corrida. Ainda, a capacidade de produção de força antes e após cada intervenção foi monitorada por meio de contrações isométricas máximas com o intuito de averiguar possíveis alterações dos componentes passivos são acompanhadas por alterações na capacidade de produção de força (FOWLES, SALE e MACDOUGALL, 2000). O presente estudo tem implicações para melhorar a compreensão dos efeitos de cada modalidade (ciclismo e corrida) sobre os flexores plantares de triatletas e sobre possíveis consequências quando essas modalidades são executadas em sequencia.

## 5.2 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.2.1 - Participantes

Quatorze triatletas fisicamente ativos ( $28 \pm 6$  anos,  $175 \pm 7$  cm,  $73 \pm 13$  kg) com experiência competitiva em triatlo ( $360 \pm 35$  W de potencia máxima produzida em teste máximo de ciclismo e  $19 \pm 1$  km/h de velocidade máxima atingida em teste máximo de corrida) foram voluntários para participar do presente estudo. Os participantes compareceram ao Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para as avaliações da produção de torque passivo e ativo em dinamômetro isocinético e testes máximo de ciclismo e corrida. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CAAE: 31088814.5.0000.5347).

### 5.2.2 - Protocolo

A avaliação do torque passivo foi realizada com metodologia semelhante à utilizada em estudos prévios (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005), e conforme apresentado no Capítulo 3 apresenta excelente repetibilidade e baixo erro típico. Após a avaliação de características antropométricas (massa corporal e estatura), todos os participantes foram acomodados na cadeira de um dinamômetro isocinético (Biodex Medical System 3, Nova Iorque, EUA), e posicionados com o joelho direito estendido e quadril entre  $80-85^\circ$  de flexão. O eixo de rotação do tornozelo direito (representado pelo centro do maléolo lateral) foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro, e o pé fixado

firmemente em uma plataforma conectada ao braço do dinamômetro. A amplitude de movimento foi definida de 30° de flexão plantar até a máxima flexão dorsal atingida por cada participante. A máxima amplitude em dorsiflexão foi indicada pela percepção subjetiva de alongamento do participante. Todas as avaliações de amplitude de movimento foram realizadas pelo mesmo avaliador. Após a acomodação e configuração do equipamento, os triatletas realizaram duas séries de cinco ciclos de dorsiflexão-plantiflexão passivas na amplitude de movimento definida pelo avaliador. A velocidade angular adotada foi de 5°/s com um minuto de intervalo observado entre a primeira e a segunda série de ciclos de dorsi-plantiflexão (GAJDOSIK e RIGGIN, 2005). O modo passivo do dinamômetro isocinético consiste na condução do membro avaliado pela plataforma do dinamômetro na amplitude de movimento pré-definida pelo avaliador (NORDEZ, CASARI e CORNU, 2008). Possíveis contrações voluntárias ou em função do reflexo de estiramento foram reduzidas fornecendo *feedback* verbal qualitativo da ativação dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior durante a avaliação do torque passivo aos triatletas.

#### *Teste de corrida com carga incremental até a exaustão*

A intervenção com corrida foi realizada utilizando-se um protocolo de carga incremental em esteira (modelo ATL, Inbramed Ltda., Porto Alegre, Brasil). Os triatletas realizaram um aquecimento durante 3 minutos a uma velocidade de 6 km/h de caminhada. O teste foi iniciado a uma velocidade de 8 km/h de corrida, com aumento da velocidade de corrida em 1 km/h a cada 2 minutos (BOSQUET *et al.*, 2008). Durante o teste os triatletas foram encorajados verbalmente para realizar o máximo esforço. O teste foi interrompido quando o triatleta não pôde sustentar a velocidade ou entrou em exaustão.

#### *Teste de ciclismo com carga incremental até a exaustão*

O teste de ciclismo foi realizado com protocolo de carga incremental com cada triatleta utilizando a própria bicicleta acoplada a um ciclossimulador (Computrainer,

ProLab 3D, Racermate, Seattle, EUA). Os triatletas realizaram aquecimento de 10 minutos com carga de 150 W e, a partir do 11º minuto, a carga imposta à roda traseira foi aumentada em 25 W a cada minuto (BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993). A cadência foi controlada pelo triatleta ( $90 \pm 2$  rpm) por meio de *feedback* visual fornecido pelo software controlador do ciclossimulador (Computrainer Coaching Software v. 1.6, Racermate, Seattle, EUA). O teste foi interrompido no momento de exaustão do triatleta ou quando se observou redução da cadência de pedalada (menor do que 85 rpm).

### 5.2.3 - Coleta dos dados

Pares de eletrodos de superfície passivos (Meditrace - 100; Ag/AgCl; diâmetro de dois centímetros) em configuração bipolar (distância entre eletrodos de 2,2 cm), foram posicionados sobre o ventre dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior da perna direita, longitudinalmente as fibras musculares. Previamente a colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pelos e pela limpeza da pele com álcool 70°. As técnicas de preparação e aplicação dos eletrodos seguiram as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica e do protocolo SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000). A ativação muscular (EMG) foi monitorada por um eletromiógrafo de oito canais (Octopus AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá). Um conversor analógico-digital DI-720 com 16 bits de resolução (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio, EUA) foi utilizado para a conversão dos sinais eletromiográficos oriundos do eletromiógrafo e dos sinais de torque e posição angular oriundos do dinamômetro isocinético. Após a avaliação da produção de torque passivo, e observado um minuto de intervalo, os triatletas realizaram a avaliação da produção de torque ativo. Três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMIs) realizadas pelos flexores plantares foram alternadas com três CVMIs realizadas pelos flexores dorsais. As CVMs foram realizadas com o tornozelo em posição neutra (0°, pé perpendicular à perna) e um minuto de intervalo foi observado entre as contrações máximas. Todos os sinais foram coletados com uma frequência de amostragem de 2000 Hz por meio do software Windaq (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio, EUA) e armazenados para posterior análise e processamento.

#### 5.2.4 - Análise dos dados

Um filtro digital passa-banda *Butterworth* de dupla entrada de 20-500 Hz foi utilizado para filtragem do sinal eletromiográfico seguindo métodos descritos por De Luca (1997). Os sinais de torque e deslocamento angular foram suavizados utilizando um filtro digital passa baixa *Butterworth* de dupla entrada com frequência de corte de 8 Hz. Após a filtragem dos sinais, uma região central no platô da produção de torque ativo foi definida manualmente para fins de recorte de uma janela de um segundo, a qual foi utilizada para cálculo do valor RMS (*root mean square*) dos sinais de ativação muscular durante a produção ativa de torque. Os valores de ativação dos músculos gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) e sóleo (Sol) são apresentados como percentual do máximo valor RMS obtido durante as contrações voluntárias máximas isométricas (CVMIs). A atividade eletromiográfica (GM, Sol e TA) durante a avaliação do torque passivo foi definida como o valor RMS médio durante o último ciclo da segunda série de ciclos dorsi-plantiflexão. O valor RMS foi calculado para a amplitude total de movimento (máxima plantiflexão à máxima dorsiflexão) e normalizado pelo valor RMS máximo obtido durante as contrações voluntárias máximas em dorsi e plantiflexão.

O torque ativo foi definido como o maior valor (pico) de torque produzido entre as três contrações máximas isométricas realizadas para cada grupo muscular (dorsiflexores e plantiflexores). O torque passivo foi corrigido pela massa do segmento envolvido (pé) utilizando modelo antropométrico de De Leva (1996) e pela massa do braço de alavanca da plataforma do dinamômetro. As propriedades mecânicas (rigidez, energia armazenada e retornada, histerese, coeficiente de dissipação) foram obtidas a partir da relação torque-ângulo do quinto ciclo da segunda série de ciclos de dorsi-plantiflexão. A rigidez dos componentes passivos dos flexores plantares foi obtida a partir da primeira derivada da relação torque-ângulo (Equação 1) e é apresentada como percentual do torque passivo máximo (%/°). A energia armazenada e retornada nos flexores plantares é representada pela área sob a curva torque-ângulo produzida durante a dorsiflexão e a plantiflexão respectivamente. A área foi calculada por meio da integral da relação torque-ângulo normalizada pelo torque passivo máximo. A diferença percentual entre as áreas sob as curvas produzidas durante a dorsiflexão e a plantiflexão representa a energia dissipada (histerese) durante os ciclos dorsi-plantiflexão (%) (Equação 3). O coeficiente de dissipação foi obtido pela razão entre histerese/energia armazenada de

(%) (Equação 4) (MCNAIR *et al.*, 2013). Todas as propriedades mecânicas foram calculadas para uma amplitude de dorsiflexão de 0° (posição neutra da articulação do tornozelo, pé perpendicular a perna) até a máxima dorsiflexão atingida por cada participante (0°-máx.) (MORSE *et al.*, 2008). Os dados de triatletas que apresentaram atividade eletromiográfica superior a 1% da CVM durante a avaliação do torque passivo não foram incluídos na análise dos dados. Os dados foram processados utilizando programas desenvolvidos em ambiente Matlab® (MATLAB versão 2012a, MathWorks Inc., Natick, MA, EUA).

