UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Estabilidade articular: abordagem Biomecânica

Alex Sandra Oliveira de Cerqueira Soares

São Paulo
2015

ALEX SANDRA OLIVEIRA DE CERQUEIRA SOARES

Estabilidade articular: abordagem Biomecânica

VERSÃO CORRIGIDA

(versão original disponível no Serviço de Biblioteca)

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Área de Concentração: Estudos
Biodinâmicos da Educação Física e
Esporte

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

São Paulo

2015

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: Soares, Alex Sandra O. C.

Título: Estabilidade articular: abordagem Biomecânica

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

À minha querida e amada mãe, Clarice Oliveira de Cerqueira, por toda
dedicação e amor incondicional.

Ao meu querido e amado pai, Hilário Ribeiro de Cerqueira, por toda
generosidade e alegria.

Ao meu amado marido Renato José Soares, por todo apoio e carinho.

AGRADECIMENTOS

Me sinto muito feliz por chegar a esse momento e agradecer a todos aqueles que fizeram parte da história desta tese. História repleta de aprendizado; de trabalho e dedicação; de dezenas, na verdade passou da centena, de coletas de dados; de amizades queridas e da chegada daqueles que fazem minha vida cada dia mais feliz.

Ao meu orientador Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão, pela orientação, pela oportunidade, pelo apoio em todos os momentos desta etapa e pela amizade. Você é um grande professor.

Do fundo do meu coração ao meu marido e meus filhos... Renato, Mariana, Felipe e Lucas... vocês estiveram sempre presentes me enchendo de alegria e carinho. Espero transmitir aos meus filhos a vontade de aprender e, ao meu marido toda gratidão por estar ao meu lado em todos os momentos.

Aos meus pais, vocês são pessoas admiráveis. Esta etapa não seria concluída se não fosse a presença diária de vocês. Amo muito vocês do fundo do meu coração.

À minha sogra e a toda família Soares que estão sempre, sempre ao nosso lado.

Aos voluntários por proporcionarem a chance de buscar novos conhecimentos. Espero colaborar para a melhora de cada caso que acompanhei.

A todos os amigos do laboratório pela colaboração em todos os momentos e especialmente pela amizade. Jaqueline e Bruno a dedicação e auxílio de vocês foram fundamentais para finalizar este trabalho. Thiago, Vinícius, Renata, Fernanda, Juliana e Tayla dividimos muitos momentos de trabalho sempre com disposição e muito empenho, admiro muito vocês.

Maria do Carmo, Sandra, Ana Paula e Roberto pela disposição para auxiliar neste momento final. Não esquecerei a mensagem que me passaram... estou muito feliz em poder colaborar.

Aos membros da banca examinadora por todas as sugestões e colaboração.

Aos professores Luís Mochizuki e Alberto Carlos Amadio por caminharem ao nosso lado e não pouparem esforços para ensinar e serem amigos.

Aos amigos da UNITAU e Equality pelo apoio e incentivo para a busca do conhecimento.

Ao amigo e professor Rubens Araújo pelo auxílio que possibilitou o empréstimo do eletroestimulador. A empresa Carci pelo empréstimo do equipamento.

À Unitau pelo apoio financeiro.

Aos funcionários da EEFE pelo auxílio constante.

A DEUS por me sustentar e amparar a cada dia. Obrigada por todos os instantes que vivi no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da USP. Foram muitos anos e muitos ensinamentos.

Só há duas maneiras de viver a vida: a primeira é vivê-la como se os milagres não existissem. A segunda é vivê-la como se tudo fosse milagre.

Albert Einstein

RESUMO

SOARES, A.S.O.C. **Estabilidade articular**: abordagem Biomecânica. 2015. 140 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2015.

