

KARINA APARECIDA RODRIGUES

A INFLUÊNCIA DA FADIGA NOS MÚSCULOS EVERSORES
DURANTE A ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini.
Coorientador: Prof. Dr. Renato José Soares.

GUARATINGUETÁ - SP
2016

R696i Rodrigues, Karina Aparecida
A influência da fadiga nos músculos eversores durante a entorse lateral do tornozelo / Karina Aparecida Rodrigues – Guaratinguetá, 2016.
114 f. : il.
Bibliografia : f. 83-99

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2016.
Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini
Coorientador: Prof. Dr. Renato José Soares

1. Biomecânica 2. Tornozelos – Entorse 3. Eletromiografia
4. Músculos – Fadiga I. Título

CDU 612.766(043)

KARINA APARECIDA RODRIGUES

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. LUIZ FERNANDO COSTA NASCIMENTO
Unesp-Feg


Dr.ª. EUGENIA CASELLA TAVARES DE MATTOS

Janeiro de 2016

DADOS CURRICULARES

KARINA APARECIDA RODRIGUES

NASCIMENTO	05.11.1988 – SÃO LUIZ DO PARAITINGA / SP.
FILIAÇÃO	Ana Aparecida da Silva Rodrigues Antonio Galvão Rodrigues
2006/2010	Curso de Graduação em Fisioterapia. Universidade de Taubaté.
2011/2012	Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia aplicada à Ortopedia e Traumatologia, nível Especialização, na Universidade Estadual de Campinas.
2014/2016	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, quem guia minha jornada e ilumina meus caminhos. Dedico ainda, aos meus pais Ana e Galvão e minha irmã Aline pelo carinho e amor incondicional, e especialmente ao meu marido Fabiano, pelo amor, companheirismo e imensurável colaboração para que este projeto se concluísse.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar a Deus, pois na fé e amor que por ele alimento tudo se constrói,

aos meus pais *Ana e Galvão* e minha irmã *Aline*, são neles e por eles que busco forças para alcançar meus objetivos, pois foram eles que da maneira mais singela possibilitaram minha busca pelo conhecimento e fazem de mim a cada dia uma pessoa melhor,

ao meu marido *Fabiano*, sem ele realmente não seria possível que este projeto finalmente se concluísse, não somente pela imensa ajuda no desenvolvimento e execução do trabalho, parceria insubstituível, mas essencialmente pelo amor, paciência e pelo companheiro que é,

ao meu orientador *Prof. Dr. José Elias Tomazini*, que dedicou o seu tempo, compartilhou e transmitiu conhecimento para a realização deste projeto,

ao meu coorientador *Prof. Dr. Renato José Soares*, um agradecimento em especial, pela paciência, dedicação e disponibilidade em ajudar e principalmente pela grande colaboração durante todo o decorrer deste trabalho,

à *Prof. Dr^a. Alex Sandra Oliveira de Cerqueira Soares*, por toda ajuda e partilha de conhecimento, com certeza grande parte desta pesquisa tem a sua contribuição,

a todos do Grupo Equality, por ceder o espaço e os equipamentos necessários para a realização da pesquisa, a todos os amigos que ali trabalham e que colaboraram direta e indiretamente para a conclusão deste projeto, muito bom poder contar com pessoas que estimulam e promovem o conhecimento baseado na ciência,

à pesquisadora do Instituto Tecnológico da Aeronáutica, *Cinara Ghedini* que elaborou a rotina matemática que possibilitou a caracterização da fadiga, pela paciência, atenção e conhecimento transmitido,

ao professor *Prof. Dr. Luiz Fernando C. Nascimento*, pela ajuda e por compartilhar seu conhecimento durante a fase de análise estatística dos dados, contribuição de extrema importância,

ao técnico responsável pelo Laboratório de Biomecânica da Universidade Estadual Paulista, *Walter Tupinamba*, que colaborou muito para a construção e finalização da plataforma simuladora,

a todos os amigos, que torceram por mim e me ajudaram direta e indiretamente,

e finalmente agradeço, a todas as voluntárias que dispuseram de seu tempo para contribuir com este estudo, sem a cooperação destas pessoas este projeto não poderia ter sido concluído.

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.”

José de Alencar

Rodrigues, K.A. **A influência da fadiga nos músculos eversores durante a entorse lateral do tornozelo**. 2016. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

RESUMO

A entorse do tornozelo em inversão e flexão plantar é uma das lesões mais comuns que ocorrem nas atividades de vida diária e no esporte. Embora os sintomas agudos possam se resolver rapidamente, muitos indivíduos relatam persistência de dor e instabilidade. Este tipo de lesão frequentemente acontece na fase final de um treino ou competição, e mesmo sabendo que a entorse é multifatorial, tal particularidade propicia estabelecer uma relação entre o evento da entorse e a fadiga. Diante disto, o presente estudo propõe analisar a latência e a intensidade de ativação dos músculos fibulares curto e longo em condições de fadiga, e ainda comparar indivíduos com estabilidade e instabilidade do tornozelo. Para esse fim, inicialmente foi desenvolvida uma plataforma simuladora da entorse em inversão e flexão plantar, na qual ambos os pés das voluntárias foram fixados e abaixo de onde se apoiava os pés foram acoplados transdutores de força, um de cada lado. Participaram do estudo 23 voluntárias do sexo feminino, fisicamente ativas, separadas em dois grupos: 11 fizeram parte do grupo estabilidade, não apresentavam histórico de lesão no complexo articular do tornozelo nos últimos 12 meses e outras 12 no grupo instabilidade funcional, classificadas pelo Questionário Cumberland Ankle Instability Tool. Para indução da fadiga, inicialmente foi registrada a Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) em eversão e flexão plantar. Durante a indução as voluntárias foram orientadas a manter 70% da CIVM. No momento em que a força aplicada fosse menor que 60% da CIVM o protocolo era interrompido e as voluntárias posicionadas em ortostatismo sobre a plataforma simuladora. Antes e após a fadiga foram realizadas dez simulações da entorse bilateralmente de forma randomizada e simultaneamente com o registro do sinal eletromiográfico. Assim, foi possível observar que após a fadiga não houve alteração da latência, no entanto ocorreu uma redução do nível de contração muscular, constatada pela diminuição da amplitude do sinal eletromiográfico. Ainda, não foram notadas diferenças entre os grupos estabilidade e instabilidade e verificou-se maior atividade do músculo fibular curto quando comparado ao longo. Portanto, pôde-se concluir que o controle neuromuscular local ficou comprometido em situações de fadiga,

devido à redução do nível de atividade dos músculos fibular longo e curto. Além disso, não foi possível observar diferença no comportamento muscular entre tornozelos estáveis e funcionalmente instáveis.

PALAVRAS-CHAVE: Fadiga muscular. Entorse de tornozelo. Instabilidade crônica do tornozelo. Eletromiografia.

Rodrigues, K.A. **The influence of fatigue in everter muscles during lateral ankle sprain.** 2016. 114 f. Dissertation (Master's degree in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

ABSTRACT

The inversion and plantar flexion ankle sprain is one of the most common injuries that occur in daily life activities and sports. Although acute symptoms can be resolved quickly, many people report persistent pain and instability. This type of injury often occurs in the final phase of a training or competition, and even though the sprain is multifactorial, such particularity provides the establishment of a relationship between the event sprain and fatigue. In this view, the present study aims to analyze the latency and activation intensity of the brevis and longus peroneus muscles in conditions of fatigue and also compare individuals with stability and instability of the ankle. For this purpose it was initially developed a simulated platform sprains in inversion and plantar flexion, in which both feet of the volunteers were fixed and below where rested his feet were coupled force transducers, one on each side. The study included 23 female volunteers, physically active, separated into two groups: 11 were part of the group stability, had no injury history in the joint complex of the ankle in the last 12 months and another 12 in functional instability group, classified by Cumberland Questionnaire Ankle Instability Tool. To induce fatigue, it was initially recorded a Contraction Isometric Maximal Voluntary (MVIC) in eversion and plantar flexion. During the induction, the participants were instructed to maintain 70% of the MVIC. At the time the force applied was below 60% of the MVIC the protocol was interrupted and the volunteers placed in standing position on the simulator platform. Before and after fatigue were held ten simulations sprain bilaterally randomly and simultaneously to record the electromyographic signal. Thus, it was observed that after the fatigue did not change the latency, but there was a reduction of muscle contraction level, evidenced by the reduction in amplitude of the electromyographic signal. Still, there were no noticeable differences between the groups stability and instability and there was a higher activity of the peroneus brevis compared to longus. Therefore, it was concluded that the local neuromuscular control was compromised in fatigue situations, due to reduced activity level of the peroneus longus and brevis muscles.

Moreover, it was not possible to observe difference in muscle behavior between stable and unstable functionally ankles.

KEYWORDS: Muscle fatigue. Ankle sprain. Chronic ankle instability. Electromyography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora...	28
Figura 2 - Comportamento temporal – RMS (linha branca tracejada) – do sinal EMG em função do tempo de execução de um exercício isométrico.	29
Figura 3 - Exemplos de espectros de frequência obtidos através da transformada Rápida de Fourier em sinais EMG provenientes de contrações isotônicas.	30
Figura 4 - Evolução das frequências média (linhas pontilhadas) e mediana (linhas sólidas), em 100%, 80% e 60% da Contração Isométrica Voluntária Máxima.	30
Figura 5 - Plataforma simuladora.	32
Figura 6 - Ilustração da plataforma simuladora.	33
Figura 7 - Plataforma simuladora.	33
Figura 8 - Plataforma simuladora.	34
Figura 9 - Plataforma simuladora.	34
Figura 10 - Plataforma simuladora.	35
Figura 11 - Plataforma simuladora.	35
Figura 12 - Plataforma simuladora.	36
Figura 13 - Plataforma simuladora.	36
Figura 14 - Plataforma simuladora da entorse de tornozelo e indução da fadiga. Base (a); placas (b); eixos não paralelos (c); batente (d); pedal de acionamento (e); dispositivo de destravamento (f); sensor indutivo de presença (g); parafuso de referência para o sensor (h); célula de carga (i), faixa para prender os pés (j) e cabo de aço (k). São José dos Campos, 2015.	45
Figura 15 - Medidas da base da plataforma. São José dos Campos, 2015.	46
Figura 16 - Sensor indutivo de presença para determinação do início do movimento da placa da plataforma no momento da simulação da entorse do tornozelo.	46
Figura 17 - Célula de carga para mensuração e controle de força exercida durante o processo de indução da fadiga.	47
Figura 18 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga do lado esquerdo. São José dos Campos, 2015.	47
Figura 19 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga do lado direito. São José dos Campos, 2015.	48
Figura 20 - Ilustração do Teste de Gaveta Anterior para avaliação da integridade do ligamento talofibular anterior.	50

Figura 21 - Foto ilustrativa da colocação dos eletrodos no músculo fibular longo.....	51
Figura 22 - Foto ilustrativa da colocação dos eletrodos no músculo fibular curto.....	51
Figura 23 - Posicionamento e queda da plataforma para simulação da entorse de tornozelo. São José dos Campos, 2015.....	52
Figura 24 - Procedimento de indução da fadiga dos músculos fibulares curto e longo. São José dos Campos, 2015.	54
Figura 25 - Ilustração do feedback fornecido pelo EMG do nível de força exercida durante a CIVM. São José dos Campos, 2015.	54
Figura 26 - Ilustração do controle da intensidade da força durante o processo de indução à fadiga, para determinação do momento em que a fadiga foi considerada deflagrada. São José dos Campos, 2015.	55
Figura 27 - Ilustração da determinação da latência, entre o início da queda da plataforma e a atividade muscular acima de 3 DP do sinal basal. São José dos Campos, 2015.	56
Figura 28 - Ilustração da determinação do RMS, que representa a amplitude do sinal contida nos 200 ms após a queda da plataforma. São José dos Campos, 2015.....	56
Figura 29 - Ilustração da determinação do pico, que representa amplitude máxima do sinal nos 200 ms após a queda da plataforma. São José dos Campos, 2015.	57
Figura 30 - Ilustração da média da variável Frequência Mediana do músculo fibular longo de todos os indivíduos no decorrer do tempo durante a indução da fadiga. São José dos Campos, 2015.	61
Figura 31- Ilustração da média da variável Frequência Mediana do músculo fibular curto de todos os indivíduos no decorrer do tempo durante a indução da fadiga. São José dos Campos, 2015.	62
Figura 32 - Espectro de potência do sinal eletromiográfico inicial (traçado em preto) e após a fadigabilidade (traçado vermelho) por meio da análise da Frequência Mediana. São José dos Campos, 2015.	63
Figura 33 - Média e erro padrão da latência dos músculos fibular longo e curto, antes e depois da fadiga dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.	65
Figura 34 - Média e erro padrão do RMS dos músculos fibular longo e curto, antes e depois da fadiga dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.....	72
Figura 35 - Média e erro padrão do PICO dos músculos fibular longo e curto, antes e depois da fadiga dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Latência do músculo fibular longo em tornozelos estáveis e instáveis após a simulação da entorse do tornozelo.....	38
Tabela 2 - Valores de média e desvio padrão da idade, massa corporal, altura e CAIT dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.	50
Tabela 3 - Descrição dos Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) da latência, RMS e pico com seus p-valores correspondentes. São José dos Campos, 2015.....	59
Tabela 4 - Descrição da mediana da latência representada em milissegundos (ms) dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.....	64
Tabela 5 – Diferença percentual da latência e seus respectivos p-valores na comparação antes e depois da fadiga. São José dos Campos, 2015.....	66
Tabela 6 – Diferença percentual e p-valores da latência na comparação entre o músculo fibular curto e longo. São José dos Campos, 2015.....	68
Tabela 7 - Descrição da mediana do RMS representado pela %CIVM dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.	70
Tabela 8 - Descrição da mediana do Pico representado pela %CIVM dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.	71
Tabela 9 – Diferença percentual do RMS na comparação antes e depois da fadiga e seus respectivos p-valores. São José dos Campos, 2015.....	73
Tabela 10 – Diferença percentual do PICO na comparação antes e depois da fadiga e seus respectivos p-valores. São José dos Campos, 2015.....	73
Tabela 11 – Diferença percentual do RMS quando comparados os músculos fibulares curto e longo e seus respectivos p-valores. São José dos Campos, 2015.....	74
Tabela 12 – Diferença percentual e os correspondentes p-valores do PICO quando comparados os músculos fibulares curto e longo. São José dos Campos, 2015.	75
Tabela 13 – Diferença percentual e os correspondentes p-valores da latência, RMS e pico, quando comparados os grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.....	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAIT	Cumberland Ankle Instability Tool
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
DP	Desvio Padrão
EMG	Eletromiografia – Eletromiográfico
FC	Fibular Curto
FL	Fibular Longo
GE	Grupo Estabilidade
GI	Grupo Instabilidade
ICC	Coefficiente de Correlação Intraclasse
ICT	Instabilidade Crônica do Tornozelo
IFT	Instabilidade Funcional do Tornozelo
IMT	Instabilidade Mecânica do Tornozelo
IPAQ	International Physical Activity Questionarie
PSD	Power Spectral Density
RMS	Root Mean Square
SENIAM	Surface EMG of the Non-Invasive Assessment of Muscle
SNC	Sistema Nervoso Central

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
1.1 OBJETIVOS	20
1.2 HIPÓTESE	20
2 REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1 ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO	23
2.2 INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO.....	25
2.3 FADIGA MUSCULAR.....	26
2.4 A UTILIZAÇÃO DE PLATAFORMAS SIMULADORAS.....	31
2.5 COMPORTAMENTO MUSCULAR MEDIANTE A SIMULAÇÃO DA ENTORSE DE TORNOZELO	37
3 MATERIAIS E MÉTODO	44
3.1 INSTRUMENTOS.....	44
3.1.1 Plataforma simuladora da entorse e indutora da fadiga	44
3.1.1.1 Sensor indutivo de presença	46
3.1.1.2 Célula de carga	47
3.1.2 Eletromiógrafo	48
3.2 AMOSTRA.....	48
3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	50
3.4 TRATAMENTO MATEMÁTICO E DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANALISADAS.....	55
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	57
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
4.1 ANÁLISE DA CONFIABILIDADE E REPRODUTIBILIDADE.....	59
4.2 CARACTERIZAÇÃO DA FADIGA	60
4.3 COMPORTAMENTO MUSCULAR.....	63
4.3.1 Latência	63
4.3.1.1 Antes versus depois da fadiga	64
4.3.1.2 Fibular curto versus fibular longo	68
4.3.2 Root Mean Square e Pico	69
4.3.2.1 Antes versus depois da fadiga	70
4.3.2.2 Fibular curto versus fibular longo	74
4.3.3 Grupo Estabilidade versus Grupo Instabilidade	76

5 LIMITAÇÕES	81
6 CONCLUSÃO	82
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	100
ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	102
ANEXO C - QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO	104
ANEXO D - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)	106
ANEXO E - CUMBERLAND ANKLE INSTABILITY TOOL (CAIT)	107
ANEXO F - ROTINA MATEMÁTICA PARA DETERMINAR A LATÊNCIA, RMS E PICO	108
ANEXO G - ROTINA MATEMÁTICA PARA DEFINIR A FREQUÊNCIA MEDIANA	112

1 INTRODUÇÃO

As lesões do complexo tornozelo-pé ocorrem frequentemente nas atividades de vida diária (BRIDGMAN et al., 2003; WATERMAN et al., 2010; WILLEMS et al., 2005) e sobretudo durante a prática esportiva (FONG et al., 2007; WILLEMS et al., 2005), sendo que a entorse lateral representa a maior parcela de lesões desta articulação (WOLFE et al., 2001). Embora os sintomas agudos possam se resolver rapidamente, muitos indivíduos relatam persistência de dor e instabilidade (FONG et al., 2009; VAN RIJN et al., 2008). Este quadro perdurável tem sido associado a um aumento do risco de osteoartrite e degeneração articular (BUCKWALTER; SALTZMAN; BROWN, 2004). Logo, a alta incidência de entorses de tornozelo, associado com as suas consequências, são indicadores de como este problema pode ocasionar um grande impacto na população em geral (NORONHA et al., 2008), o que demonstra a importância em entender os fatores que contribuem para ocorrência deste tipo de lesão.

A entorse lateral é uma lesão que ocorre essencialmente nas fases finais de um treino ou competição (GABBET, 2000; MAFFULLI; FERRAN, 2008; WOODS et al., 2003). A fadiga muscular, neste contexto, pode agir como um fator limitante do desempenho físico, já que reduz a capacidade do sistema neuromuscular de gerar força (BOYAS; GUEVEL, 2011) e pode afetar o controle da estabilidade local (ABD-ELFATTAH; ABDELAZEIM; ELSHENNAWY, 2015). Tal concepção propicia estabelecer uma relação entre o evento da entorse e a fadiga.

A literatura sugere que fatores como a altura, massa corporal, história prévia de lesão no tornozelo, frouxidão ligamentar (BEYNNON; MURPHY; ALOSA, 2002; HERTEL, 2000), força muscular diminuída (HARTSELL; SPAULDING, 1999), atraso no tempo de reação dos músculos fibulares (BRUNT et al., 1992; KARLSSON et al., 1992), somados a gênero e fadiga (WILSON; MADIGAN, 2006) são elementos de risco para o desenvolvimento das entorses. Nesta perspectiva, a fadiga se sobressai como um dos fatores etiológicos menos compreendidos (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009; WILSON; MADIGAN, 2006; ZWARTS, 2008).

A fadiga pode afetar o controle dos estabilizadores dinâmicos da articulação do tornozelo alterando a capacidade de músculos da região, tais como os fibulares, de gerar torque eversor (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009), o qual é responsável por proteger o complexo tornozelo-pé do principal mecanismo de lesão local, a inversão associada à flexão plantar (FONG et al., 2007; RIFAT; MCKEAG, 1996).

Com objetivo de analisar tal suposição, estudos têm verificado a interferência da fadiga na entorse de tornozelo, por meio da análise de variáveis oriundas do sinal eletromiográfico.

Silva et al. (2006) analisaram o efeito da fadiga sobre a latência dos músculos fibulares, através de um protocolo de contrações dinâmicas concêntricas com resistência elástica. Encontraram resultados distintos, ou seja, o aumento da latência após a indução da fadiga em voluntários sadios do sexo masculino.

Outro estudo analisou a influência da fadiga sobre a latência dos músculos fibulares curto e longo de voluntários de ambos os sexos portadores de tornozelos estáveis. A fadiga foi induzida por meio de contrações concêntricas realizadas em um dinamômetro isocinético. A latência não foi alterada pela fadiga (WILSON; MADIGAN, 2007).

Em um experimento semelhante ao anterior, em que a fadiga foi induzida por meio de contrações excêntricas, diferentemente dos resultados dos demais estudos, houve redução da amplitude do sinal eletromiográfico e da latência dos músculos fibulares curto e longo após a fadiga (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009).

Rodrigues et al. (2015), recentemente avaliaram o comportamento dos músculos fibulares curto e longo em condições de fadiga, induzida de forma concêntrica e isométrica, controlada por um transdutor de força. A partir deste protocolo verificaram que após a fadiga não houve alteração da latência, no entanto, ocorreu uma redução da amplitude do sinal eletromiográfico em ambos os músculos de voluntários saudáveis.

É possível observar na literatura diferentes estudos que investigam o comportamento dos músculos que envolvem a articulação do tornozelo em diversas condições (CHAN et al., 2008; DIAS et al., 2011; JAIN; WAUNEKA; LIU, 2014). Contudo, pouco se sabe como estes se desempenham em situações de fadiga (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009; SILVA et al., 2006; WILSON; MADIGAN, 2006). Além do mais, nota-se ampla utilização de plataformas simuladoras de entorse de tornozelo (BENESCH et al., 2000; CHAN et al., 2008; EECHAUTE et al., 2009; MYERS et al., 2003; MCLODA; HANSEN, 2005; SEFTON et al., 2007; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002), entretanto em poucos estudos o equipamento permitiu o movimento em mais de um eixo (BHASKARAN et al., 2015; CHAN et al., 2008; EBIG et al., 1997; EECHAUTE et al., 2007; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002).

Em vista disso, nenhum experimento verificou o comportamento muscular em condições de fadiga, mediante a simulação da entorse de tornozelo em uma plataforma que admitisse o movimento combinado de inversão e flexão plantar e comparou indivíduos com e sem estabilidade de tornozelo, como o presente estudo propõe. À medida que o complexo articular do tornozelo não é composto por uma única articulação e o movimento ocorre ao

redor de três eixos (HERTEL, 2002), é muito importante a utilização de instrumentos que permitam maior liberdade de movimento, de forma que o experimento se aproxime ao máximo da circunstância real.

Deste modo, devido ao alto índice de lesões por entorse do complexo tornozelo-pé em flexão plantar e inversão (FONG et al., 2007; RIFAT; MCKEAG, 1996; SAMMARCO; HOCKERNBURY, 2003), especialmente na fase final de um jogo (GABBET, 2000; MAFFULI; FERRAN, 2008; WOODS et al., 2003), associados à escassez do assunto e às controvérsias geradas pela literatura existente, este estudo tem como foco analisar o comportamento dos músculos fibulares curto e longo mediante a fadiga durante a entorse lateral de tornozelo.

A partir de tais resultados pode-se definir estratégias preventivas e terapêuticas fundamentadas na repercussão da fadiga sob a latência e intensidade da ativação muscular, o que poderá contribuir para redução de entorses de tornozelo iniciais ou em recidivas.

1.1 OBJETIVOS

Analisar o efeito da fadiga sob o comportamento dos músculos fibular curto e longo, por meio da observação de variáveis oriundas do sinal eletromiográfico, a latência, o Root Mean Square e pico de amplitude, mediante a simulação da entorse de tornozelo em inversão e flexão plantar. E ainda, comparar indivíduos com estabilidade e instabilidade de tornozelo.

1.2 HIPÓTESE

Uma vez que a fadiga pode alterar os mecanismos de controle neuromuscular local e modificar o nível de estabilidade articular, sugere-se que a mesma desempenhe um papel significativo na ocorrência de lesões por entorse lateral do tornozelo. Assim, espera-se que ocorra um aumento da latência associado com uma menor intensidade de contração dos músculos fibulares curto e longo após a fadiga. Acredita-se ainda, que tais características estarão mais acentuadas nos indivíduos com tornozelos instáveis quando comparados aos estáveis.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A estabilidade articular é a capacidade de manter ou retornar rapidamente para o posicionamento adequado na sequência de uma perturbação (RIEMANN; LEPHART, 2002). A sua manutenção é mediada pelo sistema sensório-motor por meio de uma combinação de controles feedforward (processo que prepara o sistema para o próximo comando motor) e de feedback (processo contínuo de obtenção de informações através das vias aferentes e é regulado principalmente a partir de experiências anteriores). Tanto a propriocepção quanto a rigidez muscular utilizam esses controles para facilitar a adoção de padrões adequados, e mais importante, proteger contra lesões (DOCHERTY et al., 2006).

A propriocepção é considerada um componente do sistema sensório-motor, é a sensação recebida a partir de receptores periféricos, os denominados mecanorreceptores (fusos musculares, receptores articulares, receptores cutâneos, órgãos tendíneos de Golgi), que fornecem informações sobre a posição, força e peso do membro (LEPHART et al., 1997).

A rigidez muscular oferece a primeira linha de defesa na sequência de uma perturbação e é dependente do nível de ativação muscular, ou o número de ligações actina e miosina, no momento do evento perturbador (HUSTON; GREENFIELD; WOJTYŚ, 2000). Os reflexos também demonstram aumentar a rigidez muscular (JOHANSSON; SJOLANDER; SOJKA, 1991).

A estabilidade local se faz através da congruência articular e de estabilizadores estáticos (fáscia, cápsula, ligamentos) e dinâmicos (músculos). O tornozelo por sua vez é caracterizado por ser um conjunto complexo, cujas principais articulações são: a talocrural, subtalar e sindesmose tibiofibular distal. Os estabilizadores estáticos laterais do tornozelo são os ligamentos talofibular anterior e posterior e, calcâneo-fibular. Os estabilizadores estáticos mediais são principalmente o ligamento deltoide, superficial e profundo (SAMMARCO; HOCKERNBURY, 2003). Os músculos, que são os estabilizadores dinâmicos, estão dispostos em compartimento anterior, cujo principal é o tibial anterior, lateral onde se encontram o fibular curto e o longo, e o posterior que aloja o gastrocnêmio, sóleo e plantar, além do tibial posterior (SPENCE, 1991).

A entorse frequentemente incide com uma combinação de flexão plantar e inversão (HERTEL, 2002), nesta circunstância a articulação talocrural fica em condições em que a estabilidade óssea é perdida e ocorre uma inversão da articulação subtalar em que o ponto de contato entre o pé e a superfície do solo se move medialmente ao eixo (STORMONT et al., 1985). Com o complexo tornozelo-pé nesta posição vulnerável há um estiramento das

estruturas laterais e, dependendo da magnitude da força de compressão e o contato das superfícies articulares, pode causar ferimentos nos ligamentos laterais e cápsula articular (KONRADSEN, 2002).

Segundo Sitler et al. (1994) os estabilizadores dinâmicos são responsáveis pela diminuição de 50% da incidência de entorses, sendo que os músculos fibulares curto e longo são as primeiras e mais importantes estruturas musculares que atuam na prevenção da entorse lateral. O controle ativo destes músculos pode ser avaliado através da medição de força muscular ou da velocidade de reflexo durante a inversão súbita do tornozelo (KONRADSEN, 2002).