Equação 1. Rigidez =  $\frac{\Delta y}{\Delta x}$ , onde y = variação no torque em Nm, x = variação no ângulo de dorsiflexão

Equação 2. Energia armazenada =  $\int_a^b f(x) d(x)$ , onde a e b determinam o intervalo em x (velocidade angular) (potencia) para o cálculo da integral da potência (dx).

Equação 3. Histerese =  $\frac{\text{Energia retornada}}{\text{Energia armazenada}}$

Equação 4. Coeficiente de dissipação =  $\frac{\text{Histerese}}{\text{Energia armazenada}}$

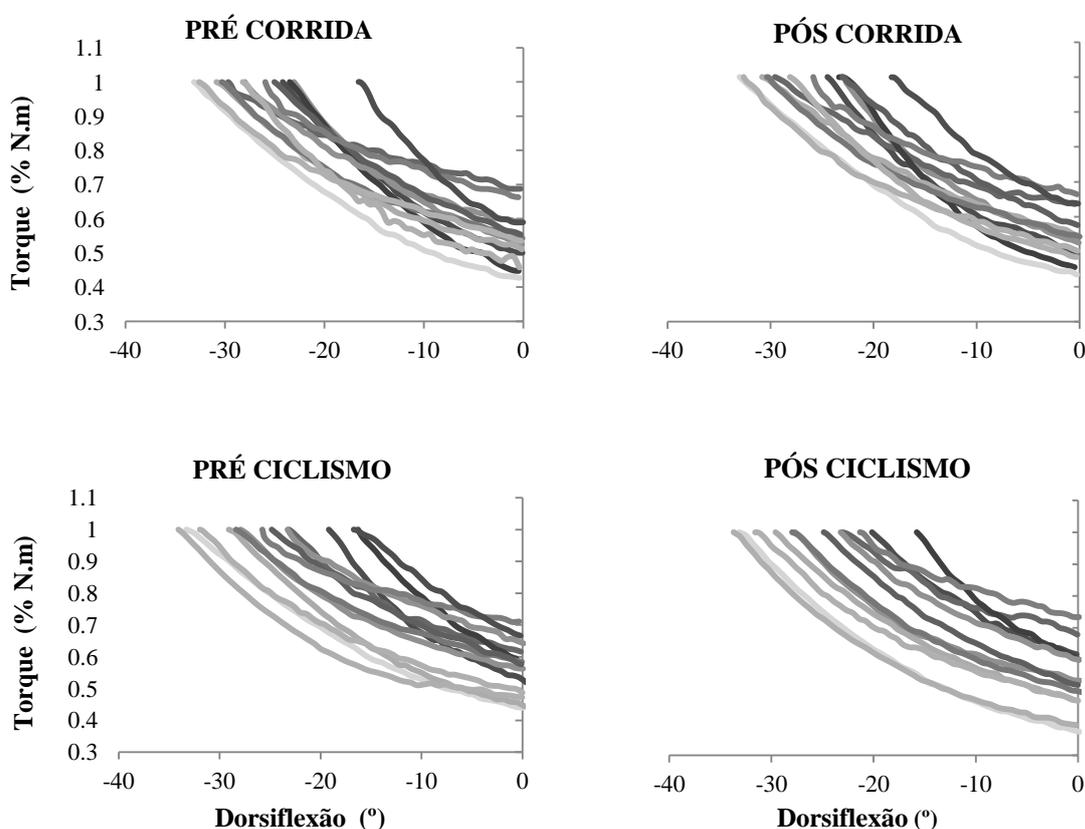
### 5.2.5 - Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para a análise da distribuição dos dados. Constatada a distribuição normal dos dados (e.g. ângulo máximo dorsiflexão, torque máximo, rigidez, energia armazenada, histerese, coeficiente de dissipação), diferenças entre grupos foram analisadas por meio do test t de Student para amostras dependentes por meio de planilhas customizadas desenvolvidas em Excel (Microsoft Office, Microsoft Corp. EUA). A análise da magnitude das diferenças (effect sizes - ES) foi analisada como descrita por COHEN (1988). Efeitos substanciais foram discutidos quando grandes magnitudes de diferença (ES>0,8) foram observadas com o objetivo de garantir que os escores médios não se sobreponham mais do que 47% (COHEN, 1988) e os valores de “p” oriundos dos testes t de Student foram menores do que 0,05.

## 5.3 – RESULTADOS

A velocidade máxima de corrida foi de  $18,7 \pm 1,0$  km/h, e a potência máxima produzida foi de  $361 \pm 34,9$  W. O tempo de duração do teste de ciclismo foi menor ( $8,4 \pm 1,4$  minutos) que o tempo de duração do teste de corrida ( $10,7 \pm 1,0$  minutos;  $p < 0,01$ ,  $ES = 1,36$ ). As curvas torque-ângulo da posição neutra do tornozelo ( $0^\circ$ ) à máxima dorsiflexão são apresentadas na Figura 5.3 para todos os triatletas em cada sessão de avaliação (ciclismo e corrida).

**Figura 5.3** - Curvas torque-ângulo obtidas durante avaliação do torque passivo para as condições pré-pós testes máximos (ciclismo e corrida).



Curvas torque-ângulo, normalizadas pelo pico de torque passivo, para cada triatleta em cada uma das intervenções (pré/pós teste incremental máximo de corrida e teste incremental máximo de ciclismo). Amplitude de movimento na dorsiflexão expressa como percentual da amplitude entre  $0^\circ$  e a máxima dorsiflexão.

O ângulo máximo em dorsiflexão ( $p = 0,91$ ,  $ES = 0,04$ ), o torque passivo máximo em dorsiflexão ( $p = 0,94$ ,  $ES = 0,03$ ), a rigidez ( $p = 0,94$ ,  $ES = 0,11$ ), a energia armazenada ( $p = 0,93$ ,  $ES = 0,03$ ), a histerese ( $p = 0,24$ ,  $ES = 0,51$ ), e o coeficiente de dissipação ( $0,23$ ,  $ES = 0,50$ ) não apresentaram diferença entre os momentos pré e pós corrida (Tabela 5.3.1). O ângulo máximo em dorsiflexão ( $p = 0,88$ ,  $ES = 0,06$ ), o torque passivo máximo em dorsiflexão ( $p = 0,79$ ,  $ES = 0,11$ ), a rigidez ( $p = 0,13$ ,  $ES = 0,62$ ), a energia armazenada ( $p = 0,62$ ,  $ES = 0,20$ ), a histerese ( $p = 0,74$ ,  $ES = 0,13$ ), e o coeficiente de dissipação ( $0,99$ ,  $ES = 0,01$ ) não apresentaram diferença entre os momentos pré e pós-ciclismo (Tabela 5.31). As diferenças percentuais entre pré/pós-corrida e pré/pós-ciclismo não apresentaram diferença para o ângulo máximo em dorsiflexão ( $p = 0,58$ ,  $ES = 0,22$ ), o torque passivo máximo em dorsiflexão ( $p = 0,52$ ,  $ES = 0,26$ ), a energia armazenada ( $p = 0,25$ ,  $ES = 0,47$ ), a histerese ( $p = 0,45$ ,  $ES = 0,34$ ), e o coeficiente de dissipação ( $0,53$ ,  $ES = 0,28$ ). A magnitude da diferença entre a rigidez pré/pós-corrida em comparação com a magnitude da diferença pré/pós ciclismo apresentou diferença significativa ( $p < 0,01$ ,  $ES = 1,6$ ).