A instabilidade articular é responsável pelo desenvolvimento de lesões degenerativas incapacitantes que comprometem o desempenho funcional. Compreender os processos desenvolvidos para estabilização dinâmica articular é um desafio para pesquisadores das mais diversas áreas. O presente estudo propõe o uso da abordagem Biomecânica para reconhecer os mecanismos relacionadas ao processo de estabilização dinâmica articular, por meio de três diferentes condições experimentais. No experimento 1 foi analisada a Força de Reação do Solo (FRS) e a cinemática 3-D no andar, correr e saltar de portadores (n=10) e não portadores de instabilidade crônica (n=10) do tornozelo. No experimento 2 foi analisada a Eletromiografia dos músculos tibial anterior, fibular longo, fibular curto e gastrocnêmio lateral de portadores (n=14) e não portadores de instabilidade crônica (n=14) do tornozelo antes e após um protocolo de indução à fadiga muscular. No experimento 3 (n=20) foi analisado o efeito do exercício de alongamento muscular estático passivo dos músculos fibular longo e fibular curto na simulação da entorse do tornozelo. Nos protocolos de locomoção foram encontrados no lado acometido picos tardios e aumento dos Impulsos da FRS. No início da fase de apoio o tornozelo instável no andar aumentou a dorsiflexão, no correr aumentou a eversão e no saltar diminuiu a inversão e aumentou a dorsiflexão. Tais estratégias representam a tentativa de melhorar a estabilidade dinâmica articular. No entanto, a variação angular da articulação no plano sagital e frontal aumentaram, sugerindo que há mais amplitude de movimento no tornozelo acometido e maior estresse sobre os estabilizadores passivos locais. Em condições de fadiga muscular, após simulação da entorse, indivíduos com articulações saudáveis aumentam a rigidez articular e a intensidade de contração dos eversores do tornozelo, antecipadamente a perturbação, diferente de portadores de instabilidade crônica. A execução do exercício de alongamento dos músculos fibulares longo e curto, seguido da simulação da entorse, gerou o retardo da resposta motora e diminuição da intensidade de ativação. Desta forma, as estratégias desenvolvidas por portadores de instabilidade crônica podem ser relacionadas à causa e/ou consequência do quadro, a fadiga muscular altera o desenvolvimento de estratégias de proteção e o exercício de alongamento pode prejudicar a estabilização dinâmica articular.

Palavras-chave: Instabilidade articular; Tornozelo; Locomoção; Fadiga Muscular; Exercícios de Alongamento Muscular; Fenômenos Biomecânicos.

ABSTRACT

SOARES, A.S.O.C. **Joint Stability**: a Biomechanical Approach. 2015. 140 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo – 2015.

Joint instability is associated with degenerating injuries that lead to functional incapacitation. Knowing the process involved in joint dynamic stabilization is a challenge to researchers in many fields. This study proposes the use of a biomechanical approach to recognize the mechanisms involved in joint stabilization through three different experimental conditions. The first experiment analyzed the Ground Reaction Force (GRF) and the 3D kinematics in participants with (n=10) and without (n=10) chronic ankle instability during walking, running and jumping. The second experiment analyzed the Electromyography signal of tibialis anterior, peroneus longus, peroneus brevis e gastrocnemius lateralis in participants with (n=14) and without (n=14) chronic ankle instability before and after a muscle fatigue protocol. The third experiment (n=20) analyzed the effect of static passive stretching of peroneus longus and peroneus brevis muscles on the ankle sprain simulation. During the locomotion protocols the injured side showed late peaks and an increase of the GRF impulses. The instable ankle showed an increase of dorsiflexion during the initial phase of gait and an increase of eversion during running. The instable ankle also showed a decrease of inversion and an increase of dorsiflexion during jumping. These strategies represent an attempt to improve the joint dynamic stability. There was an increase in sagittal and frontal angular displacement, suggesting more range of motion as well as more stress in the passive structures that are responsible for stabilization in the injured ankle. During muscular fatigue, after an ankle sprain simulation, subjects with healthy joints increase the joint stiffness and the intensity of the ankle eversion muscles activation, before the intervention, differently from subjects with chronic instability. The peroneus longus and brevis stretching exercise followed by the ankle sprain simulation caused a delay on the motor response and a decrease in the activation intensity. The strategies developed by the subjects with chronic instability can be related to the cause and/or the consequence of the dysfunction. The muscular fatigue changes the development of strategies of protection and the stretching exercise can weaken the dynamic stability of the joint.