À vista disto, o sistema sensório-motor age para regular tanto a propriocepção quanto a rigidez muscular. Postula-se que a desaferência parcial, ou danos aos mecanorreceptores e fibras nervosas, que ocorrem após a lesão do tornozelo (FREEMAN, 1965), causam uma alteração no controle neuromuscular local e justifica os sintomas persistentes caracterizando a Instabilidade Crônica do Tornozelo (ICT), que por definição são “crises repetidas de instabilidade lateral resultando em numerosas entorses” (HERTEL, 2002).

A fadiga por sua vez também pode afetar o controle neuromuscular, e prejudicar o nível de estabilidade local, o que sugere que a mesma desempenhe um papel significativo na ocorrência de lesões no tornozelo inicial ou em recidivas (GRIBBLE; HERTEL, 2004; HUSTON et al., 2005; OCHSENDORF; MATTACOLA; ARNOLD, 2000; PASQUET et al., 2000). Muitos pesquisadores têm documentado alterações no sistema de feedback neuromuscular de articulações em que os músculos estão fadigados (GRIBBLE; HERTEL, 2004; HARKINS et al., 2005; OCHSENDORF; MATTACOLA; ARNOLD, 2000; PASQUET et al., 2000).

Desta forma, a partir da introdução sobre o complexo articular do tornozelo-pé, a estabilidade local e as estruturas envolvidas no controle sensório-motor, esta revisão tem como objetivo justificar e embasar o procedimento experimental adotado no presente estudo. Inicialmente serão abordados os dados epidemiológicos e os fatores de risco da entorse lateral de tornozelo; em seguida os aspectos da ICT e suas subclassificações; a utilização de plataformas simuladoras para analisar entorses de tornozelo; as particularidades e métodos de análise da fadiga muscular; finalizando com os resultados encontrados na literatura a respeito do comportamento muscular durante a simulação da entorse de tornozelo.

2.1 ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO

Entorses de tornozelo são muito comuns, não só na população esportiva (FONG et al., 2007; WILLEMS et al., 2005), mas também na comunidade em geral (BRIDGMAN et al., 2003; WATERMAN et al., 2010; WILLEMS et al., 2005). Muitos dos indivíduos com um episódio inicial de lesão desenvolverão instabilidade crônica do tornozelo (VAN RIJN et al., 2008).

Estima-se que a taxa de incidência de entorse do tornozelo na população em geral é de cinco a sete a cada 1.000 pessoas por ano (BRIDGMAN et al., 2003), com um pico de incidência entre 15 e 19 anos de 7,2 a cada 1.000 cidadãos (WATERMAN et al., 2010). Em todo o mundo, ocorre cerca de uma entorse de tornozelo a cada 10.000 pessoas por dia, e um número estimado de dois milhões de entorses agudas ocorrem a cada ano somente nos Estados Unidos, onde tal padrão de lesão resulta em um custo anual de dois bilhões de dólares (WATERMAN et al., 2010). No Reino Unido é responsável por entre 3% a 5% de todos os atendimentos do Departamento de Emergência, correspondente a uma incidência de 5.600 casos por dia (COOKE et al., 2003). Já na França estima-se uma incidência diária de 6.000 e um custo avaliado em cerca de 1,2 milhões de euros (AHO; FASCIA; GISSELMANN, 1995).

Na realidade, o custo real deste tipo de lesão é muito difícil de ser avaliado, uma vez que os itens de despesas são numerosos: entorses agudas (consultas, exames de imagem, médico, tratamento cirúrgico, licença médica) (LAMB et al., 2009) e suas sequelas podem gerar nova consulta médica, tratamento medicamentoso, reabilitação, custos sócio profissionais (afastamento do trabalho), implicando também em repetições de entorse com suas respectivas despesas, tendo em vista o grande risco de recidiva nos primeiros 12 meses após o trauma inicial (HUPPERETS; VERHAGEN; VAN MECHELEN, 2009).

Dados publicados apontam que a articulação do tornozelo é o segundo local do corpo mais comumente ferido nos esportes, sendo que a entorse é a lesão mais frequentemente encontrada (FONG et al., 2007). De todas as lesões de tornozelo no esporte, 84% são entorses em inversão e flexão plantar (FONG et al., 2007; RIFAT; MCKEAG, 1996). Até 20% destas pessoas irão experimentar sintomas persistentes tais como instabilidade do tornozelo e entorses recorrentes (FONG et al., 2009). Outros autores apontam que entorses recorrentes são relatadas por mais de 70% dos pacientes que sofreram lesão prévia. (BRAUN, 1999; YEUNG et al., 1994).

Este tipo de lesão é responsável por entre 11% e 12% de todas as lesões do hóquei, futebol de campo, basquete e vôlei, com uma incidência cumulativa de 3,9 e 4,9 entorses por

1.000 horas de exposição (DOHERTY et al., 2014). Um estudo avaliou a ocorrência de lesões por entorse de tornozelo em 91 clubes de futebol inglês, observaram que 77% das lesões foram de entorse lateral e que 138 dias e um total de 2.033 horas foram perdidas por conta do traumatismo (WOODS et al., 2003).

No Brasil existe uma escassez de dados epidemiológicos sobre lesões de tornozelo, especialmente a respeito de entorses. As publicações são relacionadas principalmente à prática esportiva. Luciano e Lara (2011) avaliaram todos os pacientes atendidos em um pronto socorro municipal com queixa de dor e lesões de tornozelo, concluíram que a entorse lateral foi significativamente o tipo de lesão mais encontrada e que o futebol foi o esporte responsável pela maior incidência. Outro estudo demonstrou que esta é a lesão mais prevalente em atletas de basquete de alto nível do gênero masculino (MOREIRA; GENTIL; OLIVEIRA, 2003) e, principal diagnóstico entre atletas da mesma modalidade do gênero feminino (SILVA; ABDALLA; FISBERG, 2007).

Fatores de risco para a entorse de tornozelo propostos, incluem: história de entorse anterior, altura e massa corporal, frouxidão ligamentar, instabilidade funcional, aumento da oscilação postural unilateral, além de evidências crescentes da influência do gênero e fadiga (BEYNNON; MURPHY; ALOSA, 2002; HERTEL, 2000). Outros fatores descritos são força muscular diminuída (HARTSELL; SPAULDING, 1999), redução da propriocepção (KONRADSEN; OLESEN; HANSEN, 1998) e atraso no tempo de reação dos músculos fibulares (BRUNT et al., 1992; KARLSSON et al., 1992).

A entorse lateral de tornozelo (FONG et al., 2007; RIFAT; MCKEAG, 1996), leva a um tensionamento dos ligamentos laterais, o que pode acarretar em lesão destas estruturas ou o que mais frequentemente acontece é que tais estruturas permanecem intactas e o que está presente são alterações no mecanismo sensório-motor (HILLER et al., 2011), o que conduz a sintomas como: falseio do tornozelo (TROPP, 2002), dor, inchaço, perda de força (KAMINSKI; HARTSELL, 2002), entorses recorrentes (HUBBARD et al., 2007; VAES; VAN GHELUWE; DUQUET, 2001) e instabilidade funcional (MONAGHAN; DELAHUNT; CAULFIELD, 2006; TROPP, 2002). Tais problemas podem persistir por décadas (LOFVENBERG; KARRHOLM; LUND, 1994).

2.2 INSTABILIDADE CRÔNICA DO TORNOZELO

Instabilidade crônica do tornozelo é o termo global usado para classificar os sintomas persistentes da entorse inicial (DELAHUNT et al., 2010; GRIBBLE et al., 2013; GRIBBLE et al., 2014), sendo que queixas residuais como episódios de falseio e sentimentos de instabilidade articular do tornozelo devem estar presentes por no mínimo um ano após a entorse inicial (DELAHUNT et al., 2010).

A literatura aponta que há uma maior prevalência ICT entre homens do que em mulheres e que existe uma associação proporcional entre ICT e índice de massa corporal e estatura (HERSHKOVICH et al., 2015).

Originalmente a ICT é subdividida em dois grupos, classificados de acordo com a presença de instabilidade mecânica do tornozelo (IMT) ou instabilidade funcional do tornozelo (IFT) e quando estas duas características coexistem um terceiro grupo surge. Tais grupos podem ou não estarem associados a entorses recorrentes (HERTEL, 2002), que por definição “são no mínimo duas entorses de tornozelo lateral agudas no mesmo membro inferior e isso não estar associado a episódios frequentes de falseio e sentimentos de instabilidade articular do tornozelo” (DELAHUNT et al., 2010).

A IMT é universalmente definida como uma frouxidão ligamentar patológica do complexo tornozelo-pé (HERTEL, 2002; TROPP, 2002), devido a danos estruturais aos tecidos ligamentares que suportam a articulação (HERTEL, 2000). Como resultado, a amplitude de movimento articular está além do limite fisiológico (DELAHUNT et al., 2010). Pode ser mensurada seja por exame clínico ou imagens dinâmicas, bem como mobilidade artrocinemática (YARD et al., 2008). A inclinação do tálus e gaveta anterior são exames manuais positivos (MARTIN et al., 2008). Baumhauer et al. (1995), sugeriram a utilização do teste de gaveta anterior, no qual o indivíduo deve permanecer sentado com flexão de joelho à 90° e 10° de flexão plantar e o mesmo avaliador realizar os testes. Em uma escala de quatro pontos, hipomobilidade foi definida como zero, faixa normal como um ou dois, e severamente relaxado e mecanicamente instável como três. Por meio de tal procedimento, encontraram alto coeficiente de correlação ($R > 0,76$) pré e pós-temporada dos atletas. O elevado nível de correlação e significância ($p < 0,05$) admitem que esta é uma medida confiável.

A IFT refere-se a uma situação em que os sujeitos relatam experimentar frequentes episódios de falseio e sentimentos de instabilidade articular do tornozelo (DELAHUNT et al., 2010). Danos no sistema de propriocepção são pensados ser a principal causa de instabilidade funcional após lesões no tornozelo (LIU; JENG; LEE, 2005), pois pode levar a um atraso da

atividade muscular protetora e a perda da consciência postural e estabilidade articular (CLARK; BURDEN, 2005; LOFVENBERG et al., 1995).

Recentemente, foram desenvolvidos questionários para quantificar IFT (DOCHERTY et al., 2006; HILLER et al., 2006). Hiller et al. (2006) desenvolveram o questionário Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT), o qual separa os indivíduos em dois grupos: aqueles com e sem IFT; este instrumento é útil tanto na prática clínica como em ambientes de pesquisa, para selecionar grupos mais homogêneos. É uma ferramenta simples, confiável e válida para discriminar e medir a gravidade da IFT. Este é composto por nove itens estruturados de modo a que a sensação de instabilidade é relatada para diferentes tipos de atividades como corrida, salto, caminhada e descer escadas. Os nove itens geram um total de pontuação de zero a trinta para cada um dos pés, em que zero representa o pior resultado possível, ou seja, a instabilidade é grave, e trinta é o melhor resultado possível, ou seja, a estabilidade normal. A IFT foi definida como uma pontuação menor ou igual a 27 (HILLER et al., 2006). Noronha (2008) validou culturalmente a versão em inglês do CAIT para a língua portuguesa.

Devido à quantidade de tempo significativo perdido no esporte, trabalho e atividades de lazer, a investigação sobre os fatores que contribuem para as lesões do tornozelo é muito importante (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009). Assim, o presente estudo optou por investigar grupos com estabilidade e IFT, já que esta é avaliada como a incapacidade residual mais comum e grave após a entorse inicial (KARLSSON et al., 1992). Para isso, foi utilizado o instrumento CAIT de maneira a separar tais grupos e formar uma amostra homogênea.

2.3 FADIGA MUSCULAR

A fadiga desempenha um papel significativo na ocorrência de lesões no complexo tornozelo-pé (GRIBBLE; HERTEL, 2004; HUSTON et al., 2005; OCHSENDORF; MATTACOLA; ARNOLD, 2000; PASQUET et al., 2000), o que aponta a importância de compreender melhor este fator de risco. Estudos epidemiológicos constataram que 71% das lesões do rugby ocorrem na segunda metade dos jogos (GABBETT, 2000), que 48% das lesões ocorridas no futebol são no último terço da primeira e segunda metade das partidas (WOODS et al., 2003) e que 47% das lesões do hóquei ocorreram após cinco minutos de um período (PINTO et al., 1999).

A fadiga muscular pode ser definida como uma redução da capacidade na manutenção de um nível esperado de força durante um exercício (DIMITROVA; DIMITROV, 2003; MCCOMAS, 1996; SOGAARD et al., 2006). Esta definição é pragmática, amplamente aceita e permite a quantificação da fadiga muscular (WILLEMS; PONTE, 2013). É considerada um fenômeno complexo que envolve processos fisiológicos que ocorrem em estruturas a partir do córtex motor até as proteínas contráteis do músculo, sua origem pode ser dividida nas seguintes categorias: central e periférica (BOYAS; GUÉVEL, 2011).

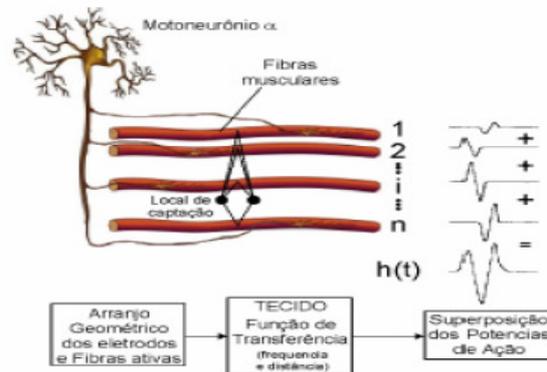
A fadiga central é caracterizada por distúrbios na transmissão neuromuscular entre o Sistema Nervoso Central e a membrana muscular (GIANNESINI; CAZZONE; BENDAHAN, 2003; SCHILLINGS et al., 2003), é determinada como um estado no qual as ações e cognições necessitam de um aumento do esforço ou performance, que é interrompido sem evidências de redução dos fatores motores periféricos (MORGAN et al., 2006), isso ocorre devido à diminuição do número de recrutamento de unidades motoras e sua taxa de disparo (BOYAS; GUEVEL, 2011).

Já a fadiga periférica incide de alterações intrínsecas dos músculos, com a ocorrência de eventos neurais, mecânicos ou energéticos (FITTS, 1996), o que incluem mudanças na transmissão neuromuscular e na propagação do potencial de ação e diminuição na força contrátil das fibras musculares (BOYAS; GUEVEL, 2011).

Assim, a fadiga muscular pode gerar uma variação na propriocepção (GURNEY; MILANI; PEDERSEN, 2000) e no controle motor (MYERS et al., 1999), e é habitualmente influenciada pela idade (PAGALA et al., 1998) e gênero dos sujeitos (PINCIVERO et al., 2000).

Durante uma contração fadigante muitas mudanças biológicas ocorrem, tais como o aumento da concentração de metabólitos, alterações na velocidade de condução da fibra muscular e no número de unidades motoras que são recrutadas (ADAM; DE LUCA, 2005). A unidade motora (Figura 1) é o elemento funcional que produz o movimento muscular, compreende um neurônio motor no corno anterior da medula espinhal e as fibras musculares inervadas por seu axônio. O Sistema Nervoso Central (SNC) controla a força muscular, modificando a atividade das unidades motoras (DUCHAUTEAU; SEMMLER; ENOKA, 2006).

Figura 1 - Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora.



Fonte: Adaptado de De Luca (1997).

Muitas destas alterações biológicas são tradicionalmente usadas para determinar o estado de fadiga, e essas mudanças podem ser mensuradas utilizando várias técnicas: as concentrações de metabólitos são obtidas através da análise de amostras de sangue ou biópsias musculares, além disso, mudanças na velocidade de condução ou no número de unidades motoras recrutadas ou suas taxas de disparo podem ser medidas usando a eletromiografia (EMG) (IZAL-GONZÁLEZ et al., 2012). Por exemplo, uma consequência da contração muscular é o aumento da concentração de ácido lático, que é responsável por alterações no pH intracelular. Como resultado, a velocidade de condução da fibra muscular diminui, mudando diretamente a forma de onda do potencial de ação da unidade motora e finalmente as propriedades da EMG de superfície (CIFREK et al., 2009).

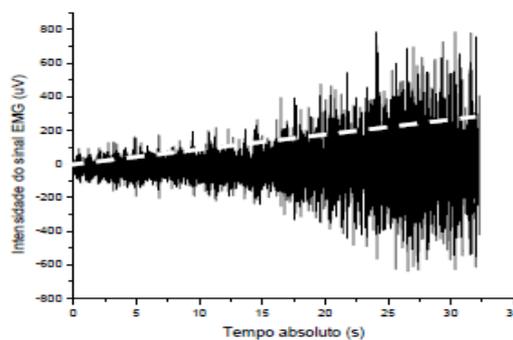
Os parâmetros EMG usados para avaliar a fadiga muscular têm sido extensivamente estudados (CIFREK et al., 2009; MERLETTI; PARKER, 2004). A natureza não invasiva desta abordagem parece ser particularmente atraente em áreas como ergonomia e biomecânica. Sua principal vantagem, portanto, a este respeito são: (1) não invasivo, (2) a monitorização da fadiga em tempo real durante a execução de tarefas definidas, (3) capacidade de monitorar um determinado músculo e (4) correlação com mudanças bioquímicas e fisiológicas (CIFREK et al., 2009).

Habitualmente os sinais EMG são analisados por meio de suas características no domínio do tempo e frequência (CIFREK et al., 2009).

No domínio do tempo a variável usualmente utilizada é o Root Mean Square (RMS), que fornece informações sobre a amplitude do sinal eletromiográfico (DE LUCA, 2006), característica que normalmente é afetada pelo processo da fadiga (GIANNESINI; CAZZONE; BENDAHAN, 2003; ROGERS; MACISSAC, 2013; SCHILLINGS et al., 2003). Tem sido proposto que a resposta dos músculos à fadiga, durante um exercício submáximo, se traduz

em um aumento do número de unidades motoras recrutadas e/ou na sua sincronização, de forma a compensar a redução da capacidade de gerar força pelas unidades motoras (MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993). Estas características são manifestadas por um aumento da amplitude do sinal EMG (Figura 2) (KALLENBERG et al., 2007; LOWERY; O'MALLEY, 2003).

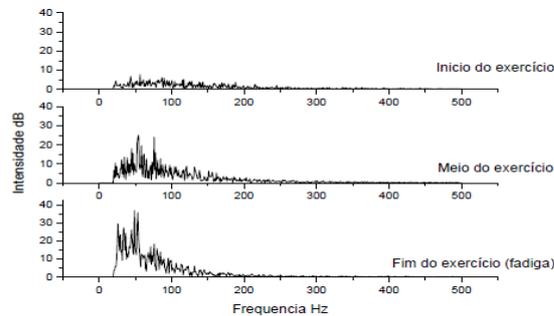
Figura 2 - Comportamento temporal – RMS (linha branca tracejada) – do sinal EMG em função do tempo de execução de um exercício isométrico.



Fonte: Adaptado Moritani et al. (2005).

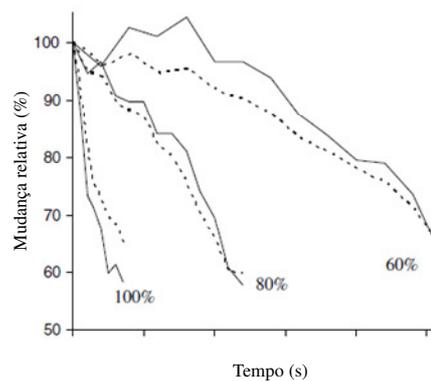
No domínio da frequência a Transformada Rápida de Fourier é uma técnica amplamente utilizada para a obtenção da densidade do espectro de potência do sinal (DE LUCA, 2006; IZAL-GONZÁLEZ et al., 2012). Stulen e De Luca (1981) identificaram que os parâmetros relacionados às frequências média e mediana foram encontrados ser os mais confiáveis. A literatura descreve que nos músculos fadigados durante uma atividade submáxima ocorre uma compressão do espectro de potência no sentido de frequências mais baixas (Figuras 3,4) (CIFREK et al., 2009; KALLENBERG et al., 2007; RAVIER et al., 2005), que se acredita ser devido principalmente a um decréscimo na velocidade de condução da fibra muscular, como consequência do acúmulo de metabólitos e da redução do pH intracelular (BRODY et al., 1991; MASUDA et al., 1999). Dentre estas variáveis a frequência mediana é mais indicada para analisar a fadiga muscular por ser menos sensível aos ruídos, e mais sensível aos processos bioquímicos e fisiológicos que ocorrem dentro dos músculos durante as contrações sustentadas (STULEN; DE LUCA, 1981).

Figura 3 - Exemplos de espectros de frequência obtidos através da transformada Rápida de Fourier em sinais EMG provenientes de contrações isotônicas.



Fonte: Adaptado de Azevedo (2003).

Figura 4 - Evolução das frequências média (linhas pontilhadas) e mediana (linhas sólidas), em 100%, 80% e 60% da Contração Isométrica Voluntária Máxima.



Fonte: Adaptado Dimitrova et al. (2009).

A identificação da fadiga muscular tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas (KAY et al., 2000) e contrações dinâmicas (OLIVEIRA et al., 2005), pois ambos os exercícios alteram a eficácia dos estímulos sensoriais e da saída motora do controle postural (PAILLARD, 2012).

No presente estudo, optou-se pela utilização da contração isométrica baseada na contração isométrica voluntária máxima (CIVM) (VOLLESTAD, 1997), considerando que durante contrações isométricas não há movimento, conseqüentemente existe uma menor interferência em relação a contrações dinâmicas no sinal EMG (IZAL-GONZÁLEZ et al., 2012). Além disso, o exercício muscular localizado estimula fortemente o sistema neuromuscular (PAILLARD, 2012).

Optou-se ainda por utilizar o método da Frequência Mediana para caracterizar a presença da fadiga, este parâmetro é bem documentado para avaliar e analisar a fadiga,

especialmente em condições de contração isométrica, como na presente pesquisa (DE LUCA, 2006; GIANNESINI; CAZZONE; BENDAHAN, 2003; IZAL-GONZÁLEZ et al., 2012; ROGERS; MACISSAC, 2013).

Os músculos que passarão pelo processo de indução da fadiga são os fibulares curto e longo. Aliás, sabe-se que a fraqueza ou fadiga do complexo fibular pode predispor a presença da ICT (MARTIN et al., 2008), além de déficits proprioceptivos que favorecem a instalação IFT (HOPKINS et al., 2009; KONRADSEN; RAVN, 1991; SANTILLI et al., 2005). Apesar da relação da fadiga e o surgimento de lesões no complexo do tornozelo, poucos estudos analisaram as mudanças que a mesma gera na latência muscular (LAM; GY; CHIEN, 2002).

2.4 A UTILIZAÇÃO DE PLATAFORMAS SIMULADORAS

Para avaliar o controle sensorio motor do tornozelo uma série de métodos foram utilizados. No entanto, com base nas considerações sobre a estabilidade do tornozelo já mencionadas, parece ser mais razoável a utilização de testes que medem principalmente as reações reflexas de forma a quantificar a capacidade dos sujeitos para neutralizar torques de inversão do tornozelo (KONRADSEN, 2002).

A reação sensorio-motora ao movimento abrupto do tornozelo, quando um torque de inversão ameaça causar danos para as estruturas laterais, parece ser consistente (KONRADSEN; VOIGT; HOJSGAARD, 1997). Esta reação é uma combinação de resposta muscular periférica e estratégia de movimento de centros superiores (KONRADSEN, 2002).

Em geral, o controle neuromuscular no circuito aberto fundamenta-se na antecipação, ou seja, na ativação muscular antes do início do estímulo (PIJNENBURG et al., 2003). No tornozelo, esta consiste na ativação da musculatura em torno da articulação para controlar a estabilidade dinâmica. Por outro lado, o controle do circuito fechado na articulação do tornozelo é baseado em um arco reflexo iniciado após o estímulo aos mecanorreceptores do complexo ligamentar lateral (PIJNENBURG et al., 2003). Quando o complexo tornozelo-pé forçadamente realiza o movimento de inversão, envia um sinal aferente para medula espinhal, seguido por um sinal eferente enviado pelo neurônio motor aos fusos musculares nos fibulares, estimulam o estiramento dos fusos, o que resulta finalmente em uma contração muscular para se opor ao movimento lesivo (STIELL et al., 1992).

Muitos pesquisadores têm estudado este reflexo, ou seja, a latência muscular (BECHER et al., 2010; PIJNENBURG et al., 2003; RIEMANN; LEPHART, 2002), que no complexo

articular do tornozelo são especialmente os fibulares curto e longo (KONRADSEN, 2002). Para esta investigação a fim de estudar tanto o comportamento muscular quanto a cinemática do tornozelo durante a entorse, plataformas de inversão têm sido utilizadas em vários estudos (BENESCH et al., 2000; CHAN et al., 2008; EECHAUTE et al., 2009; MCLODA; HANSEN, 2005; MYERS et al., 2003; SEFTON et al., 2007; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002), entretanto poucos experimentos desenvolveram um equipamento que permitia o movimento combinado com a flexão plantar (BHASKARAN et al., 2015; CHAN et al., 2008; EBIG et al., 1997; EECHAUTE et al., 2007; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002).

Na literatura pode-se observar a construção e utilização de dispositivos com diversos modelos, ângulos de inclinação, mecanismos de acionamento e forma de disparo do início da simulação da entorse de tornozelo.

Ebig et al. (1997) utilizaram uma plataforma com ângulo máximo de 20° de inversão e flexão plantar. Uma pequena mola foi ligada a uma alavanca de bicicleta que acionou a queda de cada placa independentemente. Um interruptor de ativação localizado adjacente ao mecanismo de desengate transferiu o sinal de liberação a um conversor analógico digital (Figura 5). A simulação da entorse possibilitou a análise do comportamento muscular em indivíduos com tornozelos saudáveis e cronicamente instáveis.

Figura 5 - Plataforma simuladora.

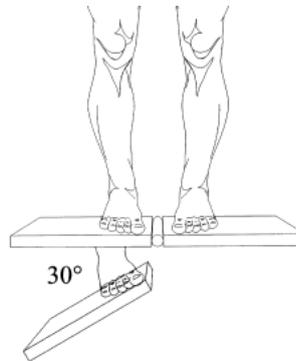


Fonte: Adaptado Ebig et al. (1997).

Benesch et al. (2000) construíram uma plataforma que permitiu um ângulo de inversão de 30°, que se moveu em setenta milissegundos e com velocidade angular de 430°/s. O movimento da plataforma foi gravado por um potenciômetro instalado no eixo de inclinação

(Figura 6). O objetivo do estudo foi comprovar a confiabilidade da medição da latência dos músculos fibulares.

Figura 6 - Ilustração da plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Benesch et al. (2000).

Vaes, Duquet, Gheluwe (2002) desenvolveram uma plataforma onde ambos os pés foram firmemente fixados em pranchas independentes, que permitiam a inversão de 50° da posição neutra ou 40° de flexão plantar e 15° de inversão. Foi utilizado um acelerômetro para indicar o início do movimento da plataforma (Figura 7). Este dispositivo foi construído com o intuito de comparar a latência, atraso eletromecânico e velocidade de resposta do músculo fibular longo entre tornozelos estáveis e instáveis. Eechaute et al. (2007) realizaram um experimento com dispositivo e objetivos semelhantes.

Figura 7 - Plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Vaes, Duquet, Gheluwe (2002).