**Tabela 5.3.1** - Variáveis dinamométricas e propriedades mecânicas de triatletas nas condições pré e pós teste máximo de ciclismo e corrida.

	Ângulo Máx. Dorsiflexão (°)	Torque Máx. Dorsiflexão (N.m)	Rigidez (%/°)	Energia armazenada (%)	Histerese (%)	Coefficiente Dissipação (%)
Pré Ciclismo	26 ±5,9	43,1 ±7,3	1,7 ±4	19 ±4	1,8 ±0,85	9 ±5
Pó Ciclismo	25 ±6	44 ±9	1,5 ±5	18 ±3	1,7 ±0,78	9 ±5
<i>Diff%</i> Ciclismo	-1 ±5	1,8 ±7,9	-15 ±13*	-2 ±7	49 ±131	-44 ±126
Pré Corrida	27 ±4,6	44,2 ±8,6	1,7 ±4	19 ±3,4	1,77 ±0,38	9 ±2
Pó Corrida	27 ±4,4	43,9 ±8,2	1,7 ±3	19 ±3,0	1,46 ±0,81	8 ±4

<i>Diff %</i>						
Corrida	-0,4 ±4,5	1,6 ±6,8	-0,02 ±6	-0,04 ±6,1	-19 ±44	-10 ±43

Ângulo máximo em dorsiflexão, máximo torque passivo e valores das propriedades mecânicas dos flexores plantares. Diferença percentual (Diff%) é apresentada entre as avaliações pré/pós ciclismo e pré/pós corrida. \*Significativamente diferente de *Diff%* Corrida ( $p < 0,01$ , ES = 1,6).

A Tabela 5.3.2 apresenta os valores de parâmetros neuromusculares avaliados nos momentos pré e pós-ciclismo. O torque máximo produzido com os flexores plantares ( $p = 0,62$ , ES = 0,22), as ativações do gastrocnêmio medial ( $p = 0,31$ , ES = 0,42), do sóleo ( $p = 0,85$ , ES = 0,19) e a coativação do tibial anterior ( $p = 0,45$ , ES = 0,33) não apresentaram diferença entre os momentos pré e pós teste máximo de ciclismo. O torque máximo produzido com os flexores dorsais ( $p = 0,85$ , ES = 0,04), a ativação do tibial anterior ( $p = 0,17$ , ES = 0,54) e as coativações do gastrocnêmio medial ( $p = 0,79$ , ES = 0,05) e sóleo ( $p = 0,70$ , ES = 0,20) não apresentaram diferença após o teste de ciclismo.

A Tabela 5.3.3 apresenta os valores de parâmetros neuromusculares avaliados nos momentos pré e pós-corrida. O torque máximo produzido com os flexores plantares ( $p = 0,27$ , ES = 0,44), as ativações do gastrocnêmio medial ( $p = 0,81$ , ES = 0,07), do sóleo (0,30, ES = 0,01) e a coativação do tibial anterior ( $p = 0,88$ , ES = 0,06) não apresentaram diferença após o teste máximo de corrida. O torque máximo produzido com os flexores dorsais ( $p = 0,98$ , ES = 0,01), e as coativações do gastrocnêmio medial ( $p = 0,38$ , ES = 0,20) e do sóleo ( $p = 0,99$ , ES = 0,18) não apresentou diferença após a corrida. O tibial anterior apresentou redução significativa na amplitude de ativação durante a CVMI com os flexores dorsais após o teste de corrida ( $p < 0,01$ , ES = 1,2) (Tabela 5.3.3). A magnitude das diferenças entre os valores pré/pós-corrida e pré/pós-ciclismo não apresentou diferença entre as condições:  $CVMI_{FP}$  ( $p = 0,49$ , ES = 0,30),  $GM_{FP}$  ( $p = 0,30$ , ES = 0,42),  $Sol_{FP}$  ( $p = 0,48$ , ES = 0,38),  $TA_{FP}$  ( $p = 0,74$ , ES = 0,10),  $CVMI_{FD}$  ( $p = 0,68$ , ES = 0,03),  $GM_{FD}$  ( $p = 0,28$ , ES = 0,46),  $Sol_{FD}$  ( $p = 0,66$ , ES = 0,18),  $TA_{FD}$  ( $p = 0,12$ , ES = 0,69).

**Tabela 5.3.2** - Produção de torque e ativação muscular antes (PRÉ) e após (PÓS) o teste máximo de ciclismo.

	<b>CVMI FP</b> (N.m)	<b>GM</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>Sol</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>TA-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>CVMI FD</b> (N.m)	<b>TA</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>GM-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>Sol-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )
PRÉ	175 ±36	82 ±11	82 ±16	10 ±4	31 ±6,8	88 ±7	11 ±8	26 ±15
PÓS	167 ±37	75 ±20	79 ±22	9 ±4	31 ±6,4	82 ±17	11 ±8	29 ±10
<i>Diff</i> (%)	5 ±12	18 ±54	12 ±38	21 ±45	1 ±13	14 ±33	39 ±98	3 ±65

**Tabela 5.3.3** - Produção de torque e ativação muscular antes (PRÉ) e após (PÓS) o teste máximo de corrida.

	<b>CVMI FP</b> (N.m)	<b>GM</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>Sol</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>TA-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>CVMI FD</b> (N.m)	<b>TA</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>GM-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )	<b>Sol-Coativação</b> (CVM% <sub>MAX</sub> )
PRÉ	179 ±35	80 ±21	83 ±11	8 ±3	34 ±7	95 ±13	9 ±5	32 ±19
PÓS	164 ±35	81 ±17	83 ±16	8 ±3	34 ±8	73* ±24	11 ±7	29 ±12
<i>Diff</i> (%)	12 ±32	1 ±27	1 ±17	26 ±68	1 ±7	52 ±77	4 ±57	16 ±77

\*Significativamente diferente do valor em PRÉ ( $p < 0,01$ , ES = 1,2).

## 5.4 - DISCUSSÃO

O presente estudo foi o primeiro a investigar os efeitos de testes máximos de ciclismo e corrida sobre os componentes passivos em paralelo dos flexores plantares de triatletas. O principal resultado indica que a redução da rigidez desses componentes após o ciclismo (-15%) foi significativamente maior do que após a corrida (-0,02%). De forma complementar, uma redução (52%) na amplitude de ativação do tibial anterior após o teste máximo de corrida foi observada. O tempo decorrido para as avaliações de torque passivo não diferiu entre as intervenções. O tempo total médio dos testes de ciclismo foi inferior ao tempo total médio dos testes de corrida ( $\approx 8,5$  min *vs*  $\approx 10,5$  min) o que minimiza o efeito do tempo de exercício sobre os resultados observados. Possíveis mecanismos relacionados aos resultados observados são discutidos com relação a demanda imposta aos componentes passivos intramusculares durante cada modalidade e a resultados de estudos prévios.

Durante a corrida os componentes passivos em paralelo são expostos a baixos níveis de estresse mecânico em função do comportamento *quasi* isométrico dos componentes contráteis (LICHTWARK e WILSON, 2006; LAI *et al.*, 2015). Isso se deve ao fato de que os componentes em série realizam a maior parte do trabalho positivo da UMT (HOF, 1998; LICHTWARK e WILSON, 2006). Esses são expostos a elevadas cargas geradoras de tensão (ALMONROEDER, WILLSON e KERNOZEK, 2013), porém durante breves períodos (contato com o solo) (KYROLAINEN, AVELA e KOMI, 2005). Durante estágios finais de testes incrementais de ciclismo (cadência constante e carga de trabalho aumentada em estágios), um aumento no momento plantiflexor (32%), no ângulo de dorsiflexão (2%) e na amplitude de movimento da articulação do tornozelo (19%) foi observado (BINI e DIEFENTHAELER, 2010). Essas alterações podem ser acompanhadas por aumento na deformação dos componentes contráteis, visto que um aumento da taxa de deformação dos fascículos do GM e do Sol foi observado em condições semelhantes (aumento da carga de trabalho e cadência constante) (WAKELING, UEHLI e ROZITIS, 2006). Ainda, há indícios de que os gastrocnêmios e o sóleo podem operar simultaneamente de maneira excêntrica e concêntrica, respectivamente, em cadências de pedalada próximas a utilizada no presente estudo (95-110 rpm) (SANDERSON *et al.*, 2006). O aumento na flexão dorsal observada durante testes máximos (BINI e DIEFENTHAELER, 2010) pode resultar em redução do braço de

momento do tendão do calcâneo. Essa redução tem implicações para a ativação de componentes do tríceps sural, uma vez que um aumento no recrutamento dos GAST e do Sol foi observado com a redução do braço de momento do tendão do calcâneo (NOURBAKHSH e KUKULKA, 2004). A ativação dos gastrocnêmios e do sóleo durante a pedalada ocorre em compartimentos, resultando em diferenças intra e intermusculares no recrutamento de unidades motoras do tríceps sural (WAKELING, 2009). Essa ativação em compartimentos resulta em níveis de força e deformação heterogêneos nos fascículos do tríceps sural (RAHEMI, NIGAM e WAKELING, 2014). Tomados em conjunto esses estudos sugerem que os componentes contráteis são expostos a maiores deformações durante o ciclismo em relação a corrida. Como resultado, maior estresse mecânico sobre os componentes passivos pode ter ocorrido, resultando na redução da rigidez observada após o ciclismo.