Key words: Joint stability; Ankle; Locomotion; Muscle Fatigue; Muscle Stretching Exercises; Biomechanical Phenomena.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELA	XI
LISTA DE FIGURAS	XIV
LISTA DE ANEXOS.....	XVII
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVO	5
2.1. Objetivos específicos	5
3. REVISÃO DE LITERATURA	6
3.1. Estabilidade articular: Definição	6
3.2. Entorse do Tornozelo: Prevalência, Biomecânica e Anatomia	8
3.3. Instabilidade Crônica de Tornozelo: Modelos de estudo	14
3.4. Instabilidade Crônica do Tornozelo: Locomoção	17
3.5. Instabilidade Crônica de Tornozelo: Simulação da Entorse e a influência de fatores extrínsecos alongamento e fadiga muscular	22
4. MÉTODO	30
4.1. Amostra	32
4.2. Instrumentos.....	35
4.2.1. Plataforma de Força	35
4.2.2. Sistema de análise do movimento Vicon	36
4.2.3. Plataforma de inversão.....	38
4.2.4. Acelerômetro e Eletromiógrafo.....	39
4.3. Procedimentos experimentais	40
4.3.1. Influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção	40
4.3.2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo	43
4.3.3. Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular	48
4.4. Tratamento matemático das variáveis	49
4.4.1. Influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção	49
4.4.2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo	56
4.4.3. Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular	58

4.5.	Análise estatística	58
4.5.1.	Influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção	58
4.5.2.	Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo	59
4.5.3.	Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular	60
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
5.1.	Influência da instabilidade crônica de tornozelo na locomoção	61
5.1.1.	Resultados	61
5.1.2.	Discussão	78
5.2.	Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo	82
5.2.1.	Resultados	82
5.2.2.	Discussão	90
5.3.	Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular	94
5.3.1.	Resultados	94
5.3.2.	Discussão	96
6.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	100
7.	CONCLUSÃO	103
8.	REFERÊNCIAS	104
9.	ANEXOS	115

LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Latência do músculo fibular longo em tornozelos estáveis e instáveis após a simulação da entorse do tornozelo segundo os autores destacados ..	24
Tabela 2 - Média e desvio padrão das características da amostra estudada no procedimento experimental 1 (GC – Grupo Controle; GIC – Grupo Instabilidade Crônica)	33
Tabela 3- Média e desvio padrão das características da amostra estudada no procedimento experimental 2 (GC – Grupo Controle; GIC – Grupo Instabilidade Crônica)	34
Tabela 4 – Média, Desvio Padrão (DP), intervalo de confiança (IC) e p-valor das variáveis calculadas para a FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral dos grupos controle (GC, n=50) e instabilidade crônica (GIC, n=50) durante o andar	63
Tabela 5 – Média, Desvio Padrão (DP), intervalo de confiança (IC) e p-valor das variáveis calculadas para a FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral dos grupos controle (GC, n=50) e instabilidade crônica (GIC, n=50) durante o correr	65
Tabela 6 – Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis calculadas para a FRS vertical e anteroposterior do Grupo Controle (GC, n=50) e dos tornozelos instável (tornozelo de teste) e contralateral do grupo instabilidade crônica (GIC, n=50) durante o salto com contramovimento.....	67
Tabela 7 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do ângulo do tornozelo no momento de entrada do pé no solo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e variação angular nos planos sagital (dorsiflexão: flexão plantar), frontal (eversão: inversão) e transverso (rotação interna: externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o andar	69
Tabela 8 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do ângulo do joelho no momento de entrada do pé no solo nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) e variação angular nos planos sagital (flexão: extensão), frontal (varo: valgo) e transverso (rotação interna: externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o andar	70
Tabela 9 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do ângulo do tornozelo no momento de entrada do pé no solo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e variação angular nos planos sagital (dorsiflexão: flexão plantar), frontal (eversão: inversão) e transverso (rotação interna: externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o correr	72

- Tabela 10 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do pico de entrada e da variação angular da articulação do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transversal (rotação interna e externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o correr 73
- Tabela 11 – Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis calculadas a partir do salto com contramovimento da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transversal (rotação interna e externa) do Grupo Controle (GC) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC). A coluna tornozelo experimental corresponde ao tornozelo instável do GIC e dominante do GC e a coluna seguinte corresponde ao tornozelo contralateral do GIC 75
- Tabela 12 – Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis calculadas a partir do salto com contramovimento da articulação do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transversal (rotação interna e externa) do Grupo Controle (GC) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC). A coluna tornozelo experimental corresponde ao tornozelo instável do GIC e dominante do GC e a coluna seguinte corresponde ao tornozelo contralateral do GIC.....77
- Tabela 13 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do tempo de latência (ms) dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, grupo e momento, e para a interação de ambos 84
- Tabela 14 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 100 ms pré-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos 85
- Tabela 15 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 100 ms pós-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos 87
- Tabela 16 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 200 ms pós-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos 88