Myers et al. (2003) usaram um dispositivo de inversão do tornozelo de 30° a partir da posição paralela ao solo. Ambas as placas direita e esquerda da plataforma estavam ligadas a duas fontes de tensão que quando puxadas permitia a simulação do lado escolhido, a uma

velocidade angular média de $440^\circ/\text{s}$. Cada placa foi equipada com um acelerômetro para indicar o início da queda (Figura 8). Tal equipamento permitiu a avaliação da repercussão do bloqueio anestésico nos ligamentos laterais nos músculos fibulares.

Figura 8 - Plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Myers et al. (2003).

Clark e Burden (2005) utilizaram uma plataforma que permitiu 20° de inversão do tornozelo, acionada por sistema de solenoide (Figura 9). O objetivo da pesquisa foi avaliar o efeito do treinamento proprioceptivo na latência do tibial anterior e fibular longo e percepção de estabilidade de indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo.

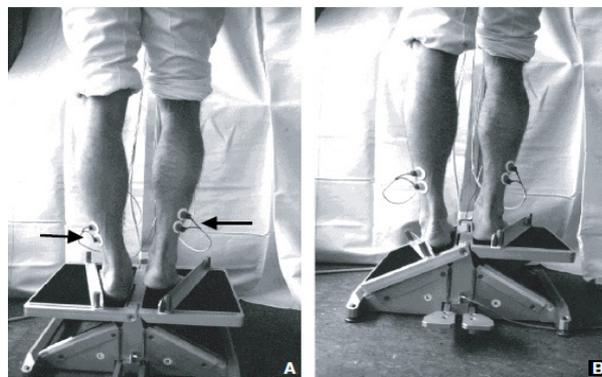
Figura 9 - Plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Clark, Burden (2005).

Schimidt et al. (2005) construíram uma plataforma em que cada metade podia ser inclinada a cerca de 30°. Suportes reguláveis foram usados para segurar os pés e evitar que deslizassem para baixo. Um pedal foi utilizado para fazer o acionamento da queda da plataforma. Dois potenciômetros forneceram dados sobre o movimento de inclinação e um sinal de disparo foi produzido para indicar o início da simulação (Figura 10). Este equipamento foi construído para propiciar a análise da influência de fatores intrínsecos e extrínsecos na latência dos músculos fibulares em indivíduos saudáveis.

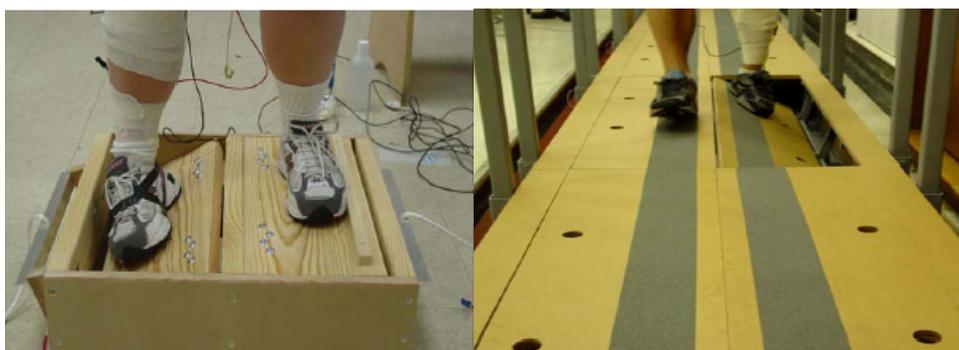
Figura 10 - Plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Schimidt et al. (2005).

Hopkins, McLoda, McCaw (2007) desenvolveram uma plataforma que permitia 30° de amplitude de inversão, com interruptores eletromagnéticos na saída das pranchas da plataforma para sinalizar o início do movimento (Figura 11). Com a finalidade de avaliar a latência muscular e amplitude do tornozelo durante a inversão súbita em posição ortostática e durante a caminhada.

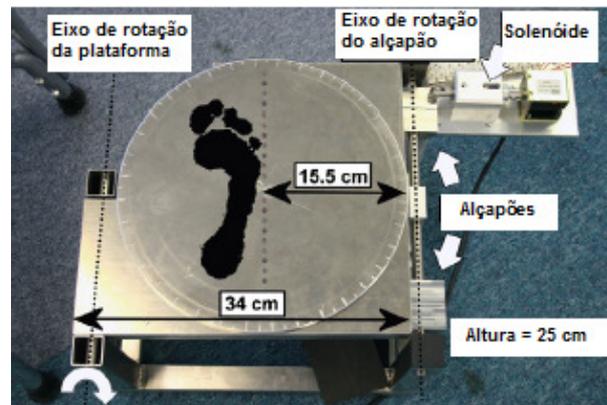
Figura 11 - Plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Hopkins, McLoda, McCaw 2007.

Chan et al. (2008) apresentaram um dispositivo para simular a entorse em diferentes graus de supinação (inversão, flexão plantar, rotação interna), ou uma combinação de inversão e flexão plantar, sendo que a máxima amplitude foi de 30°. Existia um par de placas circulares onde os indivíduos posicionavam o pé, o início do movimento era controlado por um sistema de solenoide (Figura 12). Este equipamento proporcionou avaliar cinematicamente este tipo de entorse.

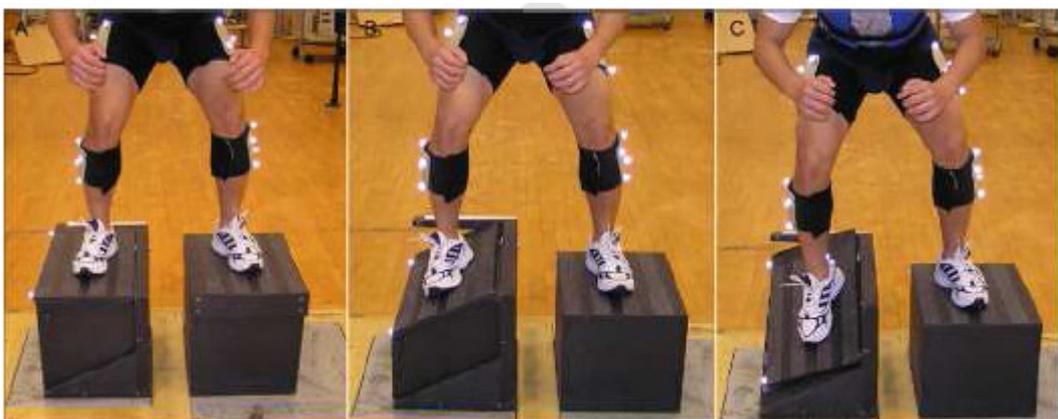
Figura 12 - Plataforma simuladora



Fonte: Adaptado Chan et al. (2008).

Enquanto Bhaskaran et al. (2015) usaram um equipamento de madeira que permitia 25° de inversão isolada ou 25° inversão somados a 25° de flexão plantar para avaliar o comportamento muscular e a cinemática do movimento de indivíduos com e sem estabilidade de tornozelo, durante o salto e aterrissagem na plataforma (Figura 13).

Figura 13 - Plataforma simuladora.



Fonte: Adaptado Bhaskaran et al. (2015).

Assim, à medida que o tornozelo não é composto por única articulação, mas sim por três: a talocrural, subtalar e sindesmose tibiofibular distal, a entorse do tornozelo não é um simples movimento unidirecional (HERTEL, 2002). Desta forma, optou-se pela construção de uma plataforma simuladora que permita o movimento combinado de inversão e flexão plantar. O ângulo máximo adotado foi de 30° a partir da posição paralela ao solo, escolhido por ser o mais usado e mais descrito na literatura, e principalmente por ser uma angulação de sub-lesão (AYDOGAN et al., 2006), o que permite que o experimento seja realizado de forma ética e segura.

2.5 COMPORTAMENTO MUSCULAR MEDIANTE A SIMULAÇÃO DA ENTORSE DE TORNOZELO

Na articulação do tornozelo os músculos eversores, em especial os fibulares longo e curto são de essencial importância para estabilizar e proteger o complexo tornozelo-pé durante a inversão (CORDOVA et al., 2000). A relevância da força de eversão para a estabilidade do tornozelo foi demonstrada por Ashton-Miller et al. (1996).

A latência destes músculos é uma medida extensivamente utilizada durante a simulação de lesão lateral no tornozelo (EBIG et al., 1997; FERNANDES; ALLISON; HOPPER, 2000; MYERS et al., 2003). Sabe-se que a latência é dependente da complexidade do movimento, que o envelhecimento gera um aumento do tempo de reposta dos músculos fibulares curto e longo, no entanto a mesma não sofre interferência da altura, peso e índice de massa corporal (SCHIMIDT et al., 2005), mas é positivamente influenciada pela flexão plantar e negativamente pela fadiga muscular (BENESCH et al., 2000).

O tempo de resposta do músculo fibular longo durante a inversão pode afetar sua capacidade para proteger a articulação do tornozelo, uma vez que uma maior taxa de inversão está associada com um maior tempo de reação. A perda do reflexo protetor é mais acentuada durante a combinação de flexão plantar e inversão do que na análise isolada da inversão (LYNCH et al., 1996). Assim, o atraso na resposta deste músculo pode ser um fator predisponente, que interfere diretamente na ocorrência de lesões por entorse de tornozelo (KONRADSEN, 2002). Autores apontam que a resistência primária dos eversores do tornozelo em oposição ao movimento de inversão tem grande contribuição para instalação da IFT e, além disso, a disfunção do reflexo dos fibulares tem sido bem documentada em indivíduos com ICT (HOPKINS et al., 2009; SANTILLI et al., 2005).

A literatura propõe que a latência dos músculos fibulares é um parâmetro estável e confiável. A confiabilidade foi examinada por medições dia-a-dia. O coeficiente de correlação entre o músculo fibular curto e os dias de 1-5 foi 0,67 ($p=0,177$). Para isso trinta voluntários foram avaliados (14 do sexo masculino, 16 feminino), a inversão foi realizada por uma plataforma com amplitude máxima de 30°, os indivíduos foram orientados a descarregar seu peso corporal na metade da inclinação, a outra perna foi usada apenas para manter o equilíbrio. Em ordem aleatória, seis medições foram realizadas em cada lado (BENESCH et al., 2000).

Eechaute et al. (2009) também mostraram que a resposta reflexa do músculo fibular longo é reprodutível em indivíduos com tornozelo estáveis e instáveis, com um coeficiente de correlação de 0,88. Neste caso, participaram do estudo quarenta indivíduos com tornozelos estáveis e trinta instáveis (história de entorse lateral traumático, seguido de dor e edema que interferiram nas participações esportivas, recreacionais ou outras por no mínimo três semanas, necessidade de dois ou mais consultas médicas, entorses repetitivos nos últimos seis meses, presença de medo e falseio e relato de diminuição da performance em atividades esportivas, recreacionais ou atividades profissionais), por meio de uma plataforma simuladora de amplitude máxima de inversão de 50° avaliaram a latência, retardo eletromecânico, tempo de resposta motora do fibular longo, tempo e posição da primeira e segunda desaceleração, velocidade média e máxima de inversão e tempo total de inversão. A latência foi semelhante em ambos os grupos, somente o retardo eletromecânico e o tempo até a segunda desaceleração foram diferentes.

Desta forma, muitos estudos têm avaliado a latência do músculo fibular longo, comparando tornozelos saudáveis e feridos. Para caracterizar os valores de latência foi construída a tabela abaixo.

Tabela 1 - Latência do músculo fibular longo em tornozelos estáveis e instáveis após a simulação da entorse do tornozelo.

Autores (ano)	Inversão	N	Tornozelos estáveis(ms)	N	Tornozelos instáveis(ms)	p-valor
Konradsen e Ravn, 1990	30°	15	65,0	15	82,0	$p=0,010$
Karlsson e Andreasson, 1992	30°	20	68,8	20	84,5	$p=0,001$
Konradsen, Ravn, Sorensen, 1993	30°	7	80,0	--	--	--
Johnson e Johnson, 1993	35°	11	68,2	7	65,1	Ns
Löfvenberg et al, 1995	30°	15	49,0	15	65,0	$p=0,001$
Ebig et. al., 1997	20°	13	65,3	13	58,6	Ns
Fernandes, Allison, Hopper, 2000	15°	25	96,5	16	96,9	Ns
Vaes, Duquet, Gheluwe, 2002	50°	46	57,3	48	58,7	Ns
Pacheco et al., 2005	20°	16	70,0	16	75,0	Ns
Eechaute et al., 2009	50°	40	61,7	30	62,2	Ns

Ns = não significativo

A partir destes resultados observa-se ampla variação dos valores de latência em tornozelos estáveis 49 ms (LOFVENBERG et al., 1995) e 96,5 ms (FERNANDES; ALLISON; HOPPER, 2000) e instáveis 58,6 ms (VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002) e 96,9 ms (FERNANDES; ALLISON; HOPPER, 2000). Além disso, somente três estudos demonstram diferença significativa (KARLSSON; ANDREASSON, 1992; KONRADSEN; RAVN, 1990; LOFVENBERG et al., 1995). Vaes, Duquet, Gheluwe (2001, 2002) sugeriram que os resultados inconsistentes na literatura podem ser devido a uma falta de padronização em: (1) critérios de inclusão para ICT e grupo controle entre os estudos, (2) a simulação em inversão, e (3) a gravidade de lesão dos indivíduos. Até mesmo a forma como os voluntários descarregam o peso na plataforma também pode influenciar em tais resultados (BENESCH et al., 2000).

Além de tudo, são utilizados diferentes padrões de equipamentos (KONRADSEN, 2002) e combinações de ângulos (WRIGHT et al., 2000), associado ainda a diversas técnicas para filtrar o sinal bruto e distintos parâmetros para detectar o início da atividade do sinal EMG (BENESCH et al., 2000). Encontra-se na literatura, por exemplo: análise visual do intervalo de tempo entre o início da queda da plataforma e o início do registro da EMG (JAVED; WALSH; LEES, 1999); sinal que excede em dez vezes o desvio padrão (DP) calculado duzentos milissegundos pré-queda (KNIGHT; WEIMAR, 2011); sinal que excede em três vezes o DP calculado um segundo pré-queda (OSBORNE et al., 2001), sinal que excede em cinco vezes o DP calculado em 150 ms a pré-queda (CORDOVA et al., 2010), sinal que ultrapassa em duas vezes o DP calculado nos trinta milissegundos iniciais do período de coleta (SCHIMIDT et al., 2005); aumento do sinal maior do que duas vezes o nível do ruído (EECHAUTE et al., 2007, 2009; KONRADSEN; RAVN; SORENSEN, 1993).

Estas diferenças podem acarretar em situações que certos pesquisadores avaliam o sinal da curta latência, ou seja, a primeira resposta após a simulação pode ocorrer em torno de trinta milissegundos, intervalo entre o estiramento do fuso neuromuscular e o início da contração muscular, enquanto outros registram o sinal de longa latência, considerado a segunda resposta, o qual ocorre em torno de sessenta milissegundos (ZAMPIERI; ALMEIDA, 2003).

Konradsen e Ravn (1990) foram os primeiros autores a investigarem o tempo de resposta dos músculos fibulares mediante a inversão súbita com amplitude máxima de 30°, para comparar indivíduos com estabilidade e IFT. Os resultados do estudo indicaram que os indivíduos com tornozelos funcionalmente instáveis tinham um resposta reflexa periférica prolongada nos músculos fibular longo e curto (82 e 84 ms, respectivamente) quando em comparação com o grupo saudável (65 e 69 ms, respectivamente). Assim, os autores

concluíram que o aumento da latência dos fibulares indica um déficit na estabilização da articulação do tornozelo, consistente com a teoria de desaferência articular proposta por Freeman et al. (1965).

Karlsson e Andreasson (1992) compararam o tempo de resposta dos fibulares à inversão súbita de 30° entre os membros dos indivíduos. Demonstraram que o tornozelo com instabilidade crônica unilateral teve uma latência significativamente maior nos músculos fibular longo (84,5 ms versus 68,8 ms) e fibular curto (81,6 ms versus 69,2 ms) do que no membro contralateral saudável, apoiando assim os resultados de Konradsen e Ravn (1990).

Lofvenberg et al. (1995) registraram a atividade dos músculos fibular longo e tibial anterior durante a inversão súbita à 30° e observaram que o tempo de resposta reflexa do fibular longo foi significativamente maior no grupo com ICT (65 ms), quando comparado com um grupo controle (49 ms). Já em um estudo realizado por Ebig et al. (1997), não notaram diferença entre indivíduos saudáveis e com ICT: tempo de latência do músculo fibular longo (58,6 ms versus 65,3 ms) e tibial anterior (67,9 ms versus 71,6 ms).

Fernandes, Allison e Hopper (2000) não encontraram evidência estatística que a história de lesão no tornozelo ou a queixa subjetiva de instabilidade funcional influenciava no tempo de resposta do músculo fibular longo, durante a simulação em vários graus de inversão. Um estudo realizado por Vaes, Gheluwe e Duquet (2001) indicaram que os músculos fibulares exibiram um tempo de latência maior no grupo de indivíduos com ICT (58,9 ms) em comparação com um grupo de controle (47,7 ms), em resposta a uma supinação súbita à 50°. No entanto, outro recente estudo pelos mesmos autores apontou que não houve diferenças na latência dos músculos fibulares em um grupo de sujeitos com ICT (58,7 ms) comparado ao grupo controle (57,3 ms), em resposta a uma supinação abrupta de 50° (VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002).

Como existe uma relação entre a fadiga e o desenvolvimento de lesões no tornozelo (GRIBBLE; HERTEL, 2004; HUSTON et al., 2005; OCHSENDORF; MATTACOLA; ARNOLD, 2000; PASQUET et al., 2000), recentemente estudos têm investigado os efeitos da fadiga no controle neuromuscular do complexo tornozelo-pé (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009; SILVA et al., 2006; WILSON; MADIGAN, 2007).

Em relação à influência da fadiga muscular sobre a latência dos fibulares, os primeiros pesquisadores a abordar a temática foram Benesch et al. (2000). Nesta situação durante o registro dos músculos fibular longo e curto, sóleo e tibial anterior, 13 voluntários foram submetidos à inversão súbita de 30° e orientados a descarregarem o peso corporal no membro inferior analisado. O membro contralateral deveria permanecer somente como apoio para

manutenção do equilíbrio corporal. Para indução da fadiga utilizou-se uma série de dois minutos de saltos consecutivos, a latência foi coletada antes e depois e analisado os resultados dos fibulares do membro inferior esquerdo. Encontrou-se aumento do tempo de resposta de ambos os músculos, fibular longo (62 ms para 66 ms) e curto (66 ms para 69 ms).

Silva et al. (2006) encontraram resultados semelhantes. Os autores verificaram que houve um aumento significativo da latência muscular após a fadiga ao analisar 14 indivíduos saudáveis do sexo masculino, entre vinte e 35 anos. Neste caso, foi avaliada a latência do músculo fibular longo por meio da eletromiografia após uma inversão súbita de 20°, antes e após a fadiga muscular induzida por exercícios ativos resistidos localizados até a exaustão. Para o procedimento de indução da fadiga o indivíduo permaneceu sentado em um colchonete encostado na parede, com o joelho e quadril esquerdos flexionados. O membro inferior direito, o qual foi analisado, estava posicionado à 90° de flexão de quadril, o joelho estendido e o tornozelo em posição neutra, os pés estavam descalços. Utilizou-se uma faixa elástica de média resistência, o pesquisador ficava no lado esquerdo do indivíduo e posicionava a faixa elástica no lado externo do pé, criando uma resistência contra o movimento de eversão. Os sujeitos foram instruídos a realizar o maior número de eversões possíveis.

Wilson e Madigan (2007) analisaram posteriormente o efeito da fadiga muscular induzida por meio de um dinamômetro isocinético, na latência dos músculos fibular longo e curto de 16 homens e 15 mulheres, fisicamente ativos sem história de entorse de tornozelo nos últimos 12 meses, por meio de uma inversão súbita à 20°. Para determinação do protocolo de indução os seguintes passos foram seguidos: dois minutos de aquecimento com contrações isotônicas realizadas a cada quatro segundos (inversão e eversão realizadas a cada um segundo seguidas de dois segundos de repouso), após três contrações concêntricas máximas a 60°/s para determinar a contração voluntária máxima; em seguida dois minutos de repouso e então a determinação de uma contração de referência mensurada a partir de três contrações isométricas máximas. Para indução da fadiga utilizou-se contrações concêntricas a 60°/s. No momento em que o torque caía para 75% da CIVM era chegado o momento da nova análise na plataforma de inversão. Caso o sujeito não alcançasse a fadiga em 12 minutos eram adicionados dois minutos ao protocolo. A latência e a amplitude da atividade reflexa não foram alterados pela fadiga, contudo, a análise da interação entre fadiga e gênero, apontou uma diferença na amplitude do sinal. Os homens apresentaram diminuição da amplitude (11,3%) já às mulheres aumento (17,1%) para o músculo fibular longo. Ou seja, os resultados encontrados resumem-se ao efeito da fadiga sobre a amplitude do reflexo.

Jackson, Gutierrez, Kaminski (2009) verificaram a interferência da fadiga na resposta reflexa dos músculos fibular longo e curto e tibial anterior em uma inversão abrupta de 25-30°, entre os gêneros e na habituação em quarenta indivíduos saudáveis divididos em grupo experimental e controle. A fadiga foi mensurada por decréscimos na produção de força excêntrica. O protocolo experimental consistiu inicialmente de cinco minutos de aquecimento em uma bicicleta, para então os indivíduos se posicionarem na plataforma simuladora, dez ensaios foram realizados aleatoriamente entre os membros com intervalo de dez a vinte segundos entre as simulações; os dados foram coletados dois segundos antes e depois da perturbação; somente o membro dominante foi analisado. Logo após, os voluntários posicionaram-se no dinamômetro isocinético e executaram várias contrações submáximas para familiarização com o movimento de eversão. Em seguida, foram realizadas três contrações concêntricas e excêntricas máximas a uma velocidade de 120°/s, com descanso de cinco segundos entre cada repetição, a indução da fadiga dos músculos fibulares foi realizada a 50% da contração voluntária máxima de forma excêntrica a uma velocidade de 120°/s, quando a força caiu de 50% em três repetições consecutivas considerou-se a deflagração da fadiga. Os indivíduos permaneceram sete minutos em repouso e então as simulações foram novamente realizadas apenas na perna dominante. A amplitude do sinal diminuiu significativamente, no entanto, houve melhora significativa na latência dos músculos fibulares curto e longo. Neste estudo, o efeito da fadiga periférica sobre a latência não deve ser considerada uma causa de lesões no tornozelo. Contudo, a amplitude diminuída pode sugerir redução da estabilidade dinâmica após a fadiga. A habituação também estava presente e foi exacerbada pela fadiga, indicando que o teste de reflexo é afetado tanto pela fadiga quanto a habituação.

Rodrigues et al (2015) investigaram a latência e amplitude do sinal EMG dos músculos fibular curto e longo antes e após a fadiga. Participaram do estudo dez voluntárias do sexo feminino, sem histórico de entorse do tornozelo, fisicamente ativas. Utilizou-se uma plataforma simuladora de entorse em inversão com amplitude de 30°, na qual ambos os pés foram fixados e somente abaixo do fixador do pé direito encontrava-se um transdutor de força. Para o protocolo da fadiga, inicialmente foi registrada a CIVM em eversão, durante a indução, as voluntárias foram orientadas a manter 70% da CIVM, no momento em que a força aplicada foi menor que 60% da CIVM o protocolo era interrompido e as voluntárias imediatamente posicionadas em ortostatismo sobre a plataforma simuladora. Antes e após a fadiga foram realizadas dez simulações aleatórias da entorse em ambos os tornozelos, o membro a analisado foi o direito. Constataram que após a fadiga não houve alteração da

latência, no entanto, ocorreu uma redução da amplitude do sinal. A queda da amplitude do sinal pode ser considerada uma resposta ao processo de fadiga. Esse decréscimo é um indicativo da diminuição da capacidade de recrutamento das unidades motoras decorrentes das alterações do input neural que chega ao músculo.

Isto posto, o presente estudo pretende investigar o comportamento dos músculos fibulares curto e longo mediante a fadiga, induzida de forma controlada isométricamente, e comparar indivíduos com estabilidade e IFT durante a simulação da entorse por inversão e flexão plantar.

3 MATERIAIS E MÉTODO

Este capítulo é direcionado para o entendimento a respeito dos instrumentos utilizados e procedimento experimental adotado para alcançar os objetivos propostos no presente estudo. Assim, segue a descrição do conteúdo que será abordado:

- O desenvolvimento e estrutura da plataforma simuladora da entorse de tornozelo em inversão e flexão plantar.
- Informações técnicas do equipamento usado para aquisição do sinal elétrico dos músculos e dos sensores acoplados na plataforma simuladora.
- Descrição e critérios utilizados para formar a amostra estudada.
- Detalhamento do protocolo experimental, para análise dos músculos fibulares curto e longo, durante o processo de indução da fadiga e as simulações de entorse do tornozelo.
- Definição das variáveis analisadas e testes estatísticos utilizados para determinação dos resultados.

Desta forma, a princípio houve necessidade de submeter o projeto à análise pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências – Campus de Bauru da Universidade Estadual Paulista e o mesmo foi considerado aprovado [(nº do parecer: 900.407) ANEXO A]. Antes da realização dos procedimentos experimentais os voluntários receberam esclarecimentos sobre o protocolo empregado e, fizeram a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO B).

3.1 INSTRUMENTOS

3.1.1 Plataforma simuladora da entorse e indutora da fadiga

Para simular a entorse lateral do tornozelo, foi construída uma plataforma sobre uma base (Figura 14 a) (500x470 mm e 440x300 mm) (Figura 15), com duas placas móveis circulares independentes (Figura 14 b) (355 mm de diâmetro) montadas sobre eixos não paralelos (Figura 14 c), que permitem o movimento combinado de inversão e flexão plantar, através do movimento rotacional das placas em torno destes eixos. A amplitude máxima foi de 30° a partir da posição paralela ao solo, limitado por um batente fixado na base (Figura 14 d). O sistema de acionamento ocorreu por meio de um pedal (Figura 14 e) que tracionou um dispositivo posicionado na região medial da placa (Figura 14 f) causando o destravamento e

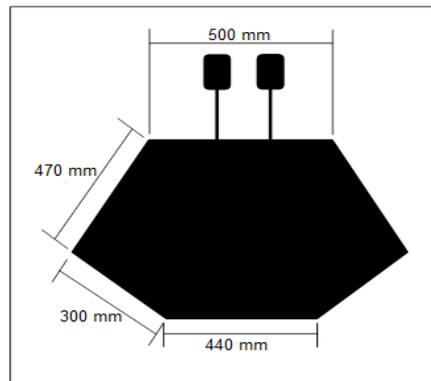
permitindo a queda instantânea da mesma do lado desejado. Dois sensores indutivos de presença SENSE® foram posicionados em suportes fixados na base, dispostos na lateral da placa da plataforma em ambos os lados (Figura 14 g), para que fosse determinado o início da queda da placa durante a simulação da entorse. Para que isso ocorresse de forma fidedigna acoplou-se na superfície lateral das duas placas um parafuso de oito milímetros de diâmetro como referência para os sensores (Figura 14 h).

A plataforma também permitiu a realização do procedimento de indução da fadiga, para controlar os parâmetros associados à cinética do movimento, duas células de carga BSL®, uma em cada lado, foram acondicionadas na base da plataforma logo abaixo da borda lateral de onde se apoia o pé (Figura 14 i). Uma faixa foi utilizada para prender os pés (160 mm de comprimento x 40 mm de largura) (Figura 14 j), um cabo de aço foi fixado na extremidade lateral da faixa e no outro extremo do cabo foi fixada a célula de carga, bilateralmente (Figura 14 k).