Estudos prévios que investigaram os componentes em série (e.g tendão do calcâneo) após a corrida (FARRIS, TREWARTHA e MCGUIGAN, 2012; PELTONEN *et al.*, 2012; HOUGHTON, DAWSON e RUBENSON, 2013; LICHTWARK, CRESSWELL e NEWSHAM-WEST, 2013) sugerem que o breve período de exposição dos componentes passivos a cargas de tensão [(0,2 s a 14 km/h) (KYROLAINEN, AVELA e KOMI, 2005)] pode não ser suficiente para alterar as propriedades mecânicas. Em contrapartida, durante o ciclismo, a fase de propulsão da pedalada ( $\approx 150^\circ$ ) tem duração de 0,5 s a 90 rpm, resultando em um tempo de exposição  $\approx 50\%$  maior em relação a corrida. Essa diferença pode ser ainda maior considerando que o tempo de contato durante a corrida reduz em função do aumento da velocidade (KYROLAINEN, AVELA e KOMI, 2005). Portanto, durante a pedalada os componentes passivos dos flexores plantares são expostos a elevadas cargas de tensão (660-1000 N) (ERICSON *et al.*, 1985; GREGOR, KOMI e JÄRVINEN, 1987) por maior período de tempo em relação à corrida. Nesse sentido, estudos observaram que maiores períodos de exposição à tensão são mais efetivos para alterar propriedades mecânicas do tendão do vasto lateral em relação ao tipo de contração e ao nível de força (KUBO *et al.*, 2001). Ainda, seis CVMs durante 8 s reduziram a rigidez do tendão do calcâneo e do torque passivo dos flexores plantares (KAY e BLAZEVIK, 2009) enquanto o alongamento estático desse grupo muscular não resultou em alteração das mesmas variáveis. A estrutura do colágeno, principal constituinte dos componentes passivos, é sensível a deformação a que esses componentes são expostos (FRATZL, 2008). No presente estudo, um menor estresse sobre os componentes passivos (induzido pelo

ciclismo) foi capaz de modificar uma das propriedades mecânicas (rigidez) possivelmente em função do maior período de exposição dos tecidos a cargas de tensão. A redução da rigidez sem alteração da histerese também foi observada por KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA (2002) após exposição do tendão do calcâneo a cargas repetidas (contrações isométricas máximas com 3 s de duração). Em conjunto com os resultados do presente estudo, é possível sugerir que as propriedades mecânicas dos componentes passivos se comportam de maneira distinta quando expostas a elevados níveis de estresse mecânico e diferentes períodos de tempo (KUBO, KANEHISA e FUKUNAGA, 2002). Futuros estudos devem investigar como a relação tempo-deformação altera as propriedades mecânicas em modalidades esportivas cíclicas, de forma a esclarecer possíveis mecanismos que resultam em modificação das propriedades mecânicas dos tecidos musculotendíneos.

Em função das características uni e biarticulares, os componentes do tríceps sural transmitem força interaponeuroses e apresentam estresse por cisalhamento (BOJSEN-MOLLER *et al.*, 2004; BOJSEN-MOLLER *et al.*, 2010; TIAN *et al.*, 2012; KINUGASA *et al.*, 2013). A transmissão de força interaponeuroses foi observada durante contrações isométricas (BOJSEN-MOLLER *et al.*, 2004), com a variação do ângulo de flexão do joelho (BOJSEN-MOLLER *et al.*, 2010), e durante a flexão plantar (TIAN *et al.*, 2012). Essa transmissão de força interaponeuroses parece resultar em estresse de cisalhamento entre aponeuroses do GM e Sol, resultando em diferentes contribuições desses músculos para o deslocamento da junção miotendínea (KINUGASA *et al.*, 2013). A redução do estresse por cisalhamento entre aponeuroses desses músculos (GAST e Sol) resultou em maior deslocamento da junção miotendínea, o que sugere melhor transmissão da força gerada nos componentes contráteis ao tendão do calcâneo. Considerando que GAST e Sol podem operar de forma independente durante a flexão do joelho no ciclismo (GREGOR, KOMI e JÄRVINEN, 1987; SANDERSON *et al.*, 2006) o que não foi até o momento identificado na corrida, é possível que deformações e estresses de cisalhamento interaponeuroses aconteçam durante o ciclismo. Futuros estudos devem investigar se esses estresses podem resultar em alteração das propriedades mecânicas dos componentes passivos em série e em paralelo. Independentemente do mecanismo responsável pela redução da rigidez, esse resultado tem implicações para o desempenho da corrida no triatlo. Apesar do desenho experimental do presente estudo não envolver a corrida subsequente ao ciclismo, e

considerando que o tempo de transição entre as modalidades durante competições é menor do que 1 minuto (ITU, 2015) parece provável que a função dos flexores plantares durante a corrida seja influenciada pelo ciclismo prévio em triatletas que apresentam redução da rigidez. A alteração dos componentes passivos podem influenciar a capacidade de produção de força dos componentes contráteis, já que a redução da rigidez (27%) dos componentes passivos avaliada por meio de metodologia semelhante a do presente estudo resultou em redução (25%) na produção de força pelos flexores plantares durante contração isométrica máxima (FOWLES, SALE e MACDOUGALL, 2000). A transmissão de força pelos componentes passivos permite o constante rearranjo dos comprimentos dos sarcômeros em série, o que implica que os comprimentos de operação e a produção de força nos sarcômeros não dependem somente da sobreposição dos filamentos finos e espessos do componente contrátil, mas também das condições dos componentes passivos intramusculares (YUCESOY *et al.*, 2003). Em conjunto esses estudos sugerem que a redução da rigidez dos componentes passivos (em especial da porção em paralelo) tem implicações para a produção de força. Com base nesses dados, é possível que a redução da rigidez dos componentes passivos em paralelo possa influenciar o custo energético da contração muscular. Recentemente foi demonstrado que o custo energético da contração da UMT não difere entre contrações isométricas e contrações com ciclos alongamento-encurtamento (HOLT, ROBERTS e ASKEW, 2014) o que reduz a participação dos componentes em série como mecanismo de economia energética normalmente sugerido (CAVAGNA, SAIBENE e MARGARIA, 1965; HOF, 1998). Ainda, o retorno de energia mecânica pelos componentes passivos em série (tendão e aponeuroses) é inferior ao custo energético da contração muscular durante a corrida (FLETCHER e MACINTOSH, 2015). Esses resultados tem relação com o fato de que o custo energético da contração é modulado pelo comprimento de operação dos componentes contráteis, com menores deformações (e.g. contração isométrica) reduzindo o custo energético da contração em função da redução no nível de ativação muscular necessário para atingir um dado nível de força (FLETCHER *et al.*, 2013). Uma vez que os componentes passivos em paralelo tem relação direta com a transmissão da força gerada pelo componente contrátil, e com a manutenção dos comprimentos ótimos dos sarcômeros em série (PURSLOW, 2002; YUCESOY *et al.*, 2003), é possível que o aumento da complacência desses componentes (menor rigidez) resulte em redução da transmissão de força do componente contrátil as aponeuroses e redução da capacidade de manutenção do comprimento ideal de operação dos sarcômeros. Como resultado da

maior complacência, maiores comprimentos de operação dos fascículos dos gastrocnêmios e sóleo em conjunto com um aumento no nível de ativação muscular seriam observados, o que resultaria em aumento no custo energético de operação das unidades musculo-tendão, independentemente da energia armazenada e retornada pelos componentes em série (FLETCHER *et al.*, 2013; FLETCHER e MACINTOSH, 2015). Contudo, futuros estudos devem investigar como variações das propriedades mecânicas dos componentes passivos em paralelo dos flexores plantares (tríceps sural) influenciam o custo energético da contração muscular e da locomoção humana.