Tabela 17 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 200 ms pós-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos	89
Tabela 18 - Análise descritiva [mediana (1º quartil/ 3º quartil)] das variáveis tempo de latência, RMS no intervalo 100 ms pré-queda (RMS_pre_100), RMS no intervalo 100ms pós-queda (RMS_pos_100) e RMS no intervalo 200ms pós-queda (RMS_pos_200)] dos músculos fibulares longo e curto registrados na simulação da entorse lateral antes e depois do exercício de alongamento	95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração da organização adotada durante os procedimentos experimentais	31
Figura 2 - Imagem da plataforma de força AMTI (BP 600-900, AMTI, EUA) (A) e do amplificador e conversor A/D (MiniAmp MAS-6, AMTI, EUA) (B). Adaptado de AMTI (2008)	35
Figura 3 – Descrição dos sistemas de coordenadas utilizados para mensuração das componentes vertical (F_y), anteroposterior (F_x) e médio-lateral (F_z) da Força de Reação do Solo.	35
Figura 4 - Imagem dos marcadores reflexivos (A) e da câmera óptico-eletrônica (B) do sistema de Análise do movimento Vicon	36
Figura 5 – Imagem do instrumento usado para a calibração do Sistema Vicon, com seus marcadores reflexivos presos a hastes rígidas	37
Figura 6 - Esquema da plataforma de inversão e seus componentes, (1) base, (2) pilar central, (3) prancha móvel, (4) pedal, (5) batente, (6) extremidade da prancha, (7) corrente para tração.	38
Figura 7 – Ilustração do sistema de captação EMG System do Brasil: A) Eletromiógrafo 830C; B) Eletrodos ativos bipolares pré-amplificados; C) Eletrodos de superfície do tipo Ag/AgCl.	39
Figura 8 – A) Colocação dos marcadores reflexivos para a análise Cinemática. B) Localização dos 16 marcadores reflexivos esféricos	41
Figura 9 – Ilustração das coletas de locomoção: A) Andar; B) Correr; C) Salto vertical com contramovimento.	43
Figura 10 – Contração isométrica voluntária máxima: A) Músculo Tibial Anterior; B) Músculos Fibulares Longo e Curto e Gastrocnêmio Lateral.	44
Figura 11 – Demonstração do teste de simulação da entorse com a captação dos sinais elétricos musculares.	45
Figura 12 - Ilustração do protocolo de indução da fadiga realizado na seguinte sequência: <i>sprint</i> à frente (1), deslocamento lateral para a direita ida (2) e volta (3), corrida de costas em diagonal (4) até chegar ao lado contralateral (D), novo <i>sprint</i> de frente (5), deslocamento lateral para a esquerda ida (3) e volta (2) e último trecho de corrida de costas na diagonal para o lado oposto onde o circuito foi iniciado; após 10 saltos com contramovimento na estação 2.	46
Figura 13 - Demonstração de algumas etapas do teste utilizado para atingir a fadiga muscular: A) corrida de frente; B) corrida lateral; C) diagonal; D) salto vertical.	46
Figura 14 - Escala RPE (<i>rating perceived exertion</i>) de Borg (adaptada de BORG, 2000)	47
Figura 15 - Ilustração do modelo espacial em uma coleta do andar em velocidade autosselcionada	50