Figura 14 - Plataforma simuladora da entorse de tornozelo e indução da fadiga. Base (a); placas (b); eixos não paralelos (c); batente (d); pedal de acionamento (e); dispositivo de destravamento (f); sensor indutivo de presença (g); parafuso de referência para o sensor (h); célula de carga (i), faixa para prender os pés (j) e cabo de aço (k). São José dos Campos, 2015.



Figura 15 - Medidas da base da plataforma. São José dos Campos, 2015.

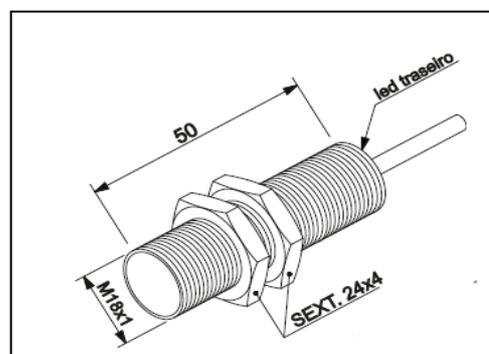


A partir da revisão bibliográfica realizada, este é o primeiro instrumento desenvolvido no Brasil que permite que a simulação da entorse de tornozelo seja realizada em inversão e flexão plantar, por meio do posicionamento de um eixo inclinado em relação ao plano sagital do sujeito.

3.1.1.1 Sensor indutivo de presença

O sensor indutivo de presença SENSE® possui cinquenta milímetros de comprimento, 18 milímetros de diâmetro e cinco milímetros de distância sensora (Figura 16). O sinal elétrico originado no sensor foi transmitido ao eletromiógrafo com o intuito de determinar o início da queda da placa durante a simulação da entorse, o que possibilitou posteriormente a sincronização com o sinal EMG dos músculos analisados.

Figura 16 - Sensor indutivo de presença para determinação do início do movimento da placa da plataforma no momento da simulação da entorse do tornozelo.

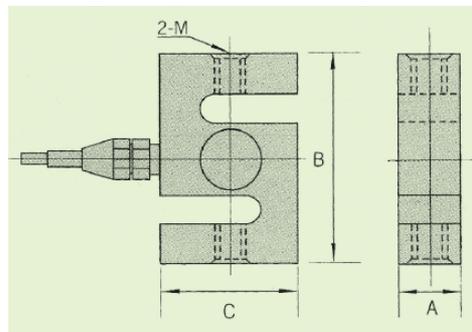


Fonte: Catálogo Sense (2015, 1.17 p.)

3.1.1.2 Célula de carga

A célula de carga de tração BSL® modelo MTS-1 cinquenta quilogramas, cuja espessura é de 13 mm, altura de 64 mm e largura de 51 mm (Figura 17), foi utilizada para mensurar e controlar a força dos músculos fibulares durante o processo de indução da fadiga. Para isso, o sinal elétrico das células de carga foi transferido para o eletromiógrafo, o qual serviu como um feedback visual para o controle da manutenção da força durante este procedimento.

Figura 17 - Célula de carga para mensuração e controle de força exercida durante o processo de indução da fadiga.



Fonte: Catálogo BSL (2015, 5 p.)

Para garantir a confiabilidade da medida da célula de carga, foi realizada a calibração ascendente e descendente do lado esquerdo (Figura 18) e direito (Figura 19). Os coeficientes a e b das equações encontradas para cada uma foram inseridos no software do eletromiógrafo para reconhecimento da força exercida.

Figura 18 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga do lado esquerdo. São José dos Campos, 2015.

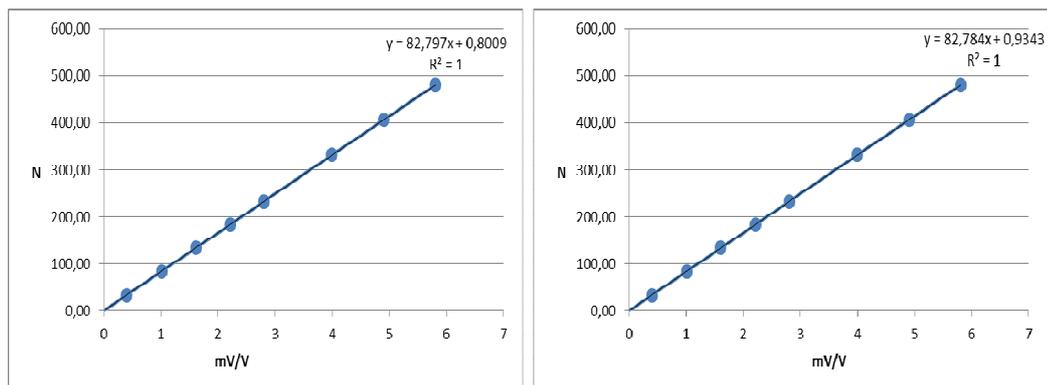
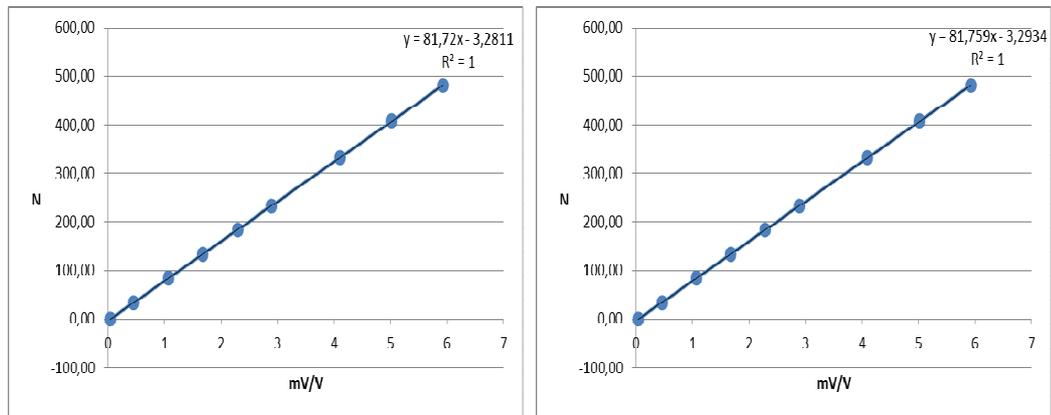


Figura 19 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga do lado direito. São José dos Campos, 2015.



3.1.2 Eletromiógrafo

Para avaliar o sinal eletromiográfico foi utilizado o sistema de aquisição de dados EMG 830 C EMG System® composto por oito canais. Dois canais do bioamplificador receberam o sinal eletromiográfico bruto dos músculos fibular longo e curto, dois receberam os sensores indutivos de presença e outros dois as células de carga. O equipamento amplifica, filtra e digitaliza os sinais adquiridos pelas oito entradas analógicas. O sistema possui um filtro de hardware do tipo Butterworth de dois polos que operam com passa-banda de vinte (passa alta) a quinhentos Hz (passa baixa). Os sinais amplificados e filtrados foram digitalizados por um conversor A/D de 16 bits de resolução. A coleta de dados foi gerenciada pelo software EMG lab (EMG system) que permite o registro com frequência de amostragem de até 2000 Hz, utilizada no presente estudo.

3.2 AMOSTRA

Inicialmente foram selecionados 24 sujeitos do gênero feminino por meio de um questionário de caracterização (ANEXO C), que para serem submetidos ao protocolo, precisavam ser classificados como fisicamente ativos, não apresentarem histórico de fraturas ou cirurgias nos membros inferiores nos últimos seis meses, nem alterações vestibulares e/ou neurológicas. Ressalta-se que para classificação das voluntárias em relação ao nível de condicionamento físico, foi utilizado o questionário validado para língua portuguesa para tal fim, o International Physical Activity Questionnaire - versão 6 (IPAQ) (ANEXO D). Assim,

para serem classificadas como fisicamente ativas, as voluntárias precisavam realizar atividades moderadas por pelos menos trinta minutos por dia, mais que cinco vezes por semana.

Entretanto, para análise final, foi excluída uma voluntária, cujos dados avaliados estavam inconsistentes, pois o sinal EMG apresentava muitos ruídos, o que impossibilitou a determinação das variáveis investigadas. Portanto, fizeram parte da amostra 23 mulheres.

Desta forma, as voluntárias foram separadas em dois grupos: 11 fizeram parte do Grupo Estabilidade (GE), ou seja, apresentavam inexistência de lesão no complexo articular do tornozelo nos últimos 12 meses (WILSON; MADIGAN, 2007) e 12 do Grupo Instabilidade (GI) para tal, as voluntárias tinham que apresentar instabilidade funcional do tornozelo e ausência de instabilidade mecânica.

A classificação da instabilidade funcional foi feita por meio da versão Cumberland Ankle Instability Tool validada para a língua portuguesa (ANEXO E), este questionário é composto por nove itens em que o indivíduo avalia a sensação de instabilidade no tornozelo durante atividades diárias, estes itens geram um total de pontuação de zero a trinta para cada um dos pés, em que zero representa o pior resultado possível, ou seja, a instabilidade grave, e trinta é o melhor resultado possível, ou seja, a estabilidade normal. A instabilidade funcional do tornozelo foi definida como uma pontuação menor ou igual a 27 (HILLER et al., 2006).

Para a verificação da instabilidade mecânica foi utilizado o teste de gaveta anterior, no qual a voluntária permaneceu sentada na borda da maca com as pernas pendentes e os pés em leve flexão plantar. Uma das mãos do examinador foi colocada na extremidade ínfero-anterior da tibia e a outra atrás do calcâneo. Em seguida, o calcâneo foi deslocado anteriormente e a tibia posteriormente (HOPPENFELD, 1993) (Figura 20). Para ser considerado mecanicamente estável era necessário apresentar graduação de um a dois, sendo que em uma escala de quatro pontos, hipomobilidade foi definida como zero, faixa normal como um ou dois, e severamente relaxado e mecanicamente instável como três (BAUMHAUER et al., 1995).

No GE foi analisado o membro dominante, considerado como o lado em que o indivíduo usaria para chutar uma bola (DONAHUE; DOCHERTY; RILEY, 2014; JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSKI, 2009; MYERS et al., 2003) e no GI o membro, cujo tornozelo foi classificado como instável funcionalmente (DONAHUE; DOCHERTY; RILEY, 2014).

Figura 20 - Ilustração do Teste de Gaveta Anterior para avaliação da integridade do ligamento talofibular anterior.



Fonte: Adaptado de Wolfe et al. (2001).

A descrição de idade, massa corporal e estatura, além dos valores do questionário CAIT das voluntárias, encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2 - Valores de média e desvio padrão da idade, massa corporal, altura e CAIT dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.

Grupos	N	Idade	Altura	Massa Corporal	CAIT
Estabilidade	11	27,09 ± 3,55	1,61 ± 0,05	57,61 ± 6,94	29,45 ± 0,69
Instabilidade	12	27,00 ± 3,67	1,66 ± 0,05	62,51 ± 7,31	24,00 ± 2,33

O Grupo Estabilidade e Grupo Instabilidade são semelhantes, segundo o teste estatístico Mann-Whitney, para as características de idade, altura e massa corporal. Em relação à escala do CAIT os valores foram menores para o GI em relação ao GE ($p=0,000$).

3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

As coletas foram realizadas em uma Clínica de Fisioterapia. Os indivíduos foram convidados a comparecer primeiramente em um dia, com pelo menos 48h de intervalo até a coleta, para a realização da avaliação das variáveis antropométricas (massa corpórea e estatura) e para se familiarizarem com os procedimentos adotados e o processo de indução da fadiga (HOPKINS; MCLODA; MCCAWE, 2007; TRAJANO et al., 2013).

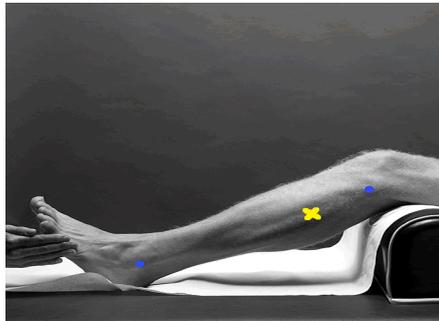
Após a sessão de familiarização foram realizadas as coletas de dados que ocorreram em um único dia. Primeiramente, foi necessária a preparação da pele com tricotomia local,

asepsia com álcool etílico a 70%, remoção das células mortas com lixa e novamente asepsia local com álcool (DE LUCA, 2006; OCARINO et al., 2005).

Em seguida, os eletrodos de superfície bipolares (Ag/AgCl) foram posicionados sobre os músculos selecionados, segundo as recomendações do Surface EMG of the Non-Invasive Assessment of Muscle (SENIAM) (<<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2015).

Para a colocação dos eletrodos no músculo fibular longo os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal com rotação medial do joelho. Os eletrodos foram colocados a 1/4 da margem da cabeça da fíbula na direção da linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral (Figura 21).

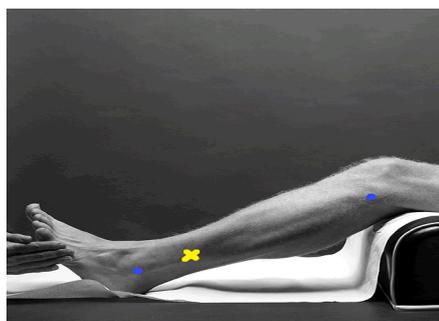
Figura 21 - Foto ilustrativa da colocação dos eletrodos no músculo fibular longo.



Fonte: Adaptado SENIAM (<<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2015).

Na colocação dos eletrodos no músculo fibular curto, os sujeitos se mantiveram na mesma posição. Os eletrodos foram posicionados anteriormente ao tendão do músculo fibular longo, a 1/4 da margem do maléolo lateral em direção da linha entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula (Figura 22).

Figura 22 - Foto ilustrativa da colocação dos eletrodos no músculo fibular curto.



Fonte: Adaptado SENIAM (<<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2015).

O eletrodo referência foi colocado na tuberosidade da tíbia da perna contralateral à analisada. Adotou-se uma distância inter-eletrodo de vinte milímetros (de centro a centro) usado para todos os canais, tal como recomendado por Farina et al.(2002).

Logo após, as voluntárias se posicionaram em ortostatismo sobre as placas da plataforma e seus pés foram fixados por meio de faixas que ficaram dispostas na região de médio-pé. Os sujeitos foram orientados a distribuírem seu peso uniformemente entre os membros inferiores (CORDOVA et al., 2000; EBIG et al., 1997; KONRADSEN; RAVN, 1991; KONRADSEN; VOIGT; HOTGAARD, 1997; SEFTON et al., 2007; WILLEMS et al., 2005). Quando a plataforma foi acionada, a placa permitiu a queda do pé escolhido de forma aleatória, simulando a entorse de tornozelo (Figura 23).

Durante o teste as voluntárias fizeram uso de venda e protetores auriculares para minimizar a interferência dos estímulos externos (EBIG et al. 1997; MYERS et al., 2003; SEFTON et al., 2007; VAES; DUQUET; GHULEWE, 2001, 2002; WILLEMS et al., 2005). Inicialmente, foram realizadas dez simulações de entorse.

Figura 23 - Posicionamento e queda da plataforma para simulação da entorse de tornozelo. São José dos Campos, 2015.



Em seguida, foi iniciado o procedimento de indução da fadiga (Figura 24) composto por: (1) Posicionamento (2) Determinação da CIVM dos músculos fibulares curto e longo e (3) Indução da fadiga. Sendo descritas cada uma dessas a seguir:

1) Posicionamento: voluntária sentada, com articulações de quadril e joelho em 90° de flexão, e o quadril do membro induzido à fadiga permaneceu em máxima rotação interna. Foram utilizadas duas cintas para atar os membros inferiores, sendo uma próxima ao quadril e outra acima do joelho, de forma a estabilizar as articulações proximais. Os pés estavam fixados à plataforma por meio de faixas que foram dispostas sobre a região de médio-pé.

2) Determinação da CIVM dos músculos fibulares curto e longo: nesta posição os sujeitos foram orientados a realizar a eversão e flexão plantar máxima por cinco segundos, a força exercida foi mensurada pela célula de carga, Newton (N) foi a unidade de medida utilizada. Este processo foi realizado três vezes separadas por um período de repouso de 45 segundos. O melhor valor das tentativas foi tomado como parâmetro (NORDEZ et al., 2009), além de servir como critério para indução da fadiga a CIVM foi aproveitada posteriormente para normalização dos dados EMG, utilizou-se a média como referência (BURDEN, 2010; STAUDENMANN et al., 2010). Durante todo este processo as voluntárias receberam feedback visual (Figura 25) e estímulos verbais (TRAJANO et al., 2013).

3) Indução da fadiga: as voluntárias foram orientadas a realizar a eversão e flexão plantar, e manter a força a 70% da CIVM (KENNEDY et al., 2011), também com feedback visual oferecido pelo software do EMG e estímulos verbais (TRAJANO et al., 2013). A fadiga foi deflagrada quando ocorreu uma queda maior que 10% da força (DIMITROVA et al., 2009; SALOMONI; NIELSEN, 2012), ou seja, abaixo de 60% da CIVM ou até a desistência voluntária (Figura 26).

Em seguida, mais dez simulações ocorreram. O número de entorses simuladas foi igual para cada membro, sendo distribuídas de maneira randomizada e todas realizadas de forma simultânea com a eletromiografia. Este protocolo foi aprovado e mostrado ser altamente satisfatório e reproduzível por Vaes, Duquet e Ghulewe (2001).

Figura 24 - Procedimento de indução da fadiga dos músculos fibulares curto e longo. São José dos Campos, 2015.

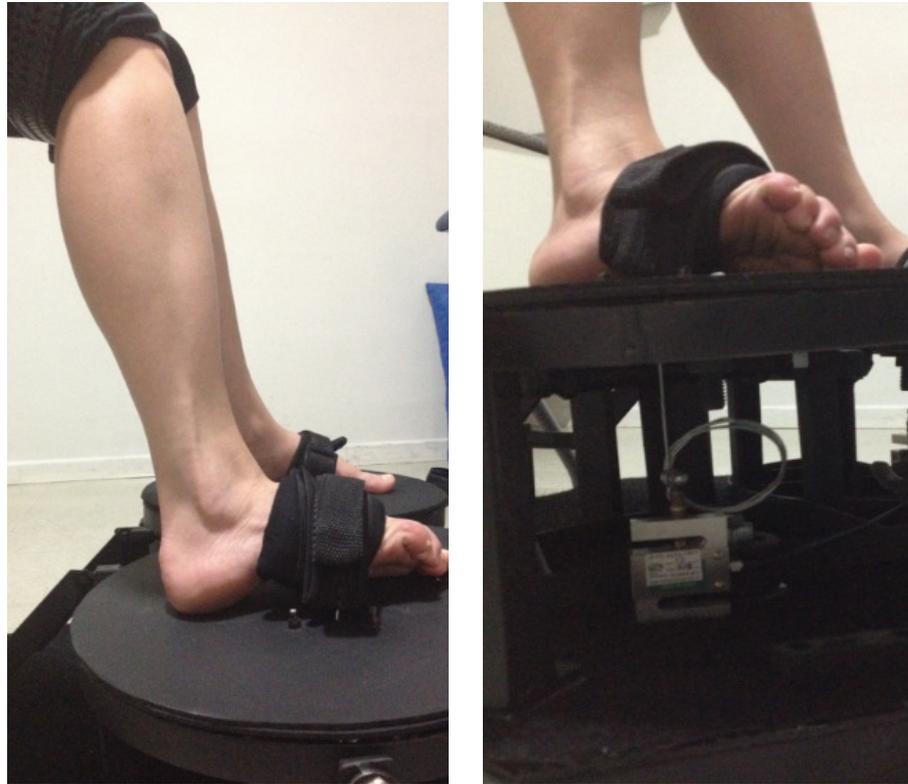


Figura 25 - Ilustração do feedback fornecido pelo EMG do nível de força exercida durante a CIVM. São José dos Campos, 2015.

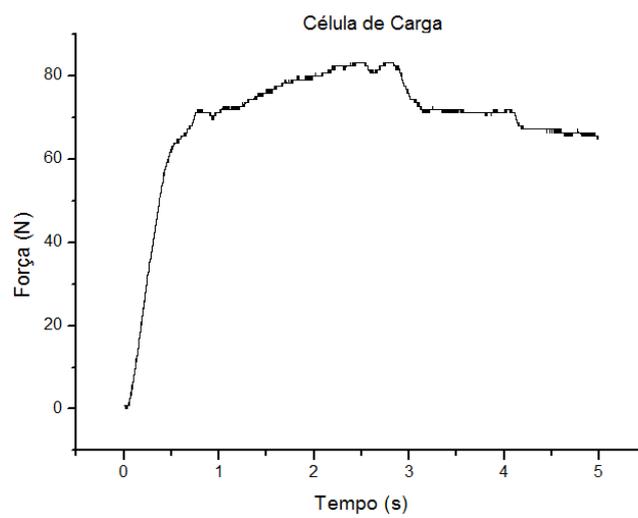
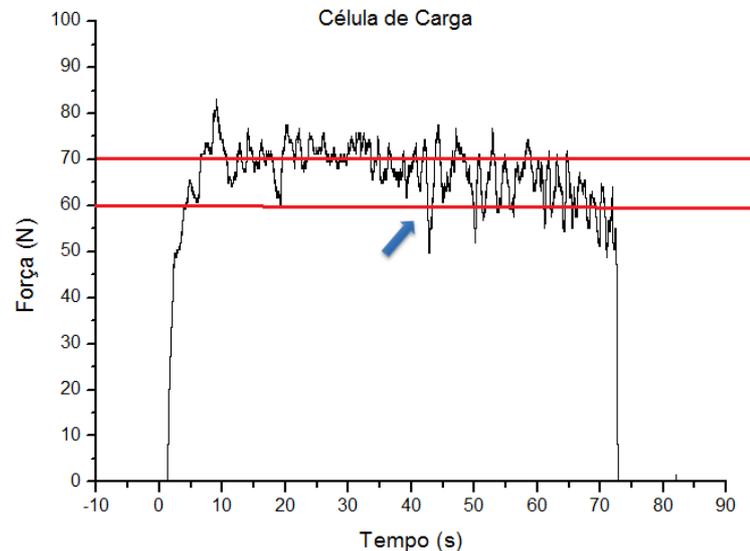


Figura 26 - Ilustração do controle da intensidade da força durante o processo de indução à fadiga, para determinação do momento em que a fadiga foi considerada deflagrada. São José dos Campos, 2015.



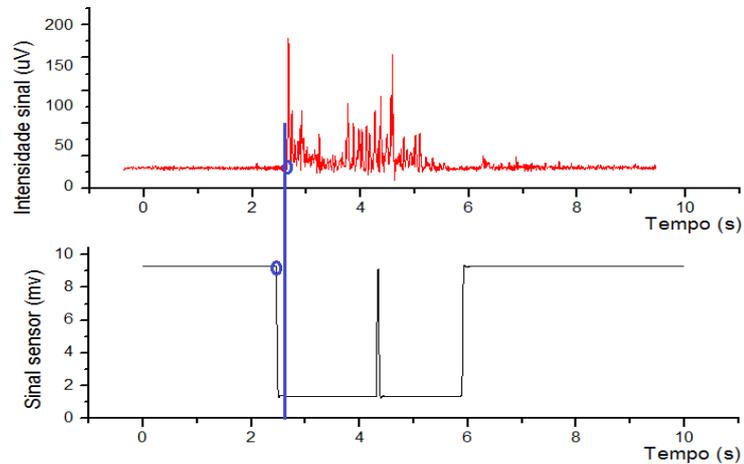
Com o propósito de determinar a reprodutibilidade do protocolo experimental e a confiabilidade das medidas encontradas para as variáveis analisadas, foi realizado um procedimento de teste e re-teste com cinco voluntárias.

3.4 TRATAMENTO MATEMÁTICO E DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANALISADAS

Para o tratamento dos dados foi utilizado o programa Matlab[®]. A rotina matemática (ANEXO F) calculou as seguintes variáveis:

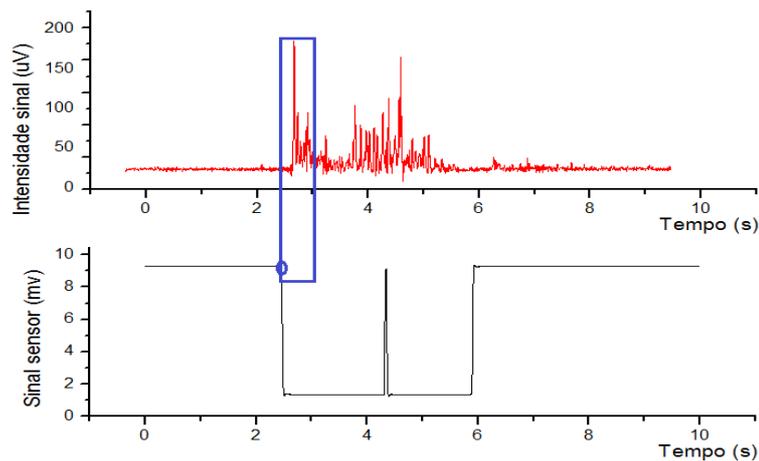
- LATÊNCIA = Valor imediatamente após o início da queda da plataforma, que excedeu em três desvios padrão a média do sinal no intervalo de cinquenta milissegundos anterior a queda da plataforma (HODGES; BUI, 1996). A latência foi determinada em milissegundos (Figura 27).

Figura 27 - Ilustração da determinação da latência, entre o início da queda da plataforma e a atividade muscular acima de 3 DP do sinal basal. São José dos Campos, 2015.



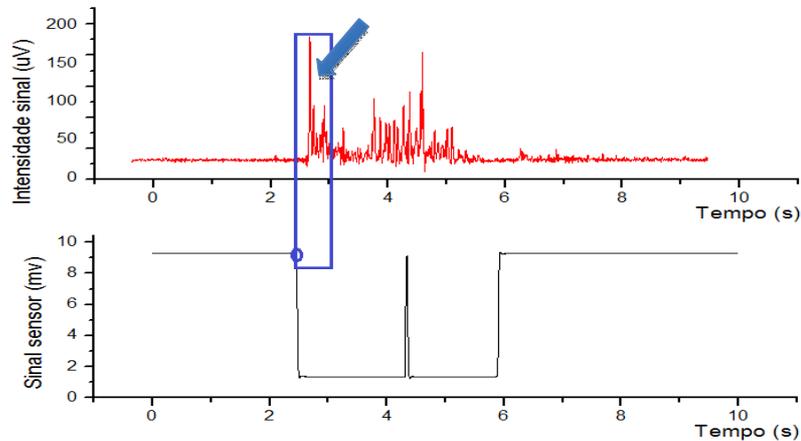
- RMS= calculado até duzentos milissegundos após a queda da plataforma, para observar a amplitude do sinal EMG durante a simulação da entorse. O RMS foi representado por %CIVM (Figura 28).

Figura 28 - Ilustração da determinação do RMS, que representa a amplitude do sinal contida nos 200 ms após a queda da plataforma. São José dos Campos, 2015.



- PICO = calculado até duzentos milissegundos após a queda da plataforma, determina a amplitude máxima do sinal EMG, também é expresso por %CIVM (Figura 29).

Figura 29 - Ilustração da determinação do pico, que representa amplitude máxima do sinal nos 200 ms após a queda da plataforma. São José dos Campos, 2015.