A ativação do tibial anterior apresentou redução (52%) após o protocolo de corrida. O tibial anterior é recrutado em grande parte do ciclo de passada (85%) e apresenta elevado volume de contrações excêntricas durante a corrida (REBER, PERRY e PINK, 1993). Considerando que o tibial anterior e gastrocnêmios são coativados para a regulação da rigidez articular durante a fase de contato (VON TSCHARNER e GOEPFERT, 2003; MODICA e KRAM, 2005), a redução na ativação do tibial anterior observada após a corrida pode resultar em redução dessa regulação. Essa relação de coativação entre dorsi e plantiflexores ainda pode ser prejudicada pelo fato de que triatletas exibem um padrão de ativação proveniente do ciclismo durante a corrida subsequente (CHAPMAN *et al.*, 2008). Triatletas com histórico de dor no membro inferior possuem maior probabilidade (2,4 vezes) de apresentar um padrão alterado de ativação do tibial anterior durante a corrida subsequente ao ciclismo (CHAPMAN *et al.*, 2010). O elevado índice de lesão musculotendínea em triatletas (GOSLING, GABBE e FORBES, 2008; LORIMER, 2014) pode estar relacionado ao efeito do ciclismo e da corrida sobre a ativação muscular em conjunto com a redução da rigidez dos componentes passivos dos flexores plantares após o ciclismo, observada no presente estudo. De forma a reduzir esse efeito, estratégias como o treinamento pliométrico ou excêntrico apresentaram bons resultados (DUCLAY *et al.*, 2009; FOURÉ *et al.*, 2009) e portanto são recomendadas para o aumento da rigidez dos componentes passivos.

O presente estudo apresenta limitações. Os protocolos máximos de ciclismo e corrida utilizados no presente estudo não ultrapassaram 10 minutos de duração, e apesar de exporem os triatletas a variadas intensidades em função do protocolo incremental utilizado, não representam de forma adequada o volume e intensidade observados durante competições. Protocolos reproduzindo condições de competição (e.g. contrarrelógio) devem ser utilizados de forma a melhor representar o efeito de cada

modalidade (e.g. ciclismo/corrída) sobre os componentes passivos dos flexores plantares. Ainda, a avaliação do torque passivo corresponde a tensão gerada pelos componentes passivos em série e em paralelo (MORSE *et al.*, 2008; THEIS, MOHAGHEGHI e KORFF, 2012). Nesse sentido, futuros estudos empregando técnicas como a ecografia e a elastografia devem ser realizados para identificar modificações nas propriedades mecânicas dos flexores plantares em função do exercício agudo sobre diferentes componentes passivos das unidades músculo-tendão.

## 5.5 - CONCLUSÃO

Triatletas apresentam redução da rigidez dos componentes passivos dos flexores plantares após o ciclismo e redução da ativação máxima do tibial anterior após a corrida. Esses resultados tem implicações para o desempenho da corrida após o ciclismo no triatlo em triatletas que apresentam a redução da rigidez. O monitoramento por meio de avaliações regulares dos componentes passivos e neuromusculares é sugerido para a elaboração de estratégias visando o aumento do desempenho e a prevenção de lesões em triatletas.

## Capítulo 6 - CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo investigou a repetibilidade das propriedades mecânicas dos flexores plantares de triatletas e como tais propriedades estão adaptadas em função do treinamento crônico e do exercício agudo nesses indivíduos. O Capítulo 3 apresentou a avaliação da repetibilidade das propriedades mecânicas dos flexores plantares. O Capítulo 4 apresentou como as propriedades mecânicas dos flexores plantares estão adaptadas ao treinamento de triatletas, comparando estes a indivíduos não-atletas com faixa etária similar. O Capítulo 5 investigou os efeitos isolados do ciclismo e da corrida sobre as propriedades mecânicas dos flexores plantares de triatletas.

Em relação aos resultados observados no Capítulo 3, uma ótima repetibilidade intradia em conjunto com boa repetibilidade interdias foram observadas. Portanto, a metodologia utilizada para avaliação das propriedades mecânicas dos flexores plantares pode ser recomendada para o monitoramento dos efeitos de intervenções agudas e crônicas sobre os componentes passivos de triatletas. A elevada variabilidade e a diferença entre medidas realizada interdias devem ser consideradas quando o objetivo for a avaliação de triatletas entre sessões de treinamento, especialmente para as variáveis relacionadas a energia mecânica dissipada pelos componentes passivos. O Capítulo 4 sugere que triatletas possuem melhor capacidade de armazenamento e dissipação de energia em relação a indivíduos não treinados. Esta adaptação pode estar relacionada a adaptações do componente viscoso do colágeno que constitui os componentes passivos em paralelo ao maior volume de ciclismo no treinamento de triatletas. O Capítulo 5 demonstrou que triatletas recrutados para o estudo apresentam redução da rigidez do componentes passivos dos flexores plantares após teste máximo de ciclismo, possivelmente em função de que componentes passivos em paralelo são expostos a maiores estresses mecânicos durante essa modalidade. Com base nos três capítulos experimentais do presente trabalho, e considerando a importância dos componentes passivos na transmissão de força e reaproveitamento de energia mecânica durante a corrida, se sugere que a metodologia utilizada no presente estudo (e.g torque passivo) é adequada para a investigação e o monitoramento dos componentes passivos dos flexores plantares de triatletas e deve ser empregada por equipes e treinadores da modalidade. O monitoramento/avaliação adequados desses componentes é necessário ao

desenvolvimento de melhores estratégias visando o aumento do desempenho e a prevenção de lesões no triatlo.

## Capítulo 7- LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS

O presente trabalho apresenta limitações. A inclusão de um grupo de ciclistas e de corredores permitiria uma comparação em relação as adaptações das propriedades mecânicas entre estes e triatletas, o que poderia ajudar a fortalecer os achados relativos as adaptações específicas geradas pelo ciclismo e pela corrida. Considerando que triatletas treinam e competem durante longos períodos, intervenções com testes de ciclismo e corrida mais extensos, além de protocolos que simulem a transição do ciclismo para a corrida devem ser realizados em futuros estudos que tenham o objetivo de investigar os efeitos do exercício sobre componentes passivos dos flexores plantares de triatletas. Considerando que triatletas apresentam elevados índices de lesão musculotendínea (GOSLING, GABBE e FORBES, 2008; LORIMER, 2014), essa população carece de avaliações regulares e precisas que possam indicar o *status* musculotendíneo (e.g. propriedades mecânicas dos componentes passivos) desses indivíduos. Considerando que assimetrias das propriedades mecânicas dos componentes passivos foram observadas em indivíduos não-atletas saudáveis (BOHM *et al.*, 2015) e podem ser detrimenais para o desempenho (WANG *et al.*, 2012), futuros estudos devem investigar se assimetrias dos componentes passivos dos flexores plantares em triatletas podem estar relacionadas ao elevado índice de lesões musculotendíneas nessa população. A avaliação do torque passivo e as propriedades mecânicas dos flexores plantares podem suprir essa necessidade por apresentarem boa repetibilidade intra e interdias e por ser capaz de identificar adaptações crônicas ao treinamento (vide Capítulo 4).

Apesar de extensamente utilizado e com boa repetibilidade, a avaliação do torque passivo, da qual as propriedades mecânicas são derivadas, não permite a identificação com precisão da contribuição dos diferentes componentes das unidades músculo-tendão ao torque passivo gerado. Recentemente a elastografia tem sido utilizada para avaliação da porção muscular (LACOURPAILLE *et al.*, 2014; HUG *et al.*, 2015) e tendínea (DRAKONAKI, ALLEN e WILSON, 2009) de unidades músculo-tendão, permitindo uma medida direta das propriedades mecânicas desses componentes. Futuros estudos devem implementar a utilização da elastografia como metodologia de avaliação e acompanhamento de adaptações ao treinamento crônico e/ou intervenções agudas como as apresentadas no presente estudo.