Figura 16 - Ilustração do modelo espacial em uma coleta do salto com contramovimento	50
Figura 17 – Ilustração das variáveis calculadas a partir das componentes vertical, anteroposterior e médio-lateral da Força de Reação do Solo durante o andar e correr	51
Figura 18 - Ilustração da cinemática tridimensional do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) no andar e no correr com a ilustração das variáveis analisadas. Ângulo de entrada do tornozelo nos planos sagital (TXentr), frontal (TYentr) e transverso (TZentr) e Variação Angular do tornozelo nos planos sagital ($\Delta D:F$), frontal ($\Delta Ev:Inv$) e transverso ($\Delta RI:RE$). Ângulo de entrada do joelho nos planos sagital (TJentr), frontal (TJentr) e transverso (TJentr) e Variação Angular do tornozelo nos planos sagital ($\Delta F:E$), frontal ($\Delta Varo:Valgo$) e transverso ($\Delta RI:RE$).	53
Figura 19 - Ilustração das variáveis calculadas a partir dos componentes vertical e anteroposterior da Força de Reação do Solo durante o salto com contramovimento	54
Figura 20 - Ilustração da cinemática tridimensional do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) no andar e no correr. Variáveis analisadas: picos na fase de preparação do tornozelo nos planos sagital (TX1), frontal (TY1) e transverso (TZ1); picos na fase de aterrissagem do tornozelo nos planos sagital (TX2), frontal (TY2) e transverso (TZ2), Ângulo de saída do tornozelo nos planos sagital (TXsaída), frontal (TYsaída) e transverso (TZsaída); ângulos de entrada do tornozelo nos planos sagital (TXentrada), frontal (TYentrada) e transverso (TZentrada); picos na fase de preparação do joelho nos planos sagital (JX1), frontal (JY1) e transverso (JZ1); picos na fase de aterrissagem do joelho nos planos sagital (JX2), frontal (JY2) e transverso (JZ2); ângulos de saída do joelho nos planos sagital (JXsaída), frontal (JYsaída) e transverso (JZsaída); ângulos de entrada do joelho nos planos sagital (JXentrada), frontal (JYentrada) e transverso (JZentrada)	56
Figura 21 – Média do envoltório linear da FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral de uma voluntária durante o andar (n=5).....	61
Figura 22 - Média do envoltório linear da FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral de uma voluntária durante o correr (n=5)	64
Figura 23 - Média do envoltório linear da FRS vertical e anteroposterior de uma voluntária durante o salto com contramovimento (n=5)	66
Figura 24 – Média e desvio padrão da variação angular da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) de uma voluntária durante o andar (n=5).....	68

- Figura 25 – Média e desvio padrão da variação angular da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) de uma voluntária durante o correr (n=5) 71
- Figura 26 – Média e desvio padrão da variação angular da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) de uma voluntária durante o salto com contramovimento (n=5) 74
- Figura 27 – Envoltório linear dos músculos estudados calculados no intervalo de -200 a + 200 ms na simulação da entorse lateral do tornozelo antes e após o protocolo de indução à fadiga dos grupos controle (GIC) e instabilidade crônica (GIC) 82
- Figura 28 – Ilustração da média do envoltório linear dos músculos Fibular Curto e Fibular Longo de uma voluntária registrado durante a simulação da entorse lateral do tornozelo pré (n=5) e pós (n=5) exercício de alongamento dos músculos eversores 94
- Figura 29 – Ilustração da mediana do tempo de latência dos músculos fibular curto e fibular longo registrado durante a simulação da entorse lateral do tornozelo pré (n=100) e pós-exercício (n=100) de alongamento dos músculos eversores (Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa) 95

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1 - Parecer consubstanciado do CEP	115
Anexo 2 - Questionário de Seleção Amostral.....	117
Anexo 3 - Termo de Consentimento Livre Esclarecido - Procedimento experimental 1	119
Anexo 4 - Termo de Consentimento Livre Esclarecido - Procedimentos experimentais 2 e 3.....	121
Anexo 5 - Questionário: Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)	123

1. INTRODUÇÃO

O corpo humano é composto por um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático e/ou dinâmico determinado pelo nível de estabilidade articular e postural. A estabilidade articular, objeto de estudo do presente trabalho, é fundamental no controle do movimento no nível segmentar e multissegmentar (RIEMANN; LEPHART, 2002b). Os mecanismos desenvolvidos para estabilização articular são determinados pela relação complementar entre os restritores passivos e ativos (HILLER; KILBREATH; REFSHAUGE, 2011). Restrição mecânica, responsabilidade dos restritores passivos, associada aos ajustes sensório-motor, responsabilidade dos restritores ativos, combinam-se para garantir a estabilidade dinâmica articular (COMEFFORD; MOTTRAN, 2001). O controle exercido pelos restritores ativos sobre as articulações, integrado ao papel desenvolvido pelos estabilizadores passivos, apresenta alta complexidade, fato que torna a mensuração da estabilidade dinâmica um desafio (KONRADSEN, 2002). Por meio da análise complexa do movimento humano a partir da abordagem Biomecânica, pode-se compreender como os mecanismos de controle são desencadeados para a estabilização dinâmica articular, proposta que norteia a presente investigação.