Para a determinação da latência os sinais dos músculos analisados passaram por um filtro passa-banda de trinta a trezentos Hz (Butterworth de 6º ordem), após foi realizada a filtragem por meio de um filtro passa-baixa de cinquenta Hz (2º ordem Butterworth) e a retificação. O valor do RMS foi normalizado pela média do intervalo de quatro segundos (média do trecho de um até quatro segundos) da CIVM. Este procedimento de normalização é utilizado para reduzir a variabilidade na amplitude do sinal EMG associado com, por exemplo, diferenças na espessura do tecido subcutâneo, mas também é necessário para converter a amplitude do sinal para uma estimativa de ativação muscular (STAUDENMANN et al., 2010).

Além disso, foi criada outra rotina matemática, também em ambiente Matlab® (ANEXO G), que permitiu a caracterização da fadiga. Foi utilizada a função Power Spectral Density (PSD) para o cálculo da frequência mediana, definida como a frequência que divide espectro de potência em duas áreas iguais (COOREVITS et al., 2005), esta foi analisada no decorrer do tempo da contração fadigante.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise dos dados optou-se pela utilização da estatística não paramétrica devido ao número reduzido da amostra e pelo fato da distribuição dos dados não apresentarem normalidade. Foi realizada então a comparação das medianas, medida menos influenciada pelos valores discrepantes. Para cada indivíduo foi encontrado o valor de mediana para

latência, RMS e pico dos músculos fibulares longo e curto nas cinco simulações de entorse antes e depois da fadiga. Em seguida, foram realizadas as seguintes análises: comparação da latência, RMS e pico antes e depois da fadiga e para tal foi utilizado o teste Wilcoxon (amostras dependentes); comparação das variáveis entre o Grupo Estabilidade e Instabilidade através do teste Mann-Whitney (amostras independentes) e finalmente comparação das variáveis entre os músculos fibular longo e fibular curto também por meio do teste Mann-Whitney. Adotou-se como valor estatisticamente significativo p-valor < 0,05.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir do protocolo experimental proposto nesta pesquisa e realizadas as discussões pertinentes ao assunto. Desta maneira, o conteúdo apresentado será organizado da seguinte forma:

- Análise da confiabilidade e reprodutibilidade.
- Caracterização da fadiga.
- Comportamento muscular.

4.1 ANÁLISE DA CONFIABILIDADE E REPRODUTIBILIDADE

Na presente pesquisa, com o interesse em se analisar a confiabilidade e reprodutibilidade das medidas obtidas, foi realizado um procedimento de teste e re-teste em cinco voluntárias. Assim, foi possível verificar os Coeficientes de Correlação de Spearman, descritos na tabela abaixo.

Tabela 3 - Descrição dos Coeficientes de Correlação de Spearman (ρ) da latência, RMS e pico com seus p-valores correspondentes. São José dos Campos, 2015.

Músculos	Coeficiente de Correlação de Spearman											
	Latência				RMS				Pico			
	Antes fadiga		Depois fadiga		Antes fadiga		Depois fadiga		Antes fadiga		Depois fadiga	
	ρ	p-valor	ρ	p-valor	ρ	p-valor	ρ	p-valor	ρ	p-valor	ρ	p-valor
Fibular Longo	0,947	0,014	0,700	0,188	0,900	0,037	0,700	0,188	0,900	0,037	1,000	0,010
Fibular Curto	0,700	0,188	0,900	0,037	0,900	0,037	0,900	0,037	0,900	0,037	0,900	0,037

Deste modo, para obtenção das correlações das medidas, cinco voluntárias foram avaliadas em dois diferentes dias, separados por um período de uma semana, pois ao avaliar a confiabilidade do teste e re-teste é aconselhável um intervalo de tempo de dois a 14 dias (FITZPATRICK et al., 1998). Para reduzir as fontes de erro, tanto quanto possível, os testes foram realizados nas mesmas condições nos distintos dias.

Como regra geral, coeficientes de confiabilidade abaixo de 0,50 representam pouca confiabilidade, aqueles entre 0,50 e 0,75 refletem de moderada a boa confiabilidade e os valores acima de 0,75 indicam de boa a excelente confiabilidade (PORTNEY; WATKINS, 2000).

Das variáveis analisadas, apenas para latência dos músculos fibulares existem medidas de comparação na literatura, ainda assim sem existência de dados mediante situações de fadiga. No presente estudo, em condições de repouso, o fibular longo apresentou Coeficiente de Correlação de 0,947 ($p=0,014$) e o fibular curto 0,700 ($p=0,188$), correlação esta maior do que os valores previamente encontrados (BENESCH et al., 2000; EECHAUTE et al., 2007, 2009). Eechaute et al. (2007) avaliaram a latência do músculo fibular longo em trinta tornozelos de 15 indivíduos durante a inversão súbita à 50°, em dois diferentes dias e encontraram Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) de 0,71 e 0,83. Em outro estudo, Eechaute et al. (2009) com um protocolo semelhante ao experimento anterior encontraram ICC de 0,88 para o fibular longo. Benesch et al. (2000) obtiveram um Coeficiente de Correlação de Spearman 0,67 ($p=0,177$) para o músculo fibular curto, determinado pela avaliação de trinta sujeitos em cinco diferentes dias, por meio de uma plataforma simuladora que permitiu 30° de inversão.

Por conseguinte, esta pesquisa determinou um nível de boa a excelente confiabilidade para todas as variáveis analisadas (latência, RMS e pico) tanto para o músculo fibular longo quanto para o curto em condições normais e mediante a fadiga.

Desta forma, as medidas obtidas a partir do protocolo proposto podem ser consideradas confiáveis e reproduzíveis.

4.2 CARACTERIZAÇÃO DA FADIGA

A fadiga é considerada um fenômeno complexo que envolve processos fisiológicos que ocorrem desde as estruturas a partir do córtex motor até as proteínas contráteis do músculo (BOYAS; GUÉVEL, 2011). Deste modo, é muito importante determinar sua manifestação diante do protocolo experimental adotado.

No presente estudo, o desenvolvimento da fadiga foi baseado na manutenção de uma intensidade de força fundamentada na CIVM: os indivíduos foram orientados a manter a força de contração em eversão e flexão plantar, função dos músculos fibulares longo e curto, em 70% da CIVM de forma isométrica e controlada pelo feedback visual fornecido pelo software do EMG, que convertia o sinal proveniente do transdutor de força. Caso houvesse uma queda de 10% da força estipulada ou desistência voluntária, a fadiga era deflagrada, tal método foi baseado em estudos prévios que também investigaram a fadiga, como Dimitrova et al. (2009) e Salomoni e Nielsen (2012). Este princípio é útil já que a ocorrência da fadiga pode ser

considerada no momento em que a força alvo não pode mais ser alcançada. Esta incapacidade para produzir a força necessária, resultante de determinado exercício, pode ser exemplificado por uma queda gradual na força (ENOKA; DUCHATEAU, 2008; VOLLESTAD, 1997).

Além disso, sabe-se que forças submáximas mantidas ao longo do tempo criam modificações nas propriedades musculares, incluindo o potencial de ação e movimentação de íons extracelular e intracelular (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). Estas mudanças diminuem a excitabilidade muscular (ENOKA; DUCHATEAU, 2008) e consequentemente a capacidade de gerar força (CIFREK et al., 2009).

Outro aspecto importante foi caracterizar o desenvolvimento da fadiga por meio da análise do sinal EMG. Para tal, foi realizada a investigação do comportamento muscular de todos os indivíduos durante o processo de indução da fadiga e determinada a frequência mediana com o decorrer do tempo para o fibular longo (Figura 30) e fibular curto (Figura 31).

Figura 30 - Ilustração da média da variável Frequência Mediana do músculo fibular longo de todos os indivíduos no decorrer do tempo durante a indução da fadiga. São José dos Campos, 2015.

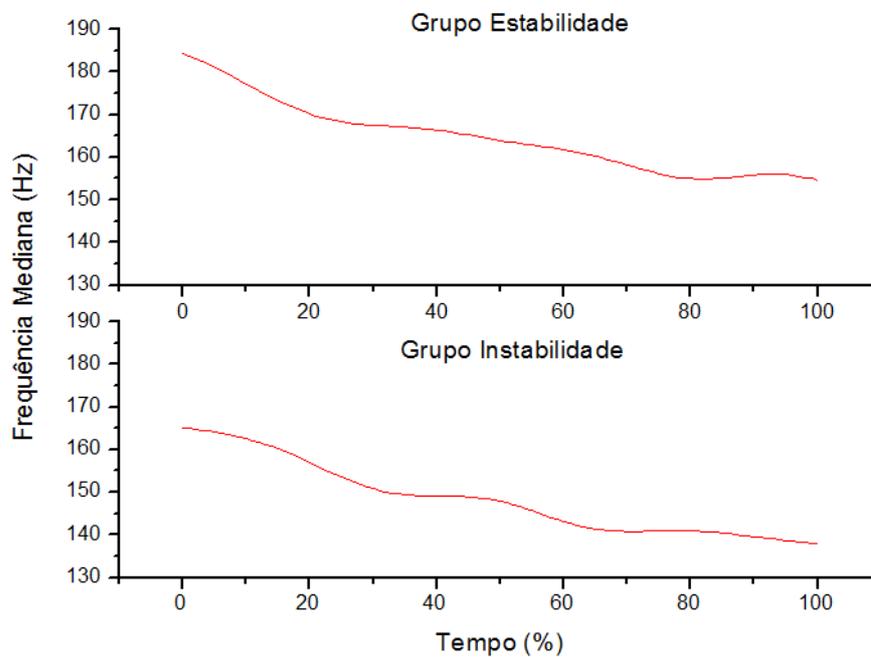
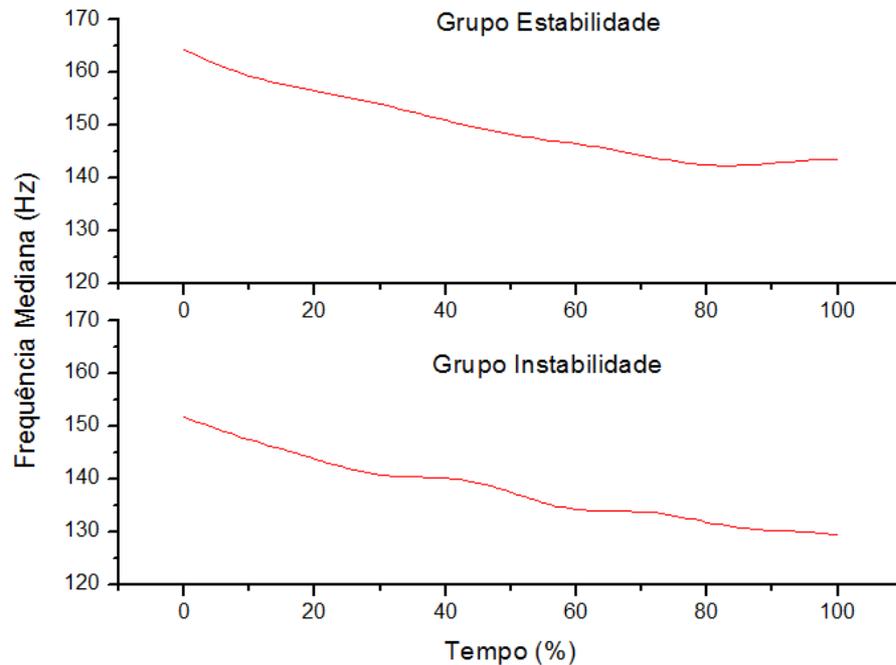


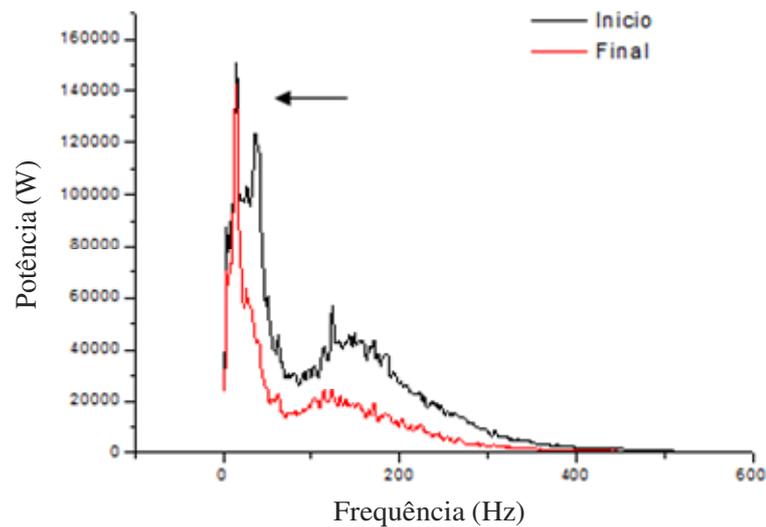
Figura 31- Ilustração da média da variável Frequência Mediana do músculo fibular curto de todos os indivíduos no decorrer do tempo durante a indução da fadiga. São José dos Campos, 2015.



A frequência mediana é uma variável caracterizada por dividir o espectro de potência em duas regiões de igual energia, sendo esta a melhor medida que reflete as alterações fisiológicas que ocorrem no músculo durante contrações sustentadas (DE LUCA, 1997), tais como modificações na velocidade de condução das fibras musculares, no recrutamento das unidades motoras, além da duração e forma da onda do potencial de ação (SOLOMONOW et al., 1990).

Uma consequência da contração muscular fadigante é o aumento da concentração de ácido lático, um produto metabólico que é responsável por alterações no pH intracelular. Como resultado, há uma redução da velocidade de condução da fibra muscular, mudando diretamente a forma da onda do potencial de ação da unidade motora, e finalmente, as propriedades da EMG de superfície, expressas pela diminuição da frequência mediana (BRODY et al., 1991). Logo, a fadiga pode ser evidenciada por um desvio para a esquerda no espectro de potência do sinal EMG (Figura 32) (LUTTMANN; JAGER; LAURIG, 2000).

Figura 32 - Espectro de potência do sinal eletromiográfico inicial (traçado em preto) e após a fadigabilidade (traçado vermelho) por meio da análise da Frequência Mediana. São José dos Campos, 2015.



Desta forma, quando comparados os valores de frequência mediana de todos os indivíduos no tempo inicial e tempo final, constatou-se uma redução média de 15,6% para o músculo fibular longo e 14,4% para o fibular curto, diferença esta estatisticamente significativa p -valor $< 0,05$. Assim, foi possível observar um decréscimo da frequência mediana com o passar do tempo, característica esta esperada durante exercícios fadigantes, especialmente em contrações isométricas (COOREVITS et al., 2005; DIMITROVA et al., 2009; RAVIER et al., 2005), conforme realizado no presente estudo. Tal achado nos permite dizer que fadiga foi alcançada.

Portanto, o procedimento pode ser considerado válido, tendo em vista que devido às alterações mencionadas anteriormente, a fadiga muscular esteve associada com uma diminuição da produção de força e da frequência mediana com o decorrer do tempo.

4.3 COMPORTAMENTO MUSCULAR

4.3.1 Latência

A latência dos músculos que envolvem a articulação do tornozelo é um parâmetro que tem sido muito estudado, particularmente os fibulares longo e curto, devido à suposição de

que o atraso no tempo de resposta destas estruturas pode estar relacionado com a ocorrência de entorses (BRUNT et al., 1992; KARLSSON et al., 1992; KONRADSEN, 2002) e/ou a persistência dos sintomas após uma lesão inicial (CLARK; BURDEN, 2005; HOPKINS et al., 2009; LOFVENBERG et al., 1995; SANTILLI et al., 2005).

4.3.1.1 Antes versus depois da fadiga

A literatura aponta que existe uma relação entre a fadiga e o surgimento de lesões no complexo do tornozelo, contudo poucos estudos analisaram as mudanças que a mesma gera na latência muscular (LAM; GY; CHIEN, 2002), como o presente estudo propõe. Assim, neste caso, não foi possível encontrar diferenças entre os valores de latência, quando comparados antes e depois da fadiga.

Na tabela abaixo, segue a descrição das medianas definidas nas cinco simulações de entorse de tornozelo antes e depois da fadiga, para o grupo estabilidade e instabilidade.

Tabela 4 - Descrição da mediana da latência representada em milissegundos (ms) dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.

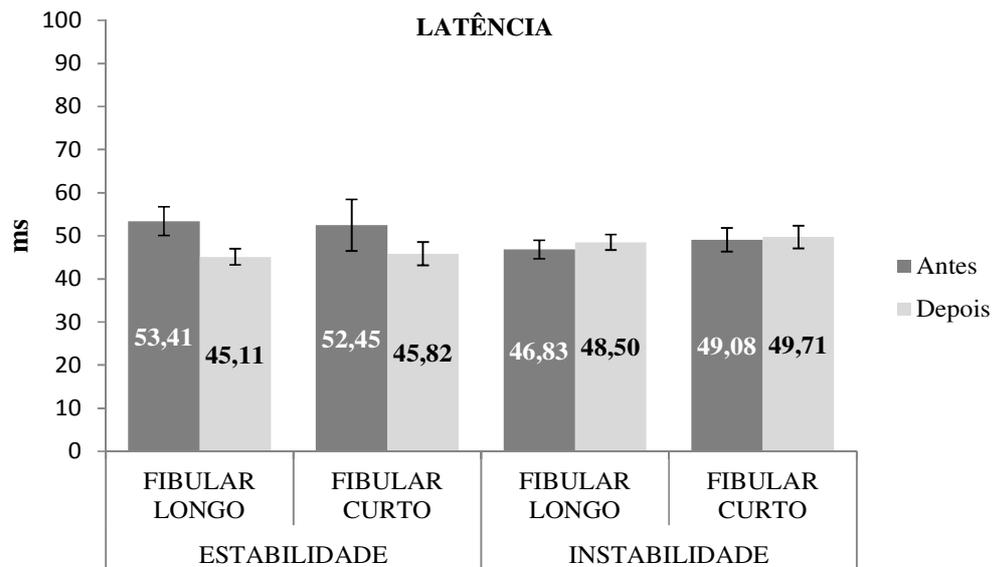
LATÊNCIA					
SUJEITO	MÚSCULO	GRUPO ESTABILIDADE		GRUPO INSTABILIDADE	
		ANTES	DEPOIS	ANTES	DEPOIS
		Mediana		Mediana	
1	FL	50,50	43,50	59,00	55,50
	FC	55,50	57,00	52,00	58,50
2	FL	68,50	36,50	42,50	48,00
	FC	50,00	37,00	71,00	47,50
3	FL	61,00	45,00	50,50	49,50
	FC	55,00	56,00	56,00	66,50
4	FL	46,50	44,00	42,00	45,50
	FC	44,00	36,50	36,50	45,50
5	FL	53,50	45,25	40,50	45,00
	FC	44,50	49,50	43,50	38,00
6	FL	75,00	53,50	52,00	54,00
	FC	109,50	60,50	53,50	51,00
7	FL	54,00	47,00	62,00	53,00
	FC	51,00	46,50	52,50	45,50

Tabela 4 - Descrição da mediana da latência representada em milissegundos (ms) dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.

8	FL	42,00	33,00	41,50	48,00
	FC	42,00	37,50	42,00	48,00
9	FL	37,50	47,50	43,00	56,00
	FC	44,00	46,50	45,00	51,50
10	FL	52,50	54,00	46,00	51,50
	FC	46,00	41,00	54,50	63,50
11	FL	46,50	47,00	41,00	38,00
	FC	35,50	36,00	39,00	37,50
12	FL	-	-	42,00	38,00
	FC	-	-	43,50	43,50

Os valores da média e erro padrão da latência de todos os sujeitos estão representados no gráfico a seguir:

Figura 33 - Média e erro padrão da latência dos músculos fibular longo e curto, antes e depois da fadiga dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.



A diferença percentual da latência na comparação antes e após a fadiga encontra-se descrita na tabela abaixo. Não foram constatadas diferenças estatísticas para tal análise, considerando p-valor < 0,05.

Tabela 5 – Diferença percentual da latência e seus respectivos p-valores na comparação antes e depois da fadiga. São José dos Campos, 2015.

Comparação da Latência antes versus depois da fadiga				
Músculos	Grupo Estabilidade		Grupo Instabilidade	
	Percentual (%)	p-valor	Percentual (%)	p-valor
Fibular Longo	- 15,5	0,051	+ 3,6	0,289
Fibular Curto	- 12,6	0,168	+ 1,3	0,423

+ Aumentou após a fadiga - Diminuiu após a fadiga

Deste modo, foi possível observar a partir do procedimento realizado nesta pesquisa que a latência durante a simulação da entorse de tornozelo não foi influenciada pela fadiga, contrariamente a hipótese levantada inicialmente. Este resultado corrobora com os achados de Wilson e Madigan (2007) e Rodrigues et al. (2015). Wilson e Madigan (2007) induziram a fadiga por meio de contrações dinâmicas concêntricas dos eversores do tornozelo, com a utilização de um dinamômetro isocinético. A latência foi definida como o tempo entre o início da queda da plataforma e a primeira atividade muscular que excedeu a média basal de dois desvios padrão, visualmente identificada após vinte milissegundos. A simulação da entorse foi realizada por meio de inversão abrupta à 20°. Já Rodrigues et al. (2015) utilizaram um protocolo semelhante ao presente estudo e determinaram a latência como um sinal com intensidade maior que três desvios padrão somado a média de quatrocentos a duzentos milissegundos antes da queda da plataforma, utilizaram um ângulo máximo de inversão de 30°.

Em contradição com os resultados da pesquisa atual, Benesch et al. (2000) concluíram que a fadiga muscular levou a um aumento do tempo de resposta dos músculos fibulares curto e longo, após realizarem saltos por dois minutos e serem submetidos à inversão súbita de 30°. A latência foi determinada entre o tempo inicial e a atividade elétrica do músculo. Silva et al. (2006) também encontraram um aumento da latência durante a simulação da entorse em inversão à 20°, após exercícios resistidos dinâmicos e concêntricos para os eversores, a latência foi considerada quando o sinal elétrico excedeu três desvios padrão acima da média dos dois segundos antes da simulação da entorse. Agora, Jackson, Gutierrez e Kaminski

(2009) encontraram redução da latência dos músculos fibulares longo e curto após a fadiga em indivíduos saudáveis, resultado este não encontrado por nenhum outro estudo. O protocolo adotado para indução da fadiga foi composto por contrações dinâmicas excêntricas em um dinamômetro isocinético e a simulação foi realizada por meio de inversão abrupta de 25-30°, com a latência determinada por dez desvios padrão acima da linha de base.

A comparação com os estudos prévios se torna difícil, pois conforme descrito anteriormente foram usados diversos protocolos para indução da fadiga e diferentes ângulos de inclinação da plataforma, além de uma variedade de maneiras para identificação do início da atividade elétrica do músculo. No presente estudo, optou-se pela utilização três desvios padrão acima da média nos cinquenta milissegundos antecedentes a queda da plataforma, pois é de conhecimento que quando se utiliza três desvios acima da média existem 99,7% de chance de se considerar uma atividade muscular diferente do repouso (NEPTUNE; KAUTZ; HULL, 1997). Além do mais, todos os experimentos foram com plataformas inversoras, nenhum com a combinação de flexão plantar, como nesta pesquisa. Desta forma, as diferenças metodológicas entre os experimentos podem justificar a discordância entre os resultados.

A condição da fadiga não ter influenciado a latência, ou seja, o tempo de resposta dos músculos fibulares, pode ser explicado pelo fato de que o sistema nervoso central é muitas vezes capaz de compensar o efeito da fadiga neuromuscular em tarefas motoras (KENNEDY et al., 2011). Assim, em condições de fadiga pode haver um aumento de co-contração de músculos sinérgicos, o que leva a uma melhora da estabilidade postural (CHOW et al., 2004; GRANACHER et al., 2010). No contexto da fadiga muscular local, os efeitos no controle postural são facilmente compensados pelo recrutamento de novas unidades motoras ou a ativação de músculos anteriormente inativos (STRANG; BERG; HIERONYMUS, 2009). Corbeil et al. (2003) propuseram que o aumento do limiar de sensibilidade dos fusos nos músculos fadigados poderia ser compensado por um aumento da contribuição de outros receptores sensoriais envolvidos na regulação postural. Finalmente não afetando o tempo de resposta muscular mesmo em condições de fadiga.

Contudo, tem sido sugerido que a latência durante a inversão súbita é muito lenta para fornecer proteção ao complexo articular do tornozelo. Um torque ativo substancial é visto a 150 ms após a inversão súbita (KONRADSEN, 2002), fato que leva a crer que a latência não é o fator central e principal que garante ou que pode manter a estabilidade local em condições vulneráveis mediante a fadiga, já que a amplitude total de movimento de inversão ocorre de sessenta a 110 ms (KONRADSEN; VOIGT; HOJSGAARD, 1997; ROSENBAUM et al., 2000; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002). Assim, não parece possível estabelecer que

uma resposta ativa a inversão abrupta aconteça em tempo suficiente para proteger a cápsula e ligamentos laterais (KONRADSEN, 2002).

Em outro estudo, Konradsen, Voigt e Hojsgaard (1997) relataram que a latência dos músculos fibulares foi de pelo menos 126 ms para se opor a uma inversão súbita, o que inclui 54 ms do tempo de resposta e 72 ms de atraso eletromecânico, durante a marcha. Entretanto, este estudo, não assumiu nenhuma atividade muscular preparatória antes do contato inicial do pé com o solo. E sabe-se que existe uma pré-atividade dos músculos fibulares que permite criar maior rigidez antes do contato inicial (DIETZ, 1992), e que para estes músculos protegerem o complexo tornozelo-pé é necessária esta ativação precoce (KONRADSEN; VOIGT; HOJSGAARD, 1997). A partir de tal suposição, outros pesquisadores mostraram que os músculos fibulares podem até responder suficientemente rápido de acordo com a taxa de descarga de peso no membro e movimento envolvido (VAES; DUQUET; VAN GHELUWE, 2002). No entanto, mesmo assumindo que os eversores são capazes de gerar uma resposta em tempo hábil durante uma inversão abrupta, a tensão gerada por meio da contração da musculatura deve ser considerada o ponto crítico e tem que ser grande o suficiente para resistir à carga aplicada (KONRADSEN, 2002; PALMIERI-SMITH; HOPKINS; BROWN, 2009). Desta forma, parece mais razoável que o movimento necessário para se opor ao evento lesivo está mais relacionado com a intensidade de contração destes músculos do que com o seu tempo de resposta.

4.3.1.2 Fibular curto versus fibular longo

Foram realizadas, ainda, comparações entre o comportamento do músculo fibular curto e longo. Entretanto, não foram verificadas diferenças entre a latência destes músculos, para p-valor < 0,05, conforme demonstrado nas tabelas a seguir.

Tabela 6 – Diferença percentual e p-valores da latência na comparação entre o músculo fibular curto e longo. São José dos Campos, 2015.

Comparação da Latência fibular curto versus fibular longo				
	Grupo Estabilidade		Grupo Instabilidade	
	Percentual (%)	p-valor	Percentual (%)	p-valor
Antes da fadiga	- 1,8	0,332	+ 4,8	0,410

Tabela 6 - Diferença percentual e p-valores da latência na comparação entre fibular curto e longo. São José dos Campos, 2015.