A redução da rigidez observada após o ciclismo pode ter implicações durante competições, quando triatletas iniciam a corrida logo após o ciclismo. O aumento da rigidez passiva foi recomendado como possível mecanismo para melhora do desempenho (MOORE, 2013). O aumento da rigidez dos flexores plantares pode ser atingido pelo treinamento pliométrico (FOURÉ *et al.*, 2009; FOURÉ, NORDEZ e CORNU, 2012), apesar de a utilização desse tipo de treinamento ser raramente relatada em triatletas (BONACCI *et al.*, 2011). O treinamento excêntrico demonstrou ser efetivo para gerar modificação nas propriedades mecânicas dos flexores plantares (DUCLAY *et al.*, 2009; FOURÉ, NORDEZ e CORNU, 2013) e portanto deve ser comparado ao treinamento pliométrico em relação aos benefícios para o desempenho e para prevenção de lesões em triatletas.

Recentemente, a utilização de meias compressivas foi relacionada a redução da fadiga muscular local, atenuação de acelerações de impacto e aumento do desempenho na corrida (MIYAMOTO *et al.*, 2011; MIYAMOTO e KAWAKAMI, 2014; 2015). Estudos devem ser conduzidos com o intuito de investigar se os efeitos positivos desse implemento estão relacionados a redução ou atraso do estresse mecânico imposto sobre os componentes passivos, especialmente da porção contrátil dos flexores plantares.

Corredores apresentam diferentes tipos de pisadas no contato com o solo (antepé, retropé, mediopé), e conseqüentemente diferenças nos padrões de ativação (AHN *et al.*, 2014; YONG, SILDER e DELP, 2014), frequências das forças de impacto (GRUBER *et al.*, 2014) e na cinética articular (KULMALA *et al.*, 2013; STEARNE *et al.*, 2014). Indivíduos que realizam a pisada com o antepé possuem maior capacidade de produção de força com os flexores plantares em relação a indivíduos que realizam a pisada com o retropé (LIEBL *et al.*, 2014), enquanto corredoras que realizam a fase de suporte com o mediopé ou antepé experimentam maiores forças sobre o tendão do calcâneo (ALMONROEDER, WILLSON e KERNOZEK, 2013). Esses estudos sugerem que uma adaptação dos componentes ativos e passivos dos flexores plantares deve ocorrer em função da técnica de corrida. Contudo, não foram encontrados estudos investigando e relacionando os padrões de pisada frequentemente utilizados por triatletas as propriedades mecânicas dos componentes passivos. Estudos com esse objetivo devem ser realizados para elucidar os mecanismos envolvidos na etiologia de lesões nessa população e para a criação de estratégias de treinamento que possam aumentar o desempenho de triatletas na transição ciclismo-corrida.

## REFERÊNCIAS

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**, v. 106, p. 169-177, 2009.

AHN, A. N. *et al.* Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. **Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. 2, p. 102-112, 2014.

ALBRACHT, K.; ARAMPATZIS, A. Influence of the mechanical properties of the muscle-tendon unit on force generation in runners with different running economy. **Biological Cybernetics**, v. 95, n. 1, p. 87-96, 2006.

ALBRACHT, K.; ARAMPATZIS, A. Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. **Europa Journal Applied Physiology**, v. 113, n. 6, p. 1605-15, 2013.

ALMONROEDER, T.; WILLSON, J. D.; KERNOZEK, T. W. The effect of foot strike pattern on achilles tendon load during running. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 41, n. 8, p. 1758-66, 2013.

ARAMPATZIS, A.; BRUGGEMANN, G. P.; METZLER, V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 12, p. 1349-53, 1999.

ARAMPATZIS, A. *et al.* Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 9, p. 1946-1952, 2007.

ARAMPATZIS, A.; MONTE, G. D.; KARAMANIDIS, K. Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 3, p. 503-508, 2008.

ARNDT, A. *et al.* Asymmetrical loading of the human triceps surae: I. Mediolateral force differences in the Achilles tendon. **Foot and Ankle**, v. 20, n. 7, p. 444-9, 1999.

ARNDT, A. N. *et al.* Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 7, p. 532-541, 1998.

BARATTA, R. *et al.* Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 16, n. 2, p. 113-22, 1988.

BARNES, K.; KILDING, A. Running economy: measurement, norms, and determining factors. **Sports Medicine**, v. 1, n. 1, p. 1-15, 2015.

BARNES, K. R.; KILDING, A. E. Strategies to improve running economy. **Sports Medicine**, v. 45, n. 1, p. 37-56, 2015.

BERNARD, T. *et al.* Distribution of power output during the cycling stage of a triathlon world cup. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 6, p. 1296-1302, 2009.

BIJKER, K. E.; DE GROOT, G.; HOLLANDER, A. P. Delta efficiencies of running and cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 9, p. 1546-51, 2001.

BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. **Sports Biomechanics**, v. 9, n. 4, p. 223-235, 2010.

BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C. B. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. 102-107, 2010.

BIRCH, H. L.; WILSON, A. M.; GOODSHIP, A. E. The effect of exercise-induced localised hyperthermia on tendon cell survival. **Journal of Experimental Biology**, v. 200, n. 11, p. 1703-8, 1997.

BLACK, A. H.; SANDERSON, D. J.; HENNIG, E. M. Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. **14th ISB Congress in Biomechanics**. Paris, France. 1: 186-187 p. 1993.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v. 1, n. 8476, p. 307-10, 1986.

BOBBERT, M. F.; SCHAMHARDT, H. C.; NIGG, B. M. Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 12, p. 1095-105, 1991.

BOHM, S. *et al.* Asymmetry of Achilles tendon mechanical and morphological properties between both legs. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 1, p. e124-32, 2015.

BOJSEN-MOLLER, J. *et al.* Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 5, p. 1908-14, 2004.

BOJSEN-MOLLER, J. *et al.* Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 6, p. 1608-18, 2010.

BONACCI, J. *et al.* Change in running kinematics after cycling are related to alterations in running economy in triathletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 4, p. 460-464, 2010.

BONACCI, J. *et al.* Plyometric training as an intervention to correct altered neuromotor control during running after cycling in triathletes: a preliminary randomised controlled trial. **Physical Therapy In Sport**, v. 12, n. 1, p. 15-21, 2011.

BORG, T. K.; CAULFIELD, J. B. Morphology of connective tissue in skeletal muscle. **Tissue and Cell**, v. 12, n. 1, p. 197-207, 1980.

BOSQUET, L. *et al.* A comparison of methods to determine maximal accumulated oxygen deficit in running. **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 6, p. 663-70, 2008.

BOWMAN, W. On the Minute Structure and Movements of Voluntary Muscle. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London**, v. 130, p. 457-501, 1840.

BRISSWALTER, J. *et al.* Age difference in efficiency of locomotion and maximal power output in well-trained triathletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 12, p. 2579-86, 2014.

CAVAGNA, G. A.; SAIBENE, F. P.; MARGARIA, R. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. **Journal of Applied Physiology**, v. 20, n. 1, p. 157-158, 1965.

CHAPMAN, A. R. *et al.* Neuromuscular control and exercise-related leg pain in triathletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 2, p. 233-243, 2010.

CHAPMAN, A. R. *et al.* Does cycling effect motor coordination of the leg during running in elite triathletes? **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 11, n. 4, p. 371-380, 2008.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. L. Erlbaum Associates, 1988.

CONLEY, D. L.; KRAHENBUHL, G. S. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 12, n. 5, p. 357-60, 1980.

CRESSWELL, A. G.; LOSCHER, W. N.; THORSTENSSON, A. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. **Experimental Brain Research**, v. 105, n. 2, p. 283-90, 1995.

CRONIN, N. J.; FINNI, T. Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running. **Gait and Posture**, v. 38, n. 3, p. 528-33, 2013.

DE BOER, M. D. *et al.* Changes in antagonist muscles' coactivation in response to strength training in older women. **The Journals of Gerontology**

v. 62, n. 9, p. 1022-7, 2007.