Para o estudo da estabilidade dinâmica articular, por meio das ferramentas da Biomecânica, optou-se pela utilização do complexo do tornozelo como objeto de estudo. No esporte, o tornozelo é a segunda região mais lesada do corpo humano; e a entorse, o principal diagnóstico (MOREIRA; GENTIL; OLIVEIRA, 2003; FONG et al., 2007). Os sintomas agudos pós-entorse muitas vezes apresentam resolução rápida, contudo, a instabilidade é um sintoma residual persistente em diversos casos (HERTEL, 2000). Entorses recorrentes, episódios de falseio, dor, edema e diminuição da função local formam os sinais e sintomas daqueles que desenvolvem a instabilidade crônica do tornozelo (GRIBBLE et al., 2014). A lesão dos ligamentos não ocorre em todos os episódios de entorse, muitas vezes a instabilidade se instala sem sinal de qualquer lesão dessas estruturas. Este quadro foi denominado por Freeman (1965) como instabilidade funcional, ou seja, presença de instabilidade articular do tornozelo sem lesão das estruturas passivas locais.

Insuficiência proprioceptiva, déficit de força, alterações neuromusculares e de controle postural formam o conjunto de capacidades que podem estar comprometidas em portadores de instabilidade crônica de tornozelo (DELAHUNT et al., 2010). Tais incapacidades repercutem sobre o movimento humano. Destacamos sua influência sobre a locomoção uma vez que os achados das investigações biomecânicas nesta área são comumente associados a causa e/ou fator predisponente para desenvolvimento da instabilidade crônica articular (MONAGHAN; DELAHUNT; CAULFIELD, 2006). Por exemplo, o excesso de inversão do tornozelo nos instantes iniciais do andar e correr é um achado característico de portadores de instabilidade crônica (SPAULDING; LIVINGSTON; HARTSELL, 2003; DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006) que comumente é associado ao fator causal para a lesão, visto que tal posicionamento facilita a ocorrência da entorse. Para compreender como a instabilidade crônica do tornozelo afeta a locomoção, o presente trabalho investigou a cinemática e a Força de Reação do Solo (FRS) durante o andar, o correr e o saltar de atletas portadoras e não portadoras de história de entorse de tornozelo. Por meio da análise biomecânica da locomoção, é possível reconhecer como a instabilidade crônica repercute sobre o movimento humano.

Como a lesão ligamentar pode não ser o fator responsável pelo desenvolvimento da instabilidade crônica, há um grande interesse no estudo dos fatores que geram e perpetuam os sinais e sintomas relacionados à instabilidade funcional, ou seja, as alterações do controle sensório-motor (KONRADSEN; RAVN; SORENSEN, 1993; KARLSSON; ANDREASSON, 1992; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002; GRUNEBERG; NIEUWENHUIJZEN; DUYSSENS, 2003; SOLOMONOW, 2006; MENACHO et al., 2010; GUTIERREZ et al., 2012). A propriocepção de origem muscular é considerada o mecanismo sensorial primário para o controle da estabilidade articular do tornozelo (KONRADSEN, 2002). As estratégias geradas pelo Sistema Nervoso Central podem ser estudadas por meio da análise da resposta muscular após um estresse imposto à articulação (MENACHO et al., 2010). O tempo de reação e o padrão de recrutamento muscular após a simulação da entorse representam a resposta dos comandos motores eferentes em função da integração e análise das informações sensório-motoras aferentes (KONRADSEN; RAVN, SORENSEN, 1993; SCHMIDT et al. 2005; EECHAUTE et al., 2007; EECHAUTE et al., 2009; RAMANATHAN et al., 2008; CORDOVA et al., 2010; KNIGHT; WEIMAR, 2011). Desta forma, o presente projeto propõe a análise da

resposta dos músculos eversores e inversores do tornozelo à simulação da entorse em inversão com o objetivo de compreender o papel dos agonistas e antagonistas locais na preparação, manutenção e restauração da estabilidade articular.