Depois da fadiga	+	1,6	0,898	+	2,5	0,887
+ Latência maior para o fibular curto em relação ao longo						
- Latência menor para o fibular curto em relação ao longo						

A literatura tem dado grande atenção à investigação da latência dos músculos fibulares, pois estes são considerados os principais músculos para se opor ao movimento durante uma entorse lateral (FONG et al., 2007; RIFAT; MCKEAG, 1996). A contribuição deste grupo muscular para a prevenção de lesões pode ser dividida, segundo Donahue et al. (2014), em tais componentes: a rapidez do reflexo muscular e o nível de contração dos músculos no reflexo de curta e longa latência. E apesar de haver uma discordância se estes músculos são capazes de fato, de se ativarem rápido o suficiente para prevenir uma lesão (KONRADSEN et al., 2007; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002), certamente estas estruturas têm um papel muito importante na estabilidade dinâmica do tornozelo (DONAHUE et al., 2014). Neste contexto, o músculo fibular longo é o mais pesquisado (BENESCH et al., 2000; EBIG et al., 1997; FERNANDES; ALLISON; HOPPER, 2000; HOPKINS et al., 2009), entretanto, através dos resultados obtidos a partir desta pesquisa, sugere-se que os músculos fibulares longo e curto respondem com igual velocidade a um movimento abrupto de inversão e flexão plantar, apontando que ambos são importantes na tentativa de responder rapidamente para estabilizar o complexo tornozelo-pé durante o evento lesivo.

4.3.2 Root Mean Square e Pico

A intensidade de contração muscular influencia no nível de rigidez articular e consequentemente no grau de estabilidade local (GRANATA et al., 2004). Assim, tendo em vista, a importância da ativação muscular para gerar um movimento suficiente e controlar uma inversão inesperada do complexo tornozelo-pé (KONRADSEN, 2002; PALMIERI-SMITH; HOPKINS; BROWN, 2009), optou-se pela análise da amplitude do sinal eletromiográfico, por meio das variáveis RMS e pico, as quais representam a quantidade de ativação muscular.

4.3.2.1 Antes versus depois da fadiga

Foi possível observar uma redução do RMS e Pico durante a simulação da entorse para os músculos fibular longo e curto após a contração fadigante.

A análise descritiva das medianas do RMS e Pico encontradas para cada sujeito nas cinco simulações de entorse de tornozelo, antes e depois da fadiga para o grupo estabilidade e instabilidade, estão nas tabelas a seguir.

Tabela 7 - Descrição da mediana do RMS representado pela %CIVM dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.

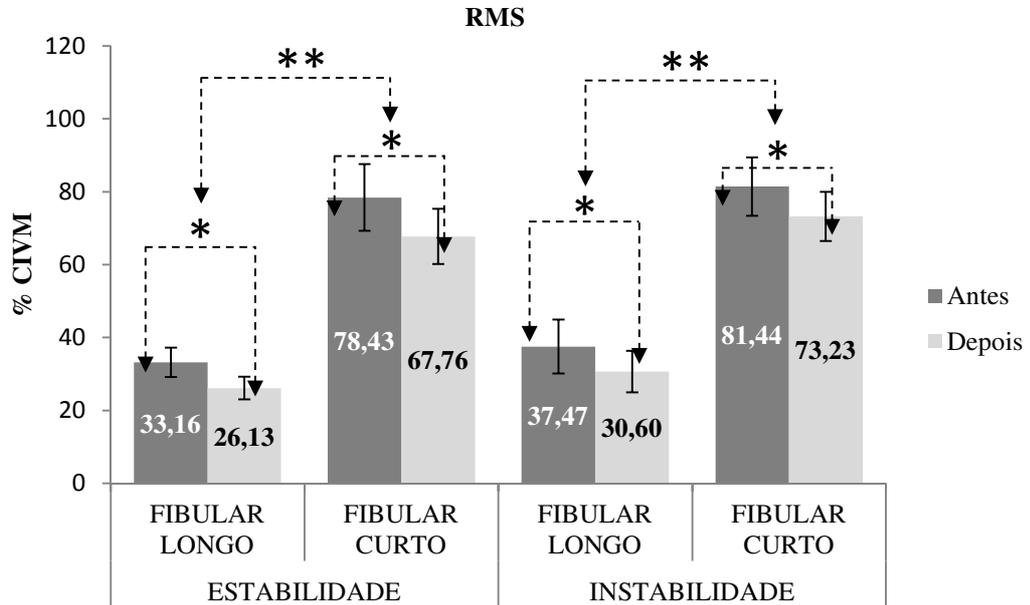
		RMS			
SUJEITO	MÚSCULO	GRUPO ESTABILIDADE		GRUPO INSTABILIDADE	
		ANTES	DEPOIS	ANTES	DEPOIS
		Mediana		Mediana	
1	FL	18,29	14,98	84,61	75,69
	FC	83,36	56,19	77,28	64,62
2	FL	38,31	31,04	91,62	48,64
	FC	137,05	115,54	93,70	86,22
3	FL	56,14	32,99	25,56	19,68
	FC	126,56	103,05	83,76	71,72
4	FL	45,94	44,17	33,16	25,77
	FC	72,74	72,14	53,89	47,55
5	FL	15,65	14,68	23,95	14,44
	FC	33,40	34,22	97,20	88,41
6	FL	20,69	12,63	20,96	13,84
	FC	46,91	41,51	57,40	48,85
7	FL	41,85	36,13	7,26	5,11
	FC	77,15	75,44	150,79	125,87
8	FL	42,42	33,22	29,60	23,13
	FC	70,18	65,98	62,91	58,07
9	FL	38,16	27,78	26,52	33,61
	FC	66,49	40,78	60,69	62,21
10	FL	19,08	19,55	32,43	39,31
	FC	68,98	66,59	55,11	63,23
11	FL	28,24	20,21	49,98	48,33
	FC	79,89	73,96	101,33	102,15
12	FL	-	-	23,99	19,63
	FC	-	-	83,16	59,90

Tabela 8 - Descrição da mediana do Pico representado pela %CIVM dos músculos fibular longo (FL) e fibular curto (FC) antes e depois da fadiga dos indivíduos do grupo estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.

PICO						
		GRUPO ESTABILIDADE		GRUPO INSTABILIDADE		
SUJEITO	MÚSCULO	ANTES	DEPOIS	ANTES	DEPOIS	
		Mediana		Mediana		
1	FL	24,66	20,74	110,01	101,54	
	FC	102,02	78,28	94,21	84,22	
2	FL	54,11	39,35	135,79	109,24	
	FC	191,35	156,11	119,42	105,98	
3	FL	76,94	42,05	33,23	25,39	
	FC	170,41	128,30	106,76	93,26	
4	FL	56,00	45,93	42,17	31,36	
	FC	87,16	91,92	69,38	61,92	
5	FL	19,53	19,33	33,92	17,47	
	FC	44,06	43,87	133,86	112,07	
6	FL	25,31	15,62	29,52	18,57	
	FC	65,96	54,90	73,73	61,02	
7	FL	48,93	41,78	9,74	6,33	
	FC	90,05	87,69	192,30	160,13	
8	FL	47,70	37,40	43,11	33,15	
	FC	93,05	85,06	87,35	74,99	
9	FL	39,12	29,21	35,15	44,06	
	FC	69,61	46,03	71,70	82,33	
10	FL	23,25	25,31	42,17	48,73	
	FC	91,35	86,11	67,14	66,63	
11	FL	36,89	23,73	65,33	60,78	
	FC	107,70	97,72	120,91	115,83	
12	FL	-	-	31,39	23,52	
	FC	-	-	99,04	74,95	

Os valores da média e erro padrão do RMS e Pico de todos os sujeitos estão representados nos gráficos adiante:

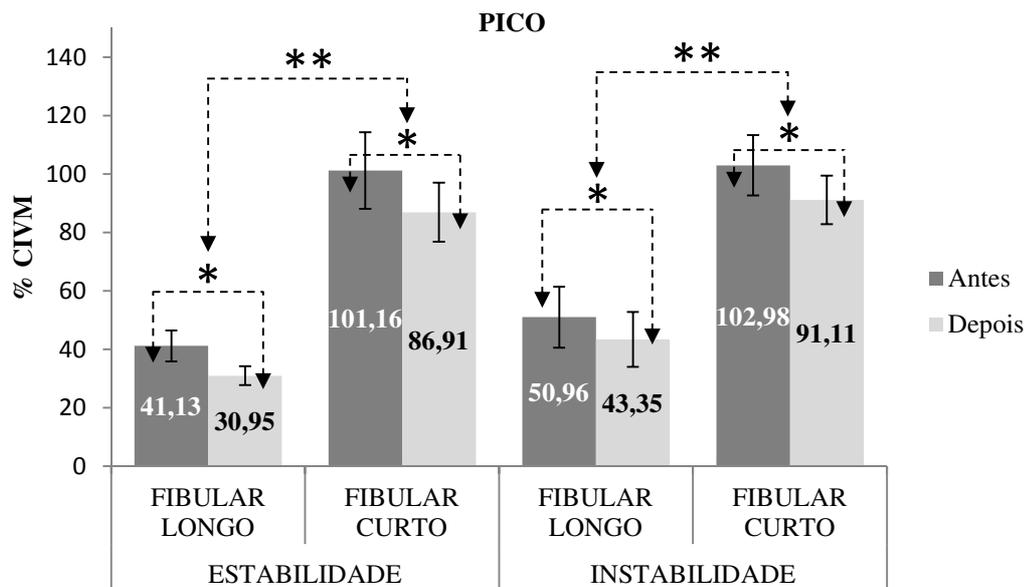
Figura 34 - Média e erro padrão do RMS dos músculos fibular longo e curto, antes e depois da fadiga dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.



* Comparação antes versus depois da fadiga, p-valor < 0,05.

** Comparação FL antes versus FC antes da fadiga, FL depois versus FC depois da fadiga, p-valor < 0,05.

Figura 35 - Média e erro padrão do PICO dos músculos fibular longo e curto, antes e depois da fadiga dos grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.



* Comparação antes versus depois da fadiga, p-valor < 0,05.

** Comparação FL antes versus FC antes da fadiga, FL depois versus FC depois da fadiga, p-valor < 0,05.

A diferença percentual do RMS e Pico na comparação antes e após a fadiga encontram-se descritas nas tabelas abaixo, foi considerado como diferença estatisticamente significativa p -valor $< 0,05$.

Tabela 9 – Diferença percentual do RMS na comparação antes e depois da fadiga e seus respectivos p -valores. São José dos Campos, 2015.

Comparação do RMS antes versus depois da fadiga				
Músculos	Grupo Estabilidade		Grupo Instabilidade	
	Percentual (%)	p -valor	Percentual (%)	p -valor
Fibular Longo	- 21,2	0,004	- 18,3	0,041
Fibular Curto	- 13,6	0,006	- 10,1	0,019

- Diminuiu após a fadiga

Tabela 10 – Diferença percentual do PICO na comparação antes e depois da fadiga e seus respectivos p -valores. São José dos Campos, 2015.

Comparação do Pico antes versus depois da fadiga				
Músculos	Grupo Estabilidade		Grupo Instabilidade	
	Percentual (%)	p -valor	Percentual (%)	p -valor
Fibular Longo	- 24,8	0,006	- 14,9	0,023
Fibular Curto	- 14,1	0,008	- 11,5	0,008

- Diminuiu após a fadiga

Isto posto, nota-se que a fadiga afetou o nível de intensidade de ativação muscular, observado como uma redução do RMS e no pico de amplitude do sinal EMG. Este achado está de acordo com Rodrigues et al. (2015) que utilizaram um protocolo de indução a fadiga similar ao desenvolvido no presente estudo e verificaram a redução da amplitude do sinal eletromiográfico. O mesmo foi encontrado por Jackson, Gutierrez e Kaminski (2009) que sugeriram que a fadiga pode prejudicar a capacidade de um indivíduo para corrigir um movimento inesperado de inversão, devido à redução da atividade muscular. Já Wilson, Madigan (2007) observaram um aumento da amplitude para mulheres e redução em homens após a indução da fadiga, o que pode ser resultado de diferenças inerentes à fisiologia e biomecânica de como cada gênero se comporta mediante a fadiga.

Esta redução da intensidade de contração muscular encontrada pode ser um indicativo de alterações no input neural que chega ao músculo, traduzidas por uma diminuição do

número unidades motoras recrutadas e redução da frequência de disparo dos motoneurônios (BOYAS; GUEVEL, 2011). Tal padrão, reduz a capacidade do músculo gerar força, o que indica possível influência da fadiga denominada central (ENOKA; STUART, 1992), que habitualmente é caracterizada por distúrbios na transmissão neuromuscular entre o SNC e a membrana muscular (GIANNESINI; CAZZONE; BENDAHAN, 2003; SCHILLINGS et al., 2003). Pode-se dizer que a fadiga periférica também justifica este achado, pois a mesma inclui a redução na velocidade da propagação do potencial de ação através da junção neuromuscular e ao longo da fibra muscular (SIECK; PRAKASH, 1995), bem como alterações nos mecanismos de acoplamento de excitação-contração dentro das fibras musculares (NORDLUND; THORSTENSSON; CRESSWELL, 2004). Tais características são expressas por uma diminuição da amplitude do sinal EMG, como observada no presente estudo e representam perturbações no sistema neuromuscular que envolvem mudanças na força muscular e no controle postural (BIZID et al., 2009; HARKINS et al., 2005).

Por sua vez, sabe-se que a rigidez muscular intrínseca fornece a primeira linha de defesa na sequência de uma perturbação e é dependente do nível de ativação muscular (HUSTON; GREENFIELD; WOJTYS, 2000). Assim, pode-se considerar que a fadiga alterou o grau de atividade dos músculos fibulares curto e longo e conseqüentemente afetou o nível de estabilidade articular local, o que pode ajudar a explicar a evidência de que muitas lesões ocorrem no fim de uma competição, quando os atletas estão fadigados.

4.3.2.2 Fibular curto versus fibular longo

Ainda, foram realizadas comparações entre o comportamento do músculo fibular longo e curto. Quando confrontados os valores encontrados, observaram-se maiores valores de RMS e Pico para o músculo fibular curto, conforme ilustrado nas tabelas a seguir.

Tabela 11 – Diferença percentual do RMS quando comparados os músculos fibulares curto e longo e seus respectivos p-valores. São José dos Campos, 2015.

	Comparação do RMS fibular curto versus fibular longo			
	Grupo Estabilidade		Grupo Instabilidade	
	Percentual (%)	p-valor	Percentual (%)	p-valor
Antes da fadiga	+ 136,5	0,000...	+ 117,3	0,002

Tabela 11 – Diferença percentual do RMS quando comparados os músculos fibulares curto e longo e seus respectivos p-valores. São José dos Campos, 2015.

Depois da fadiga	+	159,3	0,000...	+	139,3	0,002
------------------	---	-------	----------	---	-------	-------

+ RMS maior para o fibular curto em relação ao longo

Tabela 12 – Diferença percentual e os correspondentes p-valores do PICO quando comparados os músculos fibulares curto e longo. São José dos Campos, 2015.

Comparação do Pico fibular curto versus fibular longo						
Grupo Estabilidade			Grupo Instabilidade			
	+	Percentual (%)	p-valor	+	Percentual (%)	p-valor
Antes da fadiga	+	146,0	0,000...	+	102,1	0,002
Depois da fadiga	+	180,8	0,000...	+	110,2	0,001

+ Pico maior para o fibular curto em relação ao longo

Assim, foi possível verificar uma maior ativação muscular do fibular curto comparado ao fibular longo, tanto antes e depois da fadiga. Sabe-se que o desempenho-neuromuscular é determinado não apenas pelo tamanho dos músculos envolvidos, mas também pela capacidade do sistema nervoso para ativar apropriadamente os músculos (MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993). O SNC organiza o funcionamento dos tecidos musculares, responsáveis pela produção de tensão mecânica, de modo a exercerem somente a força necessária naquele momento, tanto para a manutenção de uma determinada postura quanto para produzir um movimento específico. Para isso, o SNC utiliza estratégias variadas que combinam o recrutamento das unidades motoras e a ativação das fibras musculares, para que os músculos ativos possam produzir uma intensidade maior ou menor de força (BURKE, 1981; DUCHAUTEAU; SEMMLER; ENOKA, 2006).

Desta forma, parece que o SNC recrutou mais unidades motoras do músculo fibular curto, o que conseqüentemente gerou maior ativação muscular. Este achado permite a suposição de que o fibular curto teve mais condições de produzir força para se opor ao movimento abrupto de inversão e flexão plantar.

4.3.3 Grupo Estabilidade versus Grupo Instabilidade

Com o propósito de identificar possíveis fatores de risco, muitos estudos têm investigado o comportamento muscular entre indivíduos com tornozelos estáveis e cronicamente instáveis (EECHAUTE et al., 2009; FERNANDES; ALLISON; HOPPER, 2000; VAES; DUQUET; GHÉLUWE, 2002). Tem sido crescente a análise de sujeitos com instabilidade funcional, já que esta é avaliada como a incapacidade residual mais comum e grave após a entorse inicial (KARLSSON et al., 1992). De fato, é de extrema importância entender as características da população com sintomas persistentes após um trauma inicial no complexo tornozelo-pé. Por isso, o presente estudo investigou o comportamento dos músculos fibulares curto e longo, entre indivíduos saudáveis e com tornozelos funcionalmente instáveis, em situações de fadiga. Relatos prévios apontam que a força e a latência destes músculos podem predispor a ocorrência e recidivas de lesões por entorse em inversão (HOPKINS et al., 2009; SANTILLI et al., 2005).

Na tabela a seguir, encontram-se descritas as diferenças percentuais entre os grupos estabilidade e instabilidade, foi considerado como valor estatisticamente significativo p-valor < 0,05.

Tabela 13 – Diferença percentual e os correspondentes p-valores da latência, RMS e pico, quando comparados os grupos estabilidade e instabilidade. São José dos Campos, 2015.

Comparação do Grupo Estabilidade versus Grupo Instabilidade						
Variáveis		Fibular Longo			Fibular Curto	
		Percentual (%)	p-valor	Percentual (%)	p-valor	
Latência	Antes da fadiga	- 12,3	0,091	- 6,4	0,928	
	Depois da fadiga	+ 7,5	0,118	+ 8,5	0,260	
RMS	Antes da fadiga	+ 13,0	1,000	+ 3,8	0,740	
	Depois da fadiga	+ 17,1	0,740	+ 8,1	0,833	
Pico	Antes da fadiga	+ 23,9	0,833	+ 1,8	0,651	
	Depois da fadiga	+ 40,1	0,566	+ 4,8	0,880	

+ Maior valor para o grupo instabilidade em relação ao grupo estabilidade

- Menor valor para o grupo instabilidade em relação ao grupo estabilidade

Pode-se observar, no entanto, que em divergência com a hipótese levantada inicialmente, a partir da comparação feita entre tornozelos estáveis e funcionalmente instáveis não foram encontradas diferenças para nenhuma das variáveis analisadas (latência, RMS, pico), tanto em condições de repouso como mediante a fadiga.

Freeman et al. (1965) foram os primeiros a fundamentar a instabilidade funcional, eles propuseram que as lesões capsulares e ligamentares do complexo articular tornozelo-pé poderiam implicar em uma falta de aferência parcial ou permanente. Esta falta de input sensorial justificaria a instalação da instabilidade funcional do tornozelo, devido a um atraso e redução da resposta reflexa nos músculos eversores, afetando a capacidade destas estruturas para se opor a um movimento inesperado de inversão (WILKERSON; NITZ, 1994). Contudo, alguns estudos demonstraram que a propriocepção local não depende somente dos mecanorreceptores dos ligamentos e cápsula articular (RICHIE, 2001).

A ausência de diferença entre tornozelos estáveis e funcionalmente instáveis está de acordo com Ebig et al. (1997) que também não relataram diferenças entre tornozelos saudáveis e indivíduos com história prévia de entorse unilateral, durante o movimento súbito de inversão e flexão plantar a 20°. Estes autores consideraram que tal resultado, pode ter sido influenciado pelo fato de todos os indivíduos terem realizado algum tipo de reabilitação proprioceptiva após a lesão inicial, além de estarem fisicamente ativos durante o protocolo experimental. Assim, o treinamento prévio possivelmente ajudou a restabelecer os déficits provenientes da entorse. Além disso, apontaram também a questão de que a instabilidade funcional foi definida apenas através do auto relato do participante e a importância de quantificar esta característica.

O mesmo resultado foi achado por Johnson, Johnson (1993) quando compararam indivíduos com entorse lateral reabilitado não cirurgicamente, entorse reabilitado por cirurgia e tornozelo sem lesão, mediante a simulação da lesão em inversão a 35°. Tais autores fizeram a suposição de que a falta de significância nos resultados pode ser atribuída às diferenças interindividuais, observadas através da variabilidade e grandes desvios padrão em todos os grupos. E concluíram, portanto, que o procedimento cirúrgico não alterou a latência e que nenhum dano permanente parece resultar em modificações no tempo de resposta muscular, após uma lesão inicial.

Vaes, Duquet, Gheluwe (2002) também não encontraram disparidade dos valores de latência entre tornozelos saudáveis e instáveis, durante a simulação da entorse a 50°. No entanto, como obtiveram outros achados no experimento, a discussão da latência foi limitada na comparação com outros estudos. Puderam observar um menor tempo nos primeiros pontos de desaceleração e uma maior velocidade de inversão nos indivíduos com tornozelos instáveis, durante a simulação da entorse. E assim, estabeleceram a importância de um controle antecipado durante o evento lesivo.

Em contrapartida aos resultados encontrados no presente estudo, Konradsen e Ravn (1990) constataram um atraso significativo para latência dos músculos fibulares em pacientes com tornozelos instáveis funcionalmente, durante a simulação da entorse em inversão a 30°. Justificaram este resultado pela alteração do input sensorial presente nos indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo, conforme fundamentado por Freeman et al. (1965).

Karlsson e Andreasson (1992) observaram que os membros de indivíduos com instabilidade unilateral do tornozelo, apresentavam latências significativamente maiores para o músculo fibular longo comparado ao membro contralateral saudável, durante a inversão súbita à 30°. Apoiando assim os resultados de Konradsen e Ravn (1990) e a teoria de desaferência proposta por Freeman et al. (1965).

Em outro estudo, Vaes, Duquet, Gheluwe (2001), avaliaram indivíduos com relato de instabilidade de tornozelo em comparação com um grupo de pessoas com tornozelos estáveis e puderam observar que o tempo total de supinação foi mais curto e que houve aumento da latência do músculo fibular longo nos voluntários com instabilidade de tornozelo, quando impostos ao movimento abrupto de supinação a 50°. A partir disto, admitiram que o controle de tornozelos instáveis é menos eficiente em desacelerar o movimento inesperado de supinação e destacaram a importância da reabilitação baseada no aumento da velocidade de ativação da musculatura eversora.

Recentemente, Donahue, Docherty, Riley (2014) encontraram atraso no reflexo de curta latência e redução da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos fibulares em indivíduos com instabilidade funcional quando comparados com indivíduos saudáveis, mediante a inversão súbita à 30° durante a caminhada. Sugeriram a partir destes resultados, que indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo apresentam alteração na estratégia neural global para se opor a um evento lesivo, devido à lesão músculo esquelética persistente. O que implicaria em danos substanciais nas fibras musculares intrafusais ou na inervação dos músculos fibulares.

Logo, pode-se observar que não existe um consenso na literatura em relação ao comportamento muscular entre tornozelos estáveis e instáveis, durante a simulação da entorse lateral do tornozelo. Isso pode ser justificado, pelo fato de existirem diferentes critérios de inclusão e definições de instabilidade tornozelo (DELAHUNT et al., 2010), por exemplo:

- Konradsen e Ravn (1990) consideraram como instabilidade funcional indivíduos com queixas de entorses e/ou frequentes sensações de falseio do tornozelo, destes quinze apresentavam queixa de instabilidade grave, necessitando do uso faixas ou órteses para participar de atividades esportivas.

- Karlsson e Andreasson (1992) avaliaram indivíduos com instabilidade unilateral do tornozelo, todos apresentavam instabilidade mecânica, analisada por medidas radiográficas padronizadas.

- Johnson e Johnson (1993) determinaram a instabilidade unilateral, por meio de história de recorrentes entorses e diagnóstico de lesão ligamentar grau II ou mais.

- Ebig et al. (1997) analisaram indivíduos com história de entorse unilateral do tornozelo, sendo necessário o uso de suportes de proteção e/ou imobilização em decorrência da lesão, além de auto relato de percepção de instabilidade funcional.

- Vaes, Duquet e Gheluwe (2001) identificaram indivíduos com tornozelo instável, como aqueles com relato de pelo menos uma entorse traumática, seguida de imobilização, com queixas de dor, inchaço e rigidez por pelos menos três semanas, ou o primeiro trauma deveria ser seguido de pelo menos duas entorses, com queixa de dor e edema nos dois primeiros dias ou ainda relatar sensação de instabilidade e entorses recorrentes.

- Vaes, Duquet e Gheluwe (2002) incluíram em seu estudo pessoas com história de entorse lateral do tornozelo traumático, seguido de dor e inchaço durante pelo menos 48h e incapacidade para participar de atividades recreativas por pelo menos três semanas, associado ao relato de queixas de entorses repetitivas e sensação de falseio.

- Donahue, Docherty, Riley (2014) definiram a instabilidade funcional através de questionários, o CAIT e Ankle Instability Instrument.

Pesquisas anteriores apontam a importância em determinar e quantificar a instabilidade funcional do tornozelo (EBIG et al., 1997; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002). No presente estudo, utilizou-se a versão em português do CAIT com o objetivo de discriminar, ou seja, diferenciar indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo daqueles com tornozelos saudáveis e formar uma amostra homogênea (MOREIRA; SABINO; RESENDE, 2010).

Dos experimentos mencionados anteriormente, o único que utilizou um critério de inclusão semelhante a presente pesquisa foi Donahue, Docherty, Riley (2014), entretanto as relações com este trabalho ficam comprometidas, pois a entorse foi simulada durante a caminhada, diferentemente deste experimento, em que a simulação partiu da posição ortostática.

Embora a maioria dos estudos tenha utilizado uma plataforma simuladora com amplitude máxima de 30°, nenhuma das pesquisas analisou os músculos fibulares mediante o movimento abrupto de inversão e flexão plantar à 30° e ainda não foi encontrada nenhuma

comparação anterior entre tornozelo estáveis e instáveis em condições de fadiga, como na presente pesquisa.

Além disso, a literatura tem proposto que a falta de aferência articular pode não ser o processo pelo qual os indivíduos desenvolvem instabilidade funcional, e que outros fatores como a programação motora central pode ser mais relevante (RIEMANN et al., 2004). Um estudo realizado por Caulfield et al. (2004), mostrou que não existe qualquer alteração na atividade eletromiográfica dos músculos fibulares após o contato inicial com o solo, em indivíduos com tornozelos instáveis. No entanto, esta mesma pesquisa, demonstrou que antes do contato com o solo durante a aterrissagem de um salto estes sujeitos exibiram uma redução da atividade eletromiográfica do músculo fibular longo. Desta forma, os autores concluíram que indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo apresentaram alterações no controle motor fornecendo evidência direta de modificações na programação central. O que está de acordo com a hipótese Riemann et al. (2004), que propuseram que mudanças no comando motor central podem ser mais importantes que a desaferência articular e a resposta reflexa dos músculos fibulares.

Assim, diante dos resultados do presente estudo, a instabilidade funcional do tornozelo não pode ser consequência de um atraso na latência ou do nível de ativação muscular dos fibulares mediante a um movimento súbito em inversão e flexão plantar, ou seja, as possíveis alterações proprioceptivas encontradas neste grupo de pessoas não modificaram o comportamento muscular quando comparado a indivíduos saudáveis, mesmo em condições de fadiga, refutando assim a teoria de desaferência, conforme descrito anteriormente por Freeman (1965).