DE LEVA, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1223-1230, 1996.

DE LUCA, C. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.

DRAKONAKI, E. E.; ALLEN, G. M.; WILSON, D. J. Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. **Clinical Radiology**, v. 64, n. 12, p. 1196-202, 2009.

DUCLAY, J. *et al.* Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. **Muscle Nerve**, v. 39, n. 6, p. 819-27, 2009.

DUMKE, C. L. *et al.* Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 5, n. 2, p. 249-61, 2010.

ERICSON, M. O. *et al.* The forces of ankle joint structures during ergometer cycling. **Foot and Ankle**, v. 6, n. 3, p. 135-42, 1985.

FARRIS, D. J.; TREWARTHA, G.; MCGUIGAN, M. P. Could intra-tendinous hyperthermia during running explain chronic injury of the human Achilles tendon? **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 5, p. 822-6, 2011.

FARRIS, D. J.; TREWARTHA, G.; MCGUIGAN, M. P. The effects of a 30-min run on the mechanics of the human Achilles tendon. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 2, p. 653-60, 2012.

FINNI, T. Structural and functional features of human muscle-tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 16, n. 3, p. 147-58, 2006.

FINNI, T. *et al.* Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. **Journal of Applied Physiology** v. 95, n. 2, p. 829-37, 2003.

FINNI, T. *et al.* Viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon. **Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 4, p. 515-517, 2013.

FLETCHER, J. R.; ESAU, S. P.; MACINTOSH, B. R. Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. **Journal of Applied Physiology** v. 107, n. 6, p. 1918-22, 2009.

FLETCHER, J. R.; ESAU, S. P.; MACINTOSH, B. R. Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 5, p. 1037-46, 2010.

FLETCHER, J. R. *et al.* Can muscle shortening alone, explain the energy cost of muscle contraction in vivo? **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, p. 2313-2322, 2013.

FLETCHER, J. R.; MACINTOSH, B. R. Achilles tendon strain energy in distance running: consider the muscle energy cost. **Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 2, p. 193-9, 2015.

FOURÉ, A.; NORDEZ, A.; CORNU, C. Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii muscles and Achilles tendon. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 8, p. 2849-2857, 2012.

FOURÉ, A.; NORDEZ, A.; CORNU, C. Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. **Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 5, p. 523-537, 2013.

FOURÉ, A. *et al.* Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 19, n. 6, p. 811-818, 2009.

FOWLES, J. R.; SALE, D. G.; MACDOUGALL, J. D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 3, p. 1179-88, 2000.

FRATZL, P. **Collagen: Structure and Mechanics**. Nova York, EUA: Springer 2008.

FREGLY, B. J.; ZAJAC, F. E. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 1, p. 81-90, 1996.

GAJDOSIK, R. L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 2, p. 87-101, 2001.

GAJDOSIK, R. L.; RIGGIN, T. J. Passive elastic properties of the calf muscle-tendon unit of distance runners. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 13, n. 3, p. 207-216, 2005.

GERUS, P.; RAO, G.; BERTON, E. Subject-Specific Tendon-Aponeurosis Definition in Hill-Type Model Predicts Higher Muscle Forces in Dynamic Tasks. **Plos One**, v. 7, n. 8, p. 1-13, 2012.

GOSLING, C. M.; GABBE, B. J.; FORBES, A. B. Triathlon related musculoskeletal injuries: The status of injury prevention knowledge. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 11, n. 4, p. 396-406, 2008.

GOSSELIN, L. E. *et al.* Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 3, p. 1011-6, 1998.

GREGOR, R. J.; KOMI, P. V.; JÄRVINEN, M. Achilles tendon forces during cycling. **International Journal of Sports Medicine**, v. 8 Suppl 1, p. 9-14, 1987.

GRIEVE, D.; PHEASANT, S.; CAVANAGH, P. R. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: ASSMUSSEN, E. e JORGENSEN, K. (Ed.). **International Series on Biomechanics**. Baltimore: University Park Press, v.2A, 1978. p.405-412.

GRUBER, A. H. *et al.* Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. **Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. 2, p. 113-121, 2014.

GUEZENNEC, C. Y. *et al.* Increase in energy cost of running at the end of a triathlon. **European Journal of Applied Physiology**, v. 73, n. 5, p. 440-445, 1996.

HAMNER, S. R.; DELP, S. L. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 4, p. 780-7, 2013.

HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2709-2716, 2010.

HANSEN, P. *et al.* Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 6, p. 2375-80, 2003.

HAUSSWIRTH, C. *et al.* Variability in energy cost of running at the end of a triathlon and a marathon. **International Journal of Sports Medicine**, v. 17, n. 8, p. 572-579, 1996.

HAUSSWIRTH, C.; LEHÉNAFF, D. Physiological Demands of Running During Long Distance Runs and Triathlons. **Sports Medicine**, v. 31, n. 9, p. 679-689, 2001.

HEINEMEIER, K. M. *et al.* Expression of collagen and related growth factors in rat tendon and skeletal muscle in response to specific contraction types. **Journal of Physiology**, v. 582, n. Pt 3, p. 1303-16, 2007.

HEINEMEIER, K. M. *et al.* Effect of unloading followed by reloading on expression of collagen and related growth factors in rat tendon and muscle. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 1, p. 178-86, 2009.

HEINEMEIER, K. M. *et al.* Short-term strength training and the expression of myostatin and IGF-I isoforms in rat muscle and tendon: differential effects of specific contraction types. **Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 2, p. 573-81, 2007.

HERMENS, H. J. *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-74, 2000.

HOANG, P. D.; HERBERT, R. D.; GANDEVIA, S. C. Effects of eccentric exercise on passive mechanical properties of human gastrocnemius in vivo. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 5, p. 849-57, 2007.

HOF, A. L. In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 9, p. 793-800, 1998.

HOLT, N. C.; ROBERTS, T. J.; ASKEW, G. N. The energetic benefits of tendon springs in running: is the reduction of muscle work important? **The Journal of Experimental Biology**, 2014.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medicine and science. **Sports Medicine**, v. 30, n. 1, p. 1-15, 2000.

HOUGHTON, L.; DAWSON, B.; RUBENSON, J. Achilles tendon mechanical properties after both prolonged continuous running and prolonged intermittent shuttle running in cricket batting. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 453-62, 2013.

HUG, F. *et al.* Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 43, n. 3, p. 125-33, 2015.

HUIJING, P. A. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 4, p. 329-45, 1999.

ITU, 2015. Disponível em: <  
[http://www.triathlon.org/results/result/2015\\_itu\\_world\\_triathlon\\_stockholm/271862](http://www.triathlon.org/results/result/2015_itu_world_triathlon_stockholm/271862)>. Acesso em: 22/08/2015.

JOHNSON, M. A. *et al.* Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 18, n. 1, p. 111-29, 1973.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. **Journal of Experimental Biology**, v. 208, n. Pt 20, p. 3907-23, 2005.

KARAMANIDIS, K. *et al.* Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, p. 608-616, 2006.

KAY, A. D.; BLAZEVIČH, A. J. Isometric contractions reduce plantar flexor moment, Achilles tendon stiffness, and neuromuscular activity but remove the subsequent effects of stretch. **Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 4, p. 1181-9, 2009.

KINUGASA, R. *et al.* Reduction in tendon elasticity from unloading is unrelated to its hypertrophy. **Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 3, p. 870-7, 2010.

KINUGASA, R. *et al.* Interaponeurosis shear strain modulates behavior of myotendinous junction of the human triceps surae. **Physiological Reports**, v. 1, n. 6, p. e00147, 2013.

KJAER, M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. **Physiological Reviews**, v. 84, n. 2, p. 649-98, 2004.

KJAER, M. *et al.* From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 19, p. 500-510, 2009.

KJAER, M. *et al.* Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. **Journal of Anatomy**, v. 208, n. 4, p. 445-50, 2006.

KNECHTLE, B.; WIRTH, A.; ROSEMAN, T. Predictors of race time in male Ironman triathletes: physical characteristics, training, or prerace experience? **Perceptual and Motor Skills**, v. 111, n. 2, p. 437-46, 2010.

KOVANEN, V.; SUOMINEN, H.; HEIKKINEN, E. Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. **Journal of Biomechanics**, v. 17, n. 10, p. 725-35, 1984.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of transient muscle contractions and stretching on the tendon structures in vivo. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 175, n. 2, p. 157-64, 2002.