Problemas atuais levantados por revisões sistemáticas acerca da instabilidade crônica do tornozelo referem-se à escassez de dados relacionados aos fatores predisponentes ao desenvolvimento da entorse (HILLER et al., 2011). Estatura, massa corporal, história prévia de entorses (BEYNNON; MURPHY; ALOSA, 2002; HERTEL, 2002), sexo e fadiga (WILSON; MADIGAN, 2007) são citados como fatores de risco. Especialmente, a fadiga figura como um dos fatores etiológicos com menor atenção, uma vez que a sua associação é realizada de forma indireta por meio da análise da elevada taxa de ocorrência das entorses nos momentos finais de um jogo, por exemplo (PINTO et al., 1999; GABBETT, 2000; WOODS et al., 2003). Assim, com foco na análise dos fatores predisponentes a entorse, próprios da prática esportiva, o presente estudo analisou a influência da fadiga muscular sobre a resposta dos músculos que cruzam a articulação do tornozelo de atletas.

Além da análise da repercussão da fadiga muscular sobre a resposta à simulação da entorse, buscou-se um segundo fator relacionado à prática de exercícios físicos que pudesse afetar a estabilidade articular. Assim, foi selecionada a temática alongamento muscular e estabilidade articular dinâmica. Um programa de atividade física regular composto por treinamento cardiorrespiratório, exercícios de resistência dos grandes grupos musculares, treinamento neuromotor com ênfase no equilíbrio, na agilidade e na coordenação motora e uma série de exercícios de flexibilidade trazem benefícios físicos e mentais que contribuem para manutenção da saúde e do bem-estar de homens e mulheres (GARBER et al., 2011). Contudo, atualmente não se tem definido claramente qual momento ideal para realização dos exercícios de flexibilidade durante o treinamento físico, pois o alongamento muscular prévio diminui a capacidade do músculo produzir força e altera o padrão de recrutamento interferindo na intensidade e na modulação da contração muscular, isométrica e dinâmica (SIMIC; SARABON; MARKOVIC, 2013). Assim, foi analisado o efeito do exercício de alongamento estático passivo dos músculos fibulares longo e curto sobre a resposta de ambos à simulação da entorse do tornozelo.

Levantamos a hipótese que a instabilidade crônica de tornozelo irá alterar a cinemática das articulações do joelho e tornozelo no andar, no correr e no saltar nos instantes iniciais do contato do pé com o solo, além de aumentar os picos da FRS. Na simulação da entorse, os músculos fibulares longo e curto, eversores do tornozelo, podem apresentar retardo da resposta reflexa além da menor intensidade de contração muscular. Na indução à fadiga o retardo da atividade muscular e a diminuição da intensidade pode ocorrer de forma mais acentuada afetando tornozelos estáveis e instáveis. Em relação à realização do alongamento muscular estático passivo antes da simulação da entorse, supomos que sua realização não vai afetar a homeostasia articular.

2. OBJETIVO

O presente estudo tem como objetivo compreender os mecanismos envolvidos no controle da estabilidade dinâmica articular por meio da abordagem Biomecânica.

2.1. Objetivos específicos

- 1) Analisar a repercussão da instabilidade crônica do tornozelo sobre a locomoção.
- 2) Analisar as diferenças entre a resposta motora à simulação da entorse de portadores e não portadores de instabilidade crônica do tornozelo antes e depois da indução da fadiga muscular.
- 3) Analisar a influência do alongamento muscular sobre a estabilidade dinâmica articular.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Estabilidade articular: Definição

O termo estabilidade pode ser definido como o estado que se mantém inalterado mesmo na presença de forças que ocasionariam mudanças. Após a ruptura desta condição, considera-se estabilidade como a capacidade de retornar ao estado inicial. Ao se considerar uma articulação, define-se estabilidade como estado de permanecer ou prontamente retornar ao seu alinhamento normal através da equalização das forças que atuam sobre a mesma (RIEMANN; LEPHART, 2002a).

O processo de manutenção da estabilidade articular é determinado pela relação complementar entre os restritores estáticos ou passivos, os ligamentos, a cápsula articular, a cartilagem e a geometria das estruturas ósseas e os restritores dinâmicos ou ativos, responsáveis pelo controle neuromuscular dos ajustes realizados (HILLER; KILBREATH; REFSHAUGE, 2011). A lesão dos restritores passivos gera a instabilidade mecânica caracterizada pelo excesso de amplitude dos movimentos acessórios e fisiológicos em conjunto com o mau alinhamento articular. A hipermobilidade resultante pode comprometer a articulação, pois o excesso de atrito articular contribui para o aparecimento da osteoartrite. A integridade dos estabilizadores estáticos pode ser mensurada através de testes de estresse articular clínico, da artrometria instrumentada ou por meio de uma radiografia com estresse. Desta forma, tal capacidade é muitas vezes denominada estabilidade clínica (BONNEL et al., 2010).