Em vista disto, parece mais razoável assumir que as diferenças entre tornozelos estáveis e instáveis estão mais relacionadas com a capacidade de ativação dos músculos de forma preparatória a um evento lesivo, do que necessariamente seu tempo de reposta ou nível de ativação durante a entorse lateral de tornozelo.

5 LIMITAÇÕES

No desenvolvimento da pesquisa científica, busca-se sempre reproduzir no ambiente experimental circunstâncias que se aproximam da realidade, para que os resultados obtidos possam ser extrapolados para a população em geral. Todavia, mesmo com muito rigor metodológico existem algumas limitações pertinentes ao desenvolvimento do protocolo adotado.

Para a simulação da entorse de tornozelo optou-se pela posição inicial em ortostatismo, entretanto, esta condição não representa completamente uma situação real. Assim, projeções futuras que permitam a análise em situações cotidianas ou em gestos esportivos, como caminhada e saltos, são importantes.

Outro aspecto é o fato dos indivíduos terem descarregado o peso uniformemente entre os membros, este critério foi utilizado para que não fosse possível reconhecer previamente o lado que seria submetido à simulação da entorse. Contudo, durante uma entorse de tornozelo o peso habitualmente está completamente descarregado no membro que se lesiona. Uma possibilidade é o desenvolvimento futuro de uma plataforma de força para observar a distribuição da descarga de peso entre os membros, além da análise do deslocamento do centro de massa e pressão plantar durante a simulação da entorse lateral.

Outra característica, é o modo de indução da fadiga de forma local e isométrica dos músculos fibulares, optou-se por este procedimento, pois o objetivo foi isolar e analisar o comportamento deste grupo muscular, apesar do grande controle metodológico é relevante que estudos posteriores busquem métodos de indução da fadiga em condições dinâmicas.

Além disso, foram analisados somente os músculos fibulares curto e longo, embora muito importantes, não são os únicos estabilizadores do complexo articular tornozelo-pé, assim a importância de pesquisas futuras investigarem o comportamento dos demais músculos envolvidos, tanto locais como de articulações proximais.

6 CONCLUSÃO

Conclui-se a partir do protocolo experimental adotado que o controle neuromuscular local ficou comprometido em situações de fadiga, devido à redução do nível de atividade dos músculos fibular longo e curto, o que por conseguinte pode alterar as condições de estabilidade articular e predispor a ocorrência de lesões. Além disso, não foi possível observar diferença no comportamento muscular entre tornozelos estáveis e funcionalmente instáveis.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABD-ELFATTAH, H.M.; ABDELAZEIM, F.H.; ELSHENNAWY, S. Physical and cognitive consequences of fatigue: A review. **Journal of Advanced Research**, Cairo, v. 6, n. 3, p. 351–358, may. 2015.

ADAM, A.; DE LUCA, C.J. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 99, n. 1, p. 268-280, jul. 2005.

AHO, L.; FASCIA, P.; GISSELMANN, A. L'impact sócio économique des endorses de cheville peut-il être évalué? **Réanimation Urgences**, v.4, p. 553–555, jan. 1995 .

ALLEN, D.G.; LAMB, G.D.; WESTERBLAD, H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. **Physiological Reviews**, Berlin, v.88, n. 1, p. 287-232, jan. 2008.

ASHTON-MILLER, J.A. et al. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 24, n. 6, p. 800-809, nov. 1996.

AYDOGAN, U.; GLISSON, R.R.; NUNLEY, J.A. Extensor retinaculum augmentation reinforces anterior talofibular ligament repair. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 442, p. 210–15, jan. 2006.

AZEVEDO, F. M. **Avaliação da força e da atividade elétrica do músculo quadríceps femoris submetido a exercícios com resistência elástica**. 2003. 110f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

BAUMHAUER, J.F. et al. Test-retest reliability of ankle injury risk factors. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 23, n. 5, p. 571-574, sep. 1995.

BECHER, C. et al. Microfracture for chondral defects of the talus: maintenance of early results at midterm follow-up. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 18, n. 5, p. 656-663, may. 2010.

BENESCH, S. et al. Reliability of peroneal reaction time measurements. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 15, n. 1, p. 21-28, jan. 2000.

- BEYNNON, B.D.; MURPHY, D.F.; ALOSA, D.M. Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 4, p. 376-380, oct. 2002.
- BHASKARAN, D. et al. Effect of a combined inversion and plantarflexion surface on ankle kinematics and EMG activities in landing. **Journal of Sport and Health Science**, v. 1, p. 1-23, dec. 2015.
- BIZID, R. et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 106, n. 3, p. 375-380, jun. 2009.
- BOYAS, S.; GUEVEL, A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 54, n. 2, p. 88-108, mar. 2011.
- BRAUN, B.L. Effects of ankle sprain in a general clinic population 6 to 18 months after medical evaluation. **Archives of Family Medicine**, v. 8, n. 2, p. 143-148, mar. 1999.
- BRIDGMAN, S.A. et al. Population based epidemiology of ankle sprains attending accident and emergency units in the West Midlands of England, and a survey of UK practice for severe ankle sprains. **Emergency Medicine Journal**, v. 20, n. 6, p. 508-510, nov. 2003.
- BRODY, L.R. et al. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 71, n. 5, p. 1878-1885, nov. 1991.
- BRUNT, R.L. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 24, n. 2, p. 171-176, feb. 1992.
- BUCKWALTER, J.A.; SALTZMAN, C.; BROWN, T. The impact of osteoarthritis: implications for research. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 427, p. 6-15, oct. 2004.
- BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 6, p. 1023-1035, dec. 2010.
- BURKE, R.E. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In:____. **Handbook of physiology: The nervous system**. Bethesda: V.B. Books, 1981. 345-422 p.

CAULFIELD, B. et al. Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. **Journal of Sport Rehabilitation**, Champaign, v.13, n. 3, p. 189-200, aug. 2004.

CIFREK, M. et al. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 24, n. 4, p. 327-340, may. 2009.

CHAN, Y.Y. et al. A mechanical supination sprain simulator for studying ankle supination sprain kinematics. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 41, n. 11, p. 2571-2574, aug. 2008.

CHOW, D.H. et al. Postural and trunk muscle response to sudden release during stoop lifting tasks before and after fatigue of the trunk erector muscles. **Ergonomics**, London, v. 47, n. 6, p. 607-624, may. 2004.

CLARK, V.M.; BURDEN, A.M. A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. **Physical Therapy in Sport**, Edinburgh, v. 6, n. 4, p. 181-187, nov. 2005.

COOREVITS, P.L.M. et al. Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 15, n. 5, p. 444-451, oct. 2005.

COOKE, M.W. et al. A survey of current consultant practice of treatment of severe ankle sprains in emergency departments in the United Kingdom. **Emergency Medicine Journal**, v. 20, n. 6, p. 505-507, nov. 2003.

CORBEIL, P. et al. Perturbation of the postural control system induced by muscle fatigue. **Gait and Posture**, Oxford, v. 18, n. 2, p. 92-100, oct. 2003.

CORDOVA, M.L. et al. Long-term ankle brace use does not affect peroneus longus muscle latency during sudden inversion in normal subjects. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 35, n. 4, p. 401-411, oct. 2000.

CORDOVA, M.L. et al. Cryotherapy and ankle bracing effects on peroneus longus response during sudden inversion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 2, p. 348-353, apr. 2010.

DELAHUNT, E. et al. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 42, n. 11, p. 2106-2121, nov. 2010.

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

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 13, n. 2, p. 135-163, jan. 2006.

DIAS, A. et al. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. **Physical Therapy in Sport**, Edinburgh, v. 12, n. 2, p. 87-92, may. 2011.

DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. **Physiological Reviews**, Berlin, v. 72, n. 1, p. 33-69, jan. 1992.

DIMITROVA, N.A.; DIMITROV, G.V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 13, n. 1, p. 13-36, feb. 2003.

DIMITROVA, N.A. et al. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 19, n. 2, p. 252-258, apr. 2009.

DOCHERTY, C.L. et al. Development and reliability of the Ankle Instability Instrument. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 41, n. 2, p. 154-158, jan. 2006.

DOHERTY, C. et al. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. **Sports Medicine**, Auckland, v. 44, n. 1, p. 123-140, jan. 2014.

DONAHUE, M.S.; DOCHERTY, C.L.; RILEY, Z.A. Decreased fibularis reflex response during inversion perturbations in FAI subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 24, n. 1, p. 84-89, feb. 2014.

DUCHATEAU, J.; SEMMLER, J.G.; ENOKA, R.M. Training adaptations in the behavior of human motor units. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 101, n. 6, p. 1766-1775, jun. 2006.

EBIG, M. et al. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. **Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 26, n. 2, p. 73-77, aug. 1997.

EECHAUTE, C.; et al. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 42, n. 1, p. 60-65, jan. 2007.

EECHAUTE, C.; et al. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. **Gait and Posture**, Oxford, v. 30, n. 1, p. 82-86, jul. 2009.

ENOKA, R.M.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Physiology**, Cambridge, v. 586, n. 1, p. 11-23, jan. 2008.

ENOKA, R.M.; STUART, D.G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 72, n. 5, p. 1631-1648, may. 1992.

FARINA, D. et al. Standardizing surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 86, n. 6, p. 469-478, apr. 2002.

FERNANDES, N.; ALLISON, G.; HOPPER, D. Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbations. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 375, p. 193-201, jun. 2000.

FITTS, R. H. Cellular, molecular, and metabolic basis of muscle fatigue. In:___ **Handbook of physiology**, Bethesda: V.B. Books, 1996. 1150-1183 p.

FITZPATRICK, R. et al. Evaluating patient-based outcome measures for use in clinical trials. **Health Technology Assessment**, v. 2, n. 14, p. 1-74, jan. 1998.

FONG, D.T. et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. **Sports Medicine**, Auckland, v. 37, n. 1, p. 73-94, jan. 2007.

FONG, D.T. et al. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. **Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology**, v. 14, n. 1, p. 1-14, jul. 2009.

FREEMAN, M.A.R. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. **The Bone and Joint Journals**, v. 7, n. 4, p. 669-677, nov. 1965.

GABBETT, T.J. Incidence, site, and nature of injuries in amateur rugby league over three consecutive seasons. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 34, n. 2, p. 98-103, apr. 2000.

GIANNESINI, B.; COZZONE, P.J.; BENDAHAN, D. Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. **Biochimie**, Paris, v. 85, n. 9, p. 873-883, sep. 2003.

GRANACHER, U et al. Effects of ankle fatigue on functional reflex activity during gait perturbations in young and elderly men. **Gait and Posture**, Oxford, v. 32, n. 1, p. 107-112, may. 2010.

GRANATA, K.P. et al. Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 14, n. 5, p. 599-609, oct. 2004.

GRIBBLE, P.A. et al. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 39, n. 4, p. 321-329, oct. 2004.

GRIBBLE, P.A. et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the international ankle consortium. **Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 43, n. 8, p. 585-591, aug. 2013.

GRIBBLE, P.A. et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: A position statement of the International Ankle Consortium. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 49, n. 1, p. 121-127, jan. 2014.

GURNEY, B.; MILANI, J.; PEDERSEN, M. Role of fatigue on proprioception of the ankle. **Journal of Exercise Physiology**, v. 3, n. 1, p. 8-13, jan. 2000.

HARKINS, K.M. et al. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 40, n. 3, p. 191-194, jul. 2005.

HARTSELL, H.D.; SPAULDING, S.J. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 33, n. 4, p. 255-258, aug. 1999.

HERSHKOVICH, O. et al. Large-Scale Study on Epidemiology and Risk Factors for Chronic Ankle Instability in Young Adults. **Journal Foot and Ankle Surgery**, v. 54, n. 2, p. 183-187, mar. 2015.

HERTEL, J. Functional instability following lateral ankle sprain. **Sports Medicine**, Auckland, v. 29, n. 5, p. 361-371, may. 2000.

HERTEL, J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 4, p. 364-375, oct. 2002.

HILLER, C.E. et al. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 87, n. 9, p. 1235-1241, sep. 2006.

HILLER, C.E. et al. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 45, n. 8, p. 660-672, jun. 2011.

HODGES, P.W.; BUI, B.H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. **Electroencephalography And Clinical Neurophysiology**, Amsterdam, v. 101, n. 6, p. 511-519, dec. 1996.

HOPKINS, J.T.; MCLODA, T.; MCCAWE, S. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 99, n. 4, p. 371-378, mar. 2007.

HOPKINS, J.T. et al. M. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. **Journal of Orthopaedic Research**, Hoboken, v. 27, n. 12, p. 1541-1546, dec. 2009.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. São Paulo: Atheneu, 1993. 207-247 p.

HUBBARD, T.J. et al. Contributing factors to chronic ankle instability. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v. 28, n. 3, p. 343-354, mar. 2007.

HUPPERETS, M.D.W.; VERHAGEN, E.A.L.M.; VAN MECHELEN, W. Effect of unsupervised home based proprioceptive training on recurrences of ankle sprain: randomised controlled trial. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 339, p. 1-6, feb. 2009.

HUSTON, L. J.; GREENFIELD, M.; WOJTYS, E.M. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 372, p. 50-63, jan. 2000.

HUSTON, J.L. et al. The effects of calf muscle fatigue on sagittal-plane joint-position sense in the ankle. **Journal of Sport Rehabilitation**, Champaign, v. 14, n. 1, p. 168-184, jan. 2005.

IZAL-GONZÁLEZ, M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n. 4, p. 501-512, aug. 2012.

JACKSON, N.D.; GUTIERREZ, G.M; KAMINSKI, T. The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 19, n. 1, p. 75-84, aug. 2009.

JAIN, K., WAUNKA, C., LIU, W. Unloading reaction during sudden ankle inversion in healthy adults. **Gait and Posture**, Oxford, v. 39, n. 1, p. 529-533, sep. 2014.

JAVED, A.; WALSH, H.P.J.; LEES, A. Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle. **Journal Foot and Ankle Surgery**, v. 5, n. 3, p. 159-166, jul. 1999.

JOHANSSON, H.; SJOLANDER, P.; SOJKA, P. A sensory role for the cruciate ligaments. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 168, p. 161-178, jul. 1991.

JOHNSON, M.B.; JOHNSON, C.L. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. **Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 18, n. 3, p. 497-501, sep. 1993.

KALLENBERG, L.A.C. et al. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 17, n. 3, p. 264-274, jun. 2007.

KAMINSKI, T.W.; HARTSELL, H.D. Factors contributing to chronic ankle instability: a strength perspective. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 4, p. 394-405, oct. 2002.

KARLSSON, J. et al. The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v. 8, n. 2, p. 129-144, may. 1992.

KARLSSON, J.; ANDREASSON, G.O. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 20, n. 3, p. 257-261, may. 1992.

KAY, D. et al. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 10, n. 6, p. 425-431, dec. 2000.

KENNEDY, A. et al. Neuromuscular fatigue induced by alternating isometric contractions of the ankle plantar and dorsiflexors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 21, n. 3, p. 471-477, jun. 2011.

KNIGHT, A. C.; WEIMAR, W.H. Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. **Journal of Sport Rehabilitation**, Champaign, v. 20, n. 3, p. 321-332, aug. 2011.

KONRADSEN, L.; RAVN, J.B. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, Copenhagen, v. 61, n. 5, p. 388-390, oct. 1990.

KONRADSEN, L.; RAVN, B.J. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 13, n. 3, p. 290-292, jun. 1991.

KONRADSEN, L.; RAVN, J.B.; SORENSEN, A.I. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. **The Bone and Joint Journals**, v. 75, n. 3, p. 433-436, may. 1993.

KONRADSEN, L.; VOIGT, M.; HOJSGAARD, C. Ankle inversion injuries: the role of the dynamic defense mechanism. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 25, n. 1, p. 54-58, jan. 1997.

KONRADSEN, L.; OLESEN, S.; HANSEN, H.M. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 26, n. 1, p. 72-77, jan. 1998.

KONRADSEN, L. Factors contributing to chronic ankle instability: kinesthesia and joint position sense. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 4, p. 381-385, oct. 2002.

LAM, R. Y.; NG, G.Y.; CHIEN, E.P. Does wearing a functional knee brace after hamstring reflex time in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during muscle fatigue?

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Philadelphia, v. 83, n. 7, p. 1009-1012, jul. 2002.

LAMB, S.E. et al. Mechanical supports for acute, severe ankle sprain: a pragmatic, multicentre, randomized controlled trial. **The Lancet**, v. 373, p. 575-581, feb. 2009.

LEPHART, S.M. et al. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 25, n. 1, p. 130-137, jan. 1997.

LIU, Y.; JENG, S.; LEE, A.J.Y. The influence of ankle sprains on proprioception. **Journal of Exercise Science and Fitness**, v. 3, n. 1, p. 33-38, jan. 2005.

LOFVENBERG, R.; KARRHOLM, J.; LUND, B. The outcome of nonoperated patients with chronic lateral instability of the ankle: a 20-year followup study. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v. 5, n. 4, p. 165-169, apr. 1994.

LOFVENBERG, R. et al. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 23, n. 4, p. 414-417, jul. 1995.

LOWERY, M. M.; O'MALLEY, M.J. Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions. **Transactions on Biomedical Engineering**, v. 50, n. 9, p. 1052-1062, sep. 2003,

LUCIANO, A.P.; LARA, L.C.R. Estudo epidemiológico nas lesões do pé e tornozelo na prática desportiva recreacional. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 20, n. 6, p. 339-342, nov. 2012.

LUTTMANN, A.; JAGER, M.; LAURIG, W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Amsterdam, v. 25, n. 6, p. 645-660, jun. 2000.

LYNCH, S.A. et al. Electromiographic latency changes in the ankle, musculature during inversion moments. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 24, n. 3, p. 362-369, may. 1996.

MAFFULLI, N.; FERRAN, N.A. Management of acute and chronic ankle instability. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, Rosemont, v. 16, n. 10, p. 608-615, oct. 2008.

MARTIN, B. et al. Ankle Sprain Complications. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, v. 25, n. 2, p. 203-247, apr. 2008.

MASUDA, K. et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 9, n. 1, p. 39-46, feb. 1999.

MCCOMAS, A.J. Fatigue. In:____. **Skeletal Muscle – Form and function**. Champaign: Human Kinetics, 1996. 226-244 p.

MCLODA, T.A.; HANSEN, A.J. Effects of a task failure exercise on the peroneus longus and brevis during perturbed gait. **Electromyography and clinical neurophysiology**, Beauveemain, v. 45, n. 1, p. 53-58, jan. 2005.

MERLETTI, R.; PARKER, P.A. Myoelectric Manifestations of muscle fatigue. In:____. **Electromyography – Physiology, engineering and noninvasive applications**. Hoboken: John Wiley and Sons, v.1, 2004. 233-358 p.

MONAGHAN, K.; DELAHUNT, E.; CAULFIELD, B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 21, n. 2, p. 168-174, nov. 2006.

MOREIRA, P.; GENTIL, D.; OLIVEIRA, C. Prevalência de lesões na temporada 2002 da Seleção Brasileira Masculina de Basquete. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 9, n. 5, p. 258-262, jul. 2003.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 74, n. 4, p. 1729-1734, apr. 1993.

MORITANI T.; et al. Electrophysiology and kinesiology for health and disease. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 15, n. 3, p. 240-255, jun. 2005.

MORGAN, R. M. et al. Effects of elevated plasma tryptophan on brain activation associated with the Stroop task. **Journal Psychopharmacology**, Oxford, v. 190, n. 3, p. 383-389, feb. 2006.

MYERS, J.B. et al. Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 34, n. 4, p. 362-367, oct. 1999.

MYERS, J. B. et al. Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 31, n. 4, p. 498-506, jul. 2003.

NEPTUNE, R.R; KAUTZ, A.S.; HULL, M.L. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 30, n. 10, p. 1051-1058, oct. 1997.

NORDEZ, A. et al. Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 19, n. 3, p. 484-491, jun. 2009.

NORDLUND, M.M.; THORSTENSSON, A.; CRESSWELL, A.G. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 96, n. 1, p. 218-225, jan. 2004.

NORONHA, M. et al. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). **Disability and Rehabilitation**, London, v. 30, n. 26, p. 1959-1965, jan. 2008.

OCARINO, J.M. et al. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas Ciências da Reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 6, n. 4, p. 305-310, jul. 2005.

OCHSENDORF, D.T.; MATTACOLA, C.G.; ARNOLD, B.L. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 35, n. 1, p. 26-30, jan. 2000.

OLIVEIRA, A.S.C. et al. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and clinical neurophysiology**, Beauveemain, v. 45, n. 3, p. 167-175, apr. 2005.

OSBORNE, M.D. et al. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 29, n. 5, p. 627-632, sep. 2001.

PACHECO, A. M.; VAZ, M. A.; PACHECO, I. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de voleibol e não atletas que sofrem entorse de tornozelo. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 6, p. 325-330, nov. 2005.

PAGALA M.; et al. Skeletal muscle fatigue and physical endurance of young and old mice. **Muscle and Nerve**, New York, v. 21, n. 12, p. 1729-1739, dec. 1998.

PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, Oxford, v. 36, n. 1, p. 162-176, jan. 2012.

PALMIERI-SMITH, R.M.; HOPKINS, J.T.; BROWN T.N. Peroneal Activation Deficits in Persons With Functional Ankle Instability. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 37, n. 5, p. 982-988, mar. 2009.

PASQUET, B. et al. Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. **Muscle and Nerve**, New York, v. 23, n. 11, p. 1727-1735, nov. 2000.

PIJNENBURG, A.C. et al. Operative and functional treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. A randomised, prospective trial. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 85, n. 4, p. 525-530, may. 2003.

PINCIVERO, D. et al. Gender differences in the relationship between quadriceps work and fatigue during high-intensity exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado Springs, v. 14, n. 2, p. 202-206, may. 2000.

PINTO, M. et al. Prospective analysis of ice hockey injuries at the Junior A level over the course of one season Clin. **Clinical Journal of Sport Medicine**, New York, v. 9, n. 2, p. 70-74, apr. 1999.

PORTNEY L, WATKINS M. **Foundation of Clinical Research. Application to Clinical Practice**. 2. ed. Upper Saddle River: Hardback, 2000. 505–528 p.

RAVIER, P. et al. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 15, b. 2, p. 210-221, apr. 2005.

RICHIE, D.H. Functional Instability of the Ankle and the Role of Neuromuscular control: A Comprehensive Review. **Journal Foot and Ankle Surgery**, v. 40, n. 4, p. 240-251, jul. 2001.

RIEMANN, B.L. LEPHART, S.M. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 1, p. 71-79, jan. 2002.

RIEMANN, B.L. et al. Effect of lateral ankle ligament anesthesia on single-leg stance stability. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 36, n. 3, p. 388-396, mar. 2004.

RIFAT, S.F.; MCKEAG, D.B. Practical methods of preventing ankle injuries. **American Family Physician**, Kansas City, v. 53, n. 8, p. 2491-2498, jun. 1996.

RODRIGUES, K.A. et al. A fadiga influencia a resposta dos músculos eversores após a simulação de uma entorse do tornozelo? **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 21, n. 1, p. 8-11, jan. 2015.

ROGERS, D.R.; MACLSAAC, D.T. A comparison of EMG-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 23, n. 5, p. 1004-1011, jun. 2013.

ROSENBAUM, D. et al. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. **Journal Foot and Ankle Surgery**, v. 6, n. 1, p. 31-38, mar. 2000.

SALOMONI, S.E.; NIELSEN, T.G. Muscle fatigue increases the amplitude of fluctuations of tangential forces during isometric contractions. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 31, n. 4, p. 758-771, jan. 2012.

SAMMARCO, G.J.; HOCKERNBURY, R.T. Biomecânica das juntas: biomecânica do pé e do tornozelo. In: **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 193-221 p.

SANTILLI, V. et al. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 33, n. 8, p. 1183-1187, jul. 2005.

SCHILLINGS, M.L. et al. Relative contributions of central and peripheral factors to fatigue during a maximal sustained effort. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 90, n. 5, p. 562-568, nov. 2003.

SCHMIDT, R. et al. The peroneal reaction time (PRT) – Reference data in a healthy sample population. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v. 26, n. 5, p. 382-386, may. 2005.

SEFTON, J. M. et al. Effect of inversion and ankle bracing on peroneus longus Hoffmann reflex. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Belconnen, v. 17, n. 5, p. 539-546, oct. 2007.

SENIAM - **Surface EletroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles**. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2015.

SIECK, G.C.; PRAKASH, Y.S. Fatigue at the neuromuscular junction branch point vs presynaptic vs postsynaptic mechanisms. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, New York, v. 384, p. 83-100, jan. 1995.

SILVA, B.A.R.S. et al. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. **Revista Brasileira Medicina Esporte**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 85-89, mar. 2006.

SILVA, A.S.; ABADALLA, R.J.; FISBERG, M. Incidence of musculoskeletal injuries in elite female basketball athletes. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 43-46, jan. 2007.

SITLER, M. et al. The efficacy of a semirigid ankle stabilizes to reduce ankle injuries in basketball. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 22, n. 4, p. 454-461, jul. 1994.

SOGAARD, K. et al. The effect of sustained low- intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. **Journal of Physiology**, Cambridge, v. 573, n. 2, p. 511-523, jun. 2006.

SOLOMONOW, M. et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 68, n. 3, p. 1177-1185, mar. 1990.

SPENCE, A.P. **Anatomia Humana Básica**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1991. cap. 7, 237 p.

STAUDENMANN, D. et al. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and Review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 3, p. 375-387, jun. 2010.

STIELL, I. G. et al. A study to develop clinical decision rules for the use of radiography in acute ankle injuries. **Annals of Emergency Medicine**, Lansing, v. 21, n. 4, p. 384-390, apr. 1992.

STORMONT, D.M. et al. Stability of the loaded ankle, relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 13, n. 5, p. 295-300, sep. 1985.

STRANG, A.J.; BERG, W.P.; HIERONYMUS, M. Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 197, n. 3, p. 245-254, aug. 2009.

STULEN, F. B.; DE LUCA, C. J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction-velocity. **Transactions on Biomedical Engineering**, v. 28, n. 7, p. 515-523, jul. 1981.

TRAJANO, G.S. et al. Contribution of central vs. peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 115, n. 2, p. 115-212, jul. 2013.

TROPP, H. **Functional ankle instability revisited**. 4. ed. Columbus: J Athl Train, 2002. v. 37, 512–515 p.

VAES, P.; VAN GHELUWE, B.; DUQUET, W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. **Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 32, n. 12, p. 741-752, dec. 2001.

VAES, P.; DUQUET, W.; GHELUWE, B.V. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v. 37, n. 4, p. 475-480, dec. 2002.

VAN RIJN, R.M. et al. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 121, n. 4, p. 324-331, apr. 2008.

VOLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v. 74, n. 4, p. 219-227, jun. 1997.

WATERMAN, B.R. et al. The epidemiology of ankle sprains in the United States. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 92, n. 13, p. 2279-2284, oct. 2010.

WILKERSON, G. B.; NITZ, A. J. Dynamic ankle stability: Mechanical and neuromuscular interrelationships. **Journal of Sports Rehabilitation**, v. 3, n. 1, p. 43-57, feb. 1994.

WILLEMS, T.M. et al. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females – a prospective study. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport**, v. 15, n. 5, p. 336-345, oct. 2005.