KUBO, K. *et al.* Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 91, p. 277-282, 2001.

KUBO, K. *et al.* Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 10, p. 1937-43, 2015.

KUBO, K. *et al.* Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 3, p. 507-14, 2010.

KULMALA, J. P. *et al.* Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. **Medicine and Science in Sports and Exercise** v. 45, n. 12, p. 2306-13, 2013.

KYROLAINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P. V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 10, p. 1101-9, 2005.

LACOURPAILLE, L. *et al.* Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. **Acta Physiologica**, v. 211, n. 1, p. 135-46, 2014.

LAI, A. *et al.* In vivo behavior of the human soleus muscle with increasing walking and running speeds. **Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 10, p. 1266-75, 2015.

LAI, A. *et al.* Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed. **Journal of Experimental Biology**, v. 217, n. Pt 17, p. 3159-68, 2014.

LAURSEN, P. B. Long distance triathlon: demands, preparation and performance. **Journal of Human Sport and Exercise**, v. 6, n. 2, 2011.

LICHTWARK, G. A.; CRESSWELL, A. G.; NEWSHAM-WEST, R. J. Effects of running on human Achilles tendon length-tension properties in the free and gastrocnemius components. **Journal of Experimental Biology**, v. 216, n. Pt 23, p. 4388-94, 2013.

LICHTWARK, G. A.; WILSON, A. M. Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion. **Journal of Experimental Biology**, v. 209, n. 21, p. 4379-88, 2006.

LIEBL, D. *et al.* Ankle plantarflexion strength in rearfoot and forefoot runners: a novel clusteranalytic approach. **Human Movement Science** v. 35, p. 104-20, 2014.

LORIMER, A. V. **Evaluating stiffness of the lower limb ‘springs’ as a multifactorial measure of achilles tendon injury risk in triathletes.** 2014. 192 (Doctor of Philosophy). Faculty of Health and Environmental Sciences Auckland University of Technology, New Zealand.

MAGANARIS, C. N.; BALZOPoulos, V.; SARGEANT, A. J. Differences in human antagonistic ankle dorsiflexor coactivation between legs; can they explain the moment deficit in the weaker plantarflexor leg? **Experimental Physiology**, v. 83, n. 6, p. 843-55, 1998.

MAGNUSSON, S. P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 8, n. 2, p. 65-77, 1998.

MAGNUSSON, S. P.; KJAER, M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 5-6, p. 549-53, 2003.

MCNAIR, P. *et al.* Biomechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex 6 months post-rupture of the Achilles tendon. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 31, n. 9, p. 1469-74, 2013.

MIYAMOTO, N. *et al.* Effect of pressure intensity of graduated elastic compression stocking on muscle fatigue following calf-raise exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 2, p. 249-54, 2011.

MIYAMOTO, N.; KAWAKAMI, Y. Effect of pressure intensity of compression short-tight on fatigue of thigh muscles. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 11, p. 2168-74, 2014.

MIYAMOTO, N.; KAWAKAMI, Y. No graduated pressure profile in compression stockings still reduces muscle fatigue. **International Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 220-5, 2015.

MODICA, J. R.; KRAM, R. Metabolic energy and muscular activity required for leg swing in running. **Journal of Applied Physiology**, v. 98, 2005.

MOORE, I. S. **Running self-optimisation: acute and short-term adaptations to running mechanics and running economy**. 2013. 232 (Doctor of Philosophy). University of Exeter

MORSE, C. I. *et al.* The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. **Journal of Physiology**, v. 586.1, p. 97-106, 2008.

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation**. University of Michigan, EUA: Mosby, 2002.

NEVES, K. A. *et al.* Does achilles tendon cross sectional area differ after downhill, level and uphill running in trained runners? **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, n. 4, p. 823-8, 2014.

NORDEZ, A.; CASARI, P.; CORNU, C. Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. **Medical Engineering and Physics**, v. 30, n. 7, p. 880-7, 2008.

NORDEZ, A. *et al.* Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. **International Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 5, p. 414-8, 2008.

NOURBAKSH, M. R.; KUKULKA, C. G. Relationship between muscle length and moment arm on EMG activity of human triceps surae muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 2, p. 263-73, 2004.

PELTONEN, J. *et al.* Achilles tendon stiffness is unchanged one hour after a marathon. **Journal of Experimental Biology**, v. 215, n. 20, p. 3665-71, 2012.

PURSLOW, P. P. The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle. **Comparative Biochemistry and Physiology Part A**, v. 133, n. 4, p. 947-66, 2002.

PURSLOW, P. P. Muscle fascia and force transmission. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 14, n. 4, p. 411-7, 2010.

PURSLOW, P. P.; WESS, T. J.; HUKINS, D. W. Collagen orientation and molecular spacing during creep and stress-relaxation in soft connective tissues. **The Journal of Experimental Biology**, v. 201, n. Pt 1, p. 135-42, 1998.

RAHEMI, H.; NIGAM, N.; WAKELING, J. M. Regionalizing muscle activity causes changes to the magnitude and direction of the force from whole muscles-a modeling study. **Frontiers of Physiology**, v. 5, p. 298, 2014.

REBER, L.; PERRY, J.; PINK, M. Muscular control of the ankle in running. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 6, p. 805-10; discussion 810, 1993.

ROSAGER, S. *et al.* Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 12, n. 2, p. 90-98, 2002.

SANDERSON, D. J. *et al.* Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 6, p. 642-649, 2006.

SINCLAIR, J. Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 395-9, 2014.

STEARNE, S. M. *et al.* Joint kinetics in rearfoot versus forefoot running: implications of switching technique. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 8, p. 1578-87, 2014.

THEIS, N.; MOHAGHEGHI, A. A.; KORFF, T. Method and strain rate dependence of Achilles tendon stiffness. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 6, p. 947-53, 2012.

THORPE, C. T. *et al.* The interfascicular matrix enables fascicle sliding and recovery in tendon, and behaves more elastically in energy storing tendons. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 2015.

THORPE, C. T. *et al.* Specialization of tendon mechanical properties results from interfascicular differences. **Journal of the Royal Society**, v. 9, n. 76, p. 3108-17, 2012.

THORPE, S. K. *et al.* Stresses in human leg muscles in running and jumping determined by force plate analysis and from published magnetic resonance images. **Journal of Experimental Biology**, v. 201, n. Pt 1, p. 63-70, 1998.

TIAN, M. *et al.* Myofascial force transmission between the human soleus and gastrocnemius muscles during passive knee motion. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, p. 51-523, 2012.

VAN INGEN SCHENAU, G. J. *et al.* The constrained control of force and position in multi-joint movements. **Neuroscience**, v. 46, n. 1, p. 197-207, 1992.

VLECK, V. E.; BÜRGI, A.; BENTLEY, D. J. The consequences of swim, cycle, and run performance on overall result in elite olympic distance triathlon. **International Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 1, p. 43-48, 2006.

VON TSCHARNER, V.; GOEPFERT, B. Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 3, p. 253-72, 2003.

WAKELING, J. M. The recruitment of different compartments within a muscle depends on the mechanics of the movement. **Biology Letters**, v. 5, n. 1, p. 30-4, 2009.

WAKELING, J. M.; UEHLI, K.; ROZITIS, A. I. Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. **Journal of the Royal Society Interface**, v. 3, n. 9, p. 533-544, 2006.

WANG, H. K. *et al.* Effects of tendon viscoelasticity in Achilles tendinosis on explosive performance and clinical severity in athletes. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 22, n. 6, p. e147-e155, 2012.

WILSON, A.; LICHTWARK, G. The anatomical arrangement of muscle and tendon enhances limb versatility and locomotor performance. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B**, v. 366, n. 1570, p. 1540-53, 2011.

YONG, J. R.; SILDER, A.; DELP, S. L. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. **Journal of Biomechanics** v. 47, n. 15, p. 3593-7, 2014.

YUCESOY, C. A. *et al.* Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 12, p. 1797-811, 2003.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 17, n. 4, p. 359-411, 1989.

ZIMMERMAN, S. D. *et al.* Age and training alter collagen characteristics in fast- and slow-twitch rat limb muscle. **Journal of Applied Physiology**, v. 75, n. 4, p. 1670-4, 1993.