WILLEMS, M.E.T.; PONTE, J.P.G. Divergent muscle fatigue during unilateral isometric contractions of dominant and non-dominant quadriceps. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Belconnen, v. 16, n. 3, p. 240-244, may. 2013.

WILSON, E.L.; MADIGAN, M.L. Effects of fatigue and gender on peroneal reflexes elicited by sudden ankle inversion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 17, n. 2, p. 160-166, apr. 2006.

WOLFE, M.W. et al. **Management of ankle sprains**. 1. ed. Salem: Am Fam Physician, 2001. v. 63, 93–104 p.

WOODS, C. et al. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 37, n. 3, p. 233-238, jun. 2003.

WRIGHT, I. C. et al. The influence of foot positioning on ankle sprains. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 33, n. 5, p. 513-519, may. 2000.

YARD, E.E. et al. The epidemiology of United States high school soccer injuries, 2005 and 2007. **American Journal of Sports Medicine**, Thousand Oaks, v. 36, n. 10, p. 1930-1937, oct. 2008.

YEUNG, M.S. et al. An epidemiological survey on ankle sprain. **British Journal of Sports Medicine**, Loughborough, v. 28, n. 2, p. 112-116, jun. 1994.

ZAMPIERI, C.; ALMEIDA, G. L. Instabilidade funcional do tornozelo: controle motor e aplicação fisioterapêutica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Paulo, v. 7, n. 2, p. 101-114, jul. 2003.

ZWARTS, M.J.; BLEIJENBERG, G.; VAN ENGELEN, B.G.M. Clinical neurophysiology of fatigue. **Clinical Neurophysiology**, Amsterdam, v. 119, n. 1, p. 2-10, jan. 2008.

ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

"FACULDADE DE CIÊNCIAS
CAMPUS DE BAURU/ UNESP -
"JÚLIO DE MESQUITA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: A INFLUÊNCIA DA FADIGA NOS MÚSCULOS EVERSORES DURANTE ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO REALIZADA POR MEIO DE UMA PLATAFORMA SIMULADORA

Pesquisador: Karina Aparecida Rodrigues

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 37661914.6.0000.5398

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 900.407

Data da Relatoria: 03/12/2014

Apresentação do Projeto:

O projeto tem como foco principal analisar o efeito da fadiga sob o comportamento dos músculos fibular curto e longo mediante a simulação de entorse de tornozelo. O projeto é bem apresentado nos moldes de um projeto científico.

Objetivo da Pesquisa:

Analisar o efeito da fadiga sob o comportamento dos músculos fibular curto e longo mediante a simulação de entorse de tornozelo.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Pertinente

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto de pesquisa é relevante.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

nada a declarar

Recomendações:

nada a declarar

Endereço: Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01

Bairro:

CEP: 17.033-360

UF: SP

Município: BAURU

Telefone: (143)103-6087

Fax: (143)103-6087

E-mail: arimaia@fc.unesp.br

"FACULDADE DE CIÊNCIAS
CAMPUS DE BAURU/ UNESP -
"JÚLIO DE MESQUITA



Continuação do Parecer: 900.407

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

nada a declarar

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto está bem elaborado sob os aspectos éticos e metodológicos.

BAURU, 05 de Dezembro de 2014

Assinado por:
Ari Fernando Maia
(Coordenador)

Endereço: Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01

Bairro:

CEP: 17.033-360

UF: SP

Município: BAURU

Telefone: (143)103-6087

Fax: (143)103-6087

E-mail: arimaia@fc.unesp.br

ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido (a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa você não será penalizado (a) de forma alguma.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

Título do Projeto: A INFLUÊNCIA DA FADIGA NOS MÚSCULOS EVERSORES DURANTE ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO.

Pesquisador Responsável: Karina Aparecida Rodrigues

Telefone para contato (inclusive ligações a cobrar): (12) 99782-7060

Pesquisadores participantes: Renato José Soares e José Elias Tomazini

Telefones para contato: (12) 99151-2347, (12) 99777-8826.

O presente estudo procura verificar o efeito da fadiga localizada sobre o comportamento dos músculos, para então apontar alternativas de prevenção e tratamento em casos de entorse. Para a realização do trabalho será necessário uma sessão de familiarização, para conscientização dos movimentos pelas voluntárias e uma sessão para a coleta de dados.

Para análise será utilizada uma plataforma simuladora do movimento de inversão e flexão plantar. Você deverá ficar em pé sobre a plataforma e será medida a atividade de alguns músculos do seu tornozelo. Para isso serão utilizados pequenos dispositivos chamados de eletrodos que serão posicionados sobre a sua pele. Estes eletrodos realizam a captação da sua atividade muscular de forma não invasiva.

Os eletrodos serão posicionados nos músculos fibulares curto e longo. Posteriormente, a plataforma será acionada e o sinal elétrico dos músculos será captado pelos eletrodos. Este procedimento será realizado 20 vezes, para a confirmação da leitura captada.

Você poderá fazer parte do grupo com estabilidade ou instabilidade de tornozelo. Após a coleta, os voluntários serão submetidos à indução de fadiga muscular localizada por meio de exercício isométrico. Após a fadiga ser alcançada, haverá outra coleta de dados, para posterior comparação com os dados obtidos na primeira coleta.

Destaca-se que todos os experimentos serão realizados de forma segura, porém diante das variações de amplitude de movimento entre indivíduos, o experimento oferece um baixo risco para a ocorrência de uma entorse verdadeira.

Em qualquer etapa deste estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas relacionadas ao procedimento experimental realizado e das informações sobre os riscos e benefícios relacionados aos experimentos.

Você terá acesso à assistência fisioterapêutica, caso ocorra eventuais danos à sua saúde, decorrentes da pesquisa, ficando de inteira responsabilidade dos pesquisadores a sua reabilitação. Sua imagem e suas informações serão mantidas em sigilo, garantindo direito ao anonimato.

O tempo total do estudo é de 24 meses, sendo 2 meses para a realização dos procedimentos experimentais. Assim que todos os resultados estiverem disponíveis, você será informado dos resultados encontrados bem como da sua interpretação.

◆ Nome e Assinatura do pesquisador

◆ **CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO SUJEITO**

Eu, _____, RG _____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo _____, como sujeito. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador _____ sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência/tratamento.

Local e data _____ / _____ / _____ / _____ /

Nome: _____

Assinatura do sujeito ou responsável: _____

ANEXO C - QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO

I. IDENTIFICAÇÃO

NOME:Telefones:
 celresidencial trabalho
 e-mail:.....
 Data de nascimento:
 PESO:
 ALTURA:
 Perna dominante (lado que usaria para chutar uma bola):.....

II. CARACTERIZAÇÃO

1. Apresenta dor no pé? Sim () Não () Qual pé?.....

2. Apresenta alguma deformidade?
 () Calos () Joanetes () Feridas () Rachaduras ou Fissuras () Esporão
 () Unhas encravadas () Outros

3. Apresenta ou apresentou alguma lesão osteo-mio-articular?
 Sim () Não ()
 Qual? Quando (mês/ano)?.....
 Qual? Quando (mês/ano)?.....
 Qual? Quando (mês/ano)?.....
 Qual? Quando (mês/ano)?.....

4. Já teve alguma fratura? Sim () Não ()
 Qual? Quando (mês/ano)?.....
 Qual? Quando (mês/ano)?.....
 Qual? Quando (mês/ano)?.....
 Qual? Quando (mês/ano)?.....

5. Pratica algum esporte? Sim () Não ()
 Se sim, qual?
 Quantas vezes por semana?.....
 Se sim, qual?
 Quantas vezes por semana?.....
 Se sim, qual?
 Quantas vezes por semana?.....

6. Tem doenças cardiorrespiratórias (asma, hipertensão, etc)?
 Sim () Não () Se sim, qual?.....

7. Tem diabetes? Sim () Não ()

8. Você apresenta algum distúrbio do sistema neurológico?
 Sim () Não () Se sim, qual?

9. Você apresenta algum distúrbio vestibular?
 Sim () Não () Se sim, qual?

10. Você já sofreu alguma entorse de tornozelo?
 () Não () Sim: () Raramente () Com frequência () Sempre
 Se sim, quando foi o primeiro episódio (mês/ano)?, Lado:.....
 Como ocorreu esta primeira entorse?.....

 Quais os procedimentos adotados no momento da primeira entorse? Tratamentos recebidos e evolução.....
 Quantas entorses você já sofreu?

Quando foi o último (mês/ano)?....., Lado:.....
 Nos últimos 12 meses teve algum episódio de entorse? Quantos?....., Lado:.....

Após algum dos seus episódios de entorse você já sofreu os sinais e sintomas descritos a seguir:

11. Você percebe que seu tornozelo é instável durante a realização de atividades do seu dia-a-dia?

Não Sim: Raramente Com frequência Sempre

Quais as situações que são predisponentes a entorse de tornozelo?.....

12. Qual a repercussão sócio-profissional da instabilidade?

13. Você apresenta falseios?

Não Raramente Com frequência Sempre.

Caso a resposta seja positiva qual a frequência semanal?

ANEXO D - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)

Nome: _____

Data: ___/___/___ Idade: ___ Sexo: F () M ()

Ocupação: _____ Cidade: _____

Nós queremos saber quanto tempo você gasta fazendo atividade física em uma semana NORMAL. Por favor, responda cada questão *mesmo* que considere que não seja ativo. Para responder considere as atividades como meio de transporte, no trabalho, exercício e esporte.

1a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades LEVES ou MODERADAS por pelo menos 10 minutos, que façam você suar POUCO ou aumentam LEVEMENTE sua respiração ou batimentos do coração, como nadar, pedalar ou varrer:

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

1b. Nos dias em que você faz este tipo de atividade, quanto tempo você gasta fazendo essas atividades **POR DIA**?

- (a) _____ horas _____ minutos
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades VIGOROSAS por pelo menos 10 minutos, que façam você suar BASTANTE ou aumentem MUITO sua respiração ou batimentos do coração, como correr e nadar rápido ou fazer jogging:

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta fazendo essas atividades **POR DIA**?

- (a) _____ horas _____ minutos
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

Sim () Não ()

1b. Quantos dias de uma semana normal você trabalha?
_____ dias

Durante um dia normal de trabalho, quanto tempo você gasta:

1c. Andando rápido: _____ horas _____ minutos

1d. Fazendo atividades de esforço moderado como subir escadas ou carregar pesos leves: _____ horas _____ minutos

1e. Fazendo atividades vigorosas como trabalho de construção pesada ou trabalhar com enxada, escavar: _____ horas _____ minutos

ATIVIDADE FÍSICA EM CASA

Agora, pensando em todas as atividades que você tem feito *em casa* durante uma semana normal:

2a. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades dentro da sua casa por pelo menos 10 minutos de esforço moderado como aspirar, varrer ou esfregar:

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta fazendo essas atividades **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

2c. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos de esforço *moderado* como varrer, rastelar, podar:

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2d. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta **POR DIA**? _____ horas _____ minutos

2e. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos de esforço *vigoroso* ou forte como carpir, arar, lavar o quintal:

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2f. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Agora pense em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.

3a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha de forma rápida por pelo menos 10 minutos para ir de um lugar para outro? (Não inclua as caminhadas por prazer ou exercício)

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

3b. Nos dias que você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta caminhando? (Não inclua as caminhadas por prazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

3c. Em quantos dias de uma semana normal você pedala rápido por pelo menos 10 minutos para ir de um lugar para outro? (Não inclua o pedalar por prazer ou exercício)

- (a) _____ dias por SEMANA
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

3d. Nos dias que você pedala para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta pedalando? (Não inclua o pedalar por prazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

Favor coloque as suas observações, críticas e sugestões em relação a este questionário (construção e clareza das perguntas, formatação, dificuldades, tempo para responder, etc):

ANEXO E - CUMBERLAND ANKLE INSTABILITY TOOL (CAIT)

Versão brasileira do CAIT			
	Esq	Dir	Pon
1. Sinto dor no tornozelo			
Nunca			5
Quando pratico esportes			4
Quando corro em superfícies irregulares			3
Quando corro em superfícies planas			2
Quando ando em superfícies irregulares			1
Quando ando em superfícies planas			0
2. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo			
Nunca			4
Às vezes quando pratico esportes (nem sempre)			3
Frequentemente quando pratico esportes			2
Às vezes durante atividades diárias			1
Frequentemente durante atividades diárias			0
3. Quando me viro BRUSCAMENTE sinto INSTABILIDADE no tornozelo			
Nunca			3
Às vezes quando corro			2
Frequentemente quando corro			1
Quando ando			0
4. Quando desço escadas sinto INSTABILIDADE no tornozelo			
Nunca			3
Se for rapidamente			2
Ocasionalmente			1
Sempre			0
5. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando fico num só pé			
Nunca			2
Na ponta do pé			1
Com o pé inteiro no chão			0
6. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando			
Nunca			3
Pulo de um lado para o outro numa só perna			2
Quando pulo no mesmo lugar numa só perna			1
Quando pulo com as duas pernas			0
7. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando			
Nunca			4
Corro em superfícies irregulares			3
Corro lentamente em superfícies planas			2
Ando em superfícies irregulares			1
Ando em uma superfície plana			0
8. Tipicamente quando começo a torcer o tornozelo, consigo parar			
Imediatamente			3
Frequentemente			2
As vezes			1
Nunca			0
Nunca torci o tornozelo			3
9. Após um entorse típico meu tornozelo volta ao normal			
Quase imediatamente			3
Em menos de 1 dia			2
Em 1 a 2 dias			1
Em mais de 2 dias			0
Nunca torci o tornozelo			3

Questionário com a escala numérica. Na versão entregue ao paciente a escala não é visível (NORONHA et al., 2008).

ANEXO F - ROTINA MATEMÁTICA PARA DETERMINAR A LATÊNCIA, RMS E PICO

```

clear
close all
clc
[filename pathname]=uigetfile('*.txt','Selecione os
arquivos','MultiSelect','on');
filename=char(filename);

for i=1:size(filename,1)
    data=importdata([pathname filename(i,:)]);
    if isstruct(data)
        emg=data.data(:, [2 3 4 5]);
        acel=data.data(:,6);
    else
        emg=data(:, [2 3 4 5]);
        acel=data(:,6);
    end

    dorsi=importdata([pathname 'dorsi.txt']);
    if isstruct(dorsi)
        dorsi=dorsi.data(:,2);
    else
        dorsi=dorsi(:,2);
    end

    fp=importdata([pathname 'fp.txt']);
    if isstruct(fp)
        fp=fp.data(:, [3 4 5]);
    else
        fp=fp(:, [3 4 5]);
    end

    if size(dorsi,1)>size(fp,1)
        fp(size(fp,1):size(dorsi,1),:)=0;
    elseif size(dorsi,1)<size(fp,1)
        dorsi(size(dorsi,1):size(fp,1),:)=0;
    end

    norma=[dorsi fp];

    [a b]=butter(4,[.01 .5]);
    norma=filtfilt(a,b,norma);
    clear j v

    for j=1:size(norma,1)-4000
        v(j,:)=sqrt(mean(norma(j:j+4000,:).^2));
    end
    [a b]=max(v); %#ok<*ASGLU>
    norma=[norma(b(1):b(1)+4000,1) norma(b(2):b(2)+4000,2)
norma(b(3):b(3)+4000,3) norma(b(4):b(4)+4000,4)];
    clear a b v

    for j=1:size(norma,1)-400
        v(j,:)=sqrt(mean(norma(j:j+400,:).^2));
    end
    norma=max(v);

```

```

if strcmpi(filename(i,1),'e')
    perna(i,1)=1;
elseif strcmpi(filename(i,1),'d');
    perna(i,1)=2;
end

queda(i,1)=str2double(filename(i,2:find(filename(i,:)=='-1')));

%[a b]=butter(1,.7);
%acel=filtfilt(a,b,acel);
acel=sqrt(acel(:,1).^2);

plot(acel)
title('Marque o inicio')
[inicio ~]=ginput(1);
inicio=round(inicio);
axis([inicio-200 inicio+200 min(acel) max(acel)])
[inicio ~]=ginput(1);
inicio=round(inicio);

[a b]=butter(6,[.03 .3]);
emg=filtfilt(a,b,emg);
for j=1:4
    emg(:,j)=100*emg(:,j)/norma(j);
end
emg=detrend(emg,'constant');
emg=abs(emg);
tr=emg;
[a b]=butter(2,.05);
emg=filtfilt(a,b,emg);
[a b]=butter(4,.007);
envoltorio=filtfilt(a,b,emg);

for m=1:4
    for k=inicio:1:inicio+400
        if and(diff(envoltorio(k-
10:k,m))>0,diff(envoltorio(k:k+10,m))<0)
            pico(i,m)=envoltorio(k,m);
            t_pico(i,m)=(k-inicio)*.5;
            break
        end
    end
end

for j=1:4
    rms_200pre(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio-
400:inicio,j).^2));%#ok<*SAGROW>
    rms_150pre(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio-300:inicio,j).^2));
    rms_100pre(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio-200:inicio,j).^2));
    rms_50pre(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio-100:inicio,j).^2));
    rms_50pos(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio:inicio+100,j).^2));
    rms_100pos(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio:inicio+200,j).^2));
    rms_150pos(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio:inicio+300,j).^2));
    rms_200pos(i,j)=sqrt(mean(emg(inicio:inicio+400,j).^2));
end

coa_200pre(i,1)=100*(2*rms_200pre(i,1))/(rms_200pre(i,2)+rms_200pre(i,1));
coa_150pre(i,1)=100*(2*rms_150pre(i,1))/(rms_150pre(i,2)+rms_150pre(i,1));

```

```

coa_100pre(i,1)=100*(2*rms_100pre(i,1))/(rms_100pre(i,2)+rms_100pre(i,1));
coa_50pre(i,1)=100*(2*rms_50pre(i,1))/(rms_50pre(i,2)+rms_50pre(i,1));
coa_50pos(i,1)=100*(2*rms_50pos(i,1))/(rms_50pos(i,2)+rms_50pos(i,1));

coa_100pos(i,1)=100*(2*rms_100pos(i,1))/(rms_100pos(i,2)+rms_100pos(i,1));
coa_150pos(i,1)=100*(2*rms_150pos(i,1))/(rms_150pos(i,2)+rms_150pos(i,1));
coa_200pos(i,1)=100*(2*rms_200pos(i,1))/(rms_200pos(i,2)+rms_200pos(i,1));

[c_FLxTA_0a100,lags_FLxTA_0a100]=xcorr(emg(inicio:inicio+200,2),emg(inicio:
inicio+200,1),'coeff');

[c_FLxTA_100a200,lags_FLxTA_100a200]=xcorr(emg(inicio+200:inicio+400,2),emg
(inicio+200:inicio+400,1),'coeff');

[c_FCxTA_0a100,lags_FCxTA_0a100]=xcorr(emg(inicio:inicio+200,3),emg(inicio:
inicio+200,1),'coeff');

[c_FCxTA_100a200,lags_FCxTA_100a200]=xcorr(emg(inicio+200:inicio+400,3),emg
(inicio+200:inicio+400,1),'coeff');

[c_GLxTA_0a100,lags_GLxTA_0a100]=xcorr(emg(inicio:inicio+200,4),emg(inicio:
inicio+200,1),'coeff');

[c_GLxTA_100a200,lags_GLxTA_100a200]=xcorr(emg(inicio+200:inicio+400,4),emg
(inicio+200:inicio+400,1),'coeff');

[c_FLxFC_0a100,lags_FLxFC_0a100]=xcorr(emg(inicio:inicio+200,2),emg(inicio:
inicio+200,3),'coeff');

[c_FLxFC_100a200,lags_FLxFC_100a200]=xcorr(emg(inicio+200:inicio+400,2),emg
(inicio+200:inicio+400,3),'coeff');

    save ([filename(i,1:findstr(filename(i,:),'.')-1) '_xcorr'],...
        'c_FLxTA_0a100', 'lags_FLxTA_0a100', 'c_FLxTA_100a200',
'lags_FLxTA_100a200',...
        'c_FCxTA_0a100', 'lags_FCxTA_0a100', 'c_FCxTA_100a200',
'lags_FCxTA_100a200',...
        'c_GLxTA_0a100', 'lags_GLxTA_0a100', 'c_GLxTA_100a200',
'lags_GLxTA_100a200',...
        'c_FLxFC_0a100', 'lags_FLxFC_0a100', 'c_FLxFC_100a200',
'lags_FLxFC_100a200')

[c_FLxTA_0a100R(i,1),b]=max(c_FLxTA_0a100);
lags_FLxTA_0a100R(i,1)=lags_FLxTA_0a100(b);
[c_FLxTA_100a200R(i,1),b]=max(c_FLxTA_100a200);
lags_FLxTA_100a200R(i,1)=lags_FLxTA_100a200(b);
[c_FCxTA_0a100R(i,1),b]=max(c_FCxTA_0a100);
lags_FCxTA_0a100R(i,1)=lags_FCxTA_0a100(b);
[c_FCxTA_100a200R(i,1),b]=max(c_FCxTA_100a200);
lags_FCxTA_100a200R(i,1)=lags_FCxTA_100a200(b);
[c_GLxTA_0a100R(i,1),b]=max(c_GLxTA_0a100);
lags_GLxTA_0a100R(i,1)=lags_GLxTA_0a100(b);
[c_GLxTA_100a200R(i,1),b]=max(c_GLxTA_100a200);

```

```

lags_GLxTA_100a200R(i,1)=lags_GLxTA_100a200(b);
[c_FLxFC_0a100R(i,1),b]=max(c_FLxFC_0a100);
lags_FLxFC_0a100R(i,1)=lags_FLxFC_0a100(b);
[c_FLxFC_100a200R(i,1),b]=max(c_FLxFC_100a200);
lags_FLxFC_100a200R(i,1)=lags_FLxFC_100a200(b);

m_emg=mean(emg(1:inicio-200,:));
s_emg=std(emg(1:inicio-200,:));
limiar_emg=m_emg(j)+3*s_emg(j);

for j=1:4
    for k=inicio-500:size(emg,1)
        if emg(k:k+50,j)>m_emg(j)+1*s_emg(j)
            latencia(i,j)=(k-inicio)*.5;
            latencia_emg(i,j)=k;
            break
        end
    end
end

tempo=1:length(emg);
subplot(5,1,1)

plot(tempo,emg(:,1),tempo(latencia_emg(i,1)),emg(latencia_emg(i,1),1),'ro')
title(char(filename(i,:)));
subplot(5,1,2)

plot(tempo,emg(:,2),tempo(latencia_emg(i,2)),emg(latencia_emg(i,2),2),'ro')
subplot(5,1,3)

plot(tempo,emg(:,3),tempo(latencia_emg(i,3)),emg(latencia_emg(i,3),3),'ro')
subplot(5,1,4)

plot(tempo,emg(:,4),tempo(latencia_emg(i,4)),emg(latencia_emg(i,4),4),'ro')
subplot(5,1,5)
plot(tempo,acel,tempo(inicio),acel(inicio),'ro')

envoltorio=envoltorio(inicio-400:inicio+400,:);

file2=[filename(i,),' .tiff'];
file2=lower(file2);
saveas(gcf,file2,'bmp');
close

save (filename(i,1:findstr(filename(i,),'.')-1),'envoltorio')
end

tabela=[perna queda rms_50pre rms_100pre rms_150pre rms_200pre rms_50pos
rms_100pos rms_150pos rms_200pos coa_50pre coa_100pre coa_150pre coa_200pre
coa_50pos coa_100pos coa_150pos coa_200pos latencia pico t_pico...
lags_FLxTA_0a100R lags_FLxTA_0a100R c_FLxTA_100a200R
lags_FLxTA_100a200R...
lags_FCxTA_0a100R lags_FCxTA_0a100R c_FCxTA_100a200R
lags_FCxTA_100a200R...
lags_GLxTA_0a100R lags_GLxTA_0a100R c_GLxTA_100a200R
lags_GLxTA_100a200R...
lags_FLxFC_0a100R lags_FLxFC_0a100R c_FLxFC_100a200R
lags_FLxFC_100a200R];
xlswrite('dados.xls',tabela);

```

ANEXO G - ROTINA MATEMÁTICA PARA DEFINIR A FREQUÊNCIA MEDIANA

```

close all;
clear all;
params; %parâmetros do modelo

results=[];

if ~isequal(exist(param.inPath, 'dir'),7) %verifica existência de
diretório com os arquivos a serem analisados
    disp('Diretório não existente');
else

    for i=1:param.nrFiles %para cada arquivo

        sprintf('Voluntário: %d',i)

        param.refFile=i;

        fid = fopen([param.inPath param.mainFile num2str(i) '.txt'],'rt');
%abre arquivo

        if fid == -1
            sprintf('Arquivo não encontrado - Voluntário: %d',i)
            continue;
        end

        [fpoint, normIdx]=compute_normalizedIdx(param); % calcula o índice
de normalização

        if fpoint == -1
            sprintf('Arquivo normalização não encontrado - Voluntário:
%d',i)
            continue;
        end

        param.outPath = [param.rootOutPath num2str(param.refFile) '\'];

        if ~isequal(exist(param.outPath, 'dir'),7)
            mkdir(param.outPath)
        end

        fdata = textscan(fid, '%f %f %f %f'); % lê arquivo com os dados do
paciente

        data = [fdata{1} fdata{2} fdata{3} fdata{4}]; %converte dados para
matriz

        pos_ti = find_timePosition(data,param,param.fixedTi,0,'ti'); %
encontra posição de tempo tf como definido

        if pos_ti== -1
            sprintf('Condição para tempo inicial não encontrado Voluntário:
%d',i)
            continue;
        end
    end

```

```

        pos_tf =
find_timePosition(data,param,param.fixedTf,data(pos_ti,param.colRef),'tf');
% encontra posição de tempo tf como definido

        if pos_tf==-1
            sprintf('Condição para tempo final não encontrado Voluntário:
%d',i)
            continue;
        end

        param.tftrack=[param.tftrack; data(pos_tf,:)];

        if pos_ti > pos_tf
            sprintf('Ti maior que Tf Voluntário: %d',i)
            continue;
        end

        data_aux = [data(pos_ti:pos_tf,1)
data(pos_ti:pos_tf,param.colRefC)]; %dados referentes ao intervalo ti e tf
do tempo e col de referência para cálculo do rms

        pointerInitial=1; %ponteiro vetor

        idx=1; %índice vetor

        dds=[];

        while (pointerInitial)<=size(data_aux,1)

            pointerFinal=pointerInitial+param.interval;

            if pointerFinal > size(data_aux,1)
                pointerFinal=size(data_aux,1);
            end

            dds(idx,1) = rms_new(data_aux(pointerInitial:pointerFinal,1));

            dds(idx,2) =
rms_new(data_aux(pointerInitial:pointerFinal,2))/normIdx;

            hpsd=psdNew(data_aux(pointerInitial:pointerFinal,2),param);

            pw=hpsd.Data;

            fw=hpsd.Frequencies;

            dds(idx,3)=find_freqMediana(fw,pw);

            idx=idx+1;

            pointerInitial=pointerInitial+param.interval+1;

        end

        results{i,1}={dds};

        if ~isempty(dds)

```

```
        plot_analysis(dds,param); %plotar RMS
        save2txt(dds,param);
        save2excel(dds,param);
    end

    fclose(fid); % fechar arquivo

end

if ~isempty(results)
    plot_rmsIntegrated(results,param); %plotar RMS
end

end

% grava cálculos
if ~isempty(results)
    save([param.rootOutPath 'results'], 'results');
end

save([param.rootOutPath 'params'], 'param');
```