A ativação muscular dinâmica trabalha em conjunto com os estabilizadores estáticos em antecipação ou em resposta a uma força excessiva imposta sobre determinada articulação (MOORE et al., 2002). A somatória das forças de estabilização provenientes dos músculos e dos restritores passivos garantem a estabilidade funcional articular. Mudanças do *input* proprioceptivo geradas pelo retardo da ativação muscular ou pela alteração do padrão de recrutamento são fatores que propiciam o desenvolvimento da instabilidade funcional (KONRADSEN, 2002). A instabilidade funcional pode ocorrer sem qualquer lesão dos restritores passivos e, semelhante à instabilidade mecânica, pode gerar alterações secundárias como a osteoartrite (HERTEL, 2000).

Os principais mecanismos neuromusculares propostos para explicar o controle da estabilidade articular são a propriocepção, o reflexo ligamento-muscular e o ajuste dinâmico da rigidez através da cocontração muscular (MYERS et al. 2003; AQUINO et al., 2004; SOLOMONOW, 2006). A propriocepção refere-se à descrição da informação aferente das áreas internas corporais que contribuem para o controle postural, para a estabilidade articular e para várias sensações conscientes (RIEMANN; LEPHART, 2002a).

Ao se considerar o tornozelo, a propriocepção de origem muscular é considerada o mecanismo sensorial primário para o controle articular (KONRADSEN, 2002). Tal afirmação baseia-se na análise do senso de posição articular passivo e ativo, no tempo de reação peroneal e na estabilidade postural durante o apoio unipodal analisados após anestesia do tornozelo. O senso de posição passivo sofre influência da anestesia dos ligamentos, contudo, as demais variáveis não. Tais achados apontam que o *input* aferente dos ligamentos da região é importante para posicionamento do pé durante os instantes iniciais da fase do apoio durante o andar e o correr, por exemplo, mas na ausência do reflexo ligamento-muscular, o fuso muscular e o Órgão Tendinoso de Golgi ajustam-se prontamente às demandas da tarefa e contribuem efetivamente para estabilidade local (KONRADSEN; RAVN; SORENSEN, 1993).

O reflexo ligamento-muscular foi descrito a partir da descoberta da presença de mecanorreceptores nos ligamentos. Além da importância dessas estruturas como restritores passivos, foi desenvolvida a ideia de que há um mecanismo de controle baseado no *feedback* ligamentar. Nesse caso, a perturbação imposta à articulação estimula os mecanorreceptores do ligamento que enviam sinais aferentes à medula, e via ação dos motoneurônios alfa ativam os músculos antagonistas ao movimento articular gerado pela perturbação (SOLOMONOW, 2006).

O ajuste contínuo e dinâmico proporcionado pela cocontração dos músculos que agem sobre uma articulação obtido através da contribuição dos mecanorreceptores periféricos formam o terceiro ajuste para controle da estabilidade. Esses receptores comunicam-se na medula com os motoneurônios gama e estimulam as fibras intrafusais do fuso muscular. Com o aumento da responsividade fusar, o fuso envia aferências para a medula, fazendo sinapse com os motoneurônios alfa. A ação dos motoneurônios alfa sobre as fibras extrafusais influencia o estado de ativação muscular, promovendo a contração dos músculos em torno da articulação. A

cocontração resultante aumenta a rigidez articular e, conseqüentemente, garante a estabilidade articular. Rigidez articular é definida como a resistência da articulação ao deslocamento. Assim, quanto maior a rigidez, maior a força necessária para um mesmo deslocamento articular e, maior a estabilidade. Em função da maior responsividade e excitabilidade por estímulos de baixo limiar dos motoneurônios gama, o mecanismo de ajuste dinâmico parece ser mais adequado para a proteção articular do que o reflexo músculo-ligamentar, uma vez que não seria necessária uma alta sobrecarga sobre a articulação para que esse mecanismo fosse elicitado (AQUINO et al., 2004).

Para compreender os efeitos da instabilidade articular sobre o movimento humano e reconhecer como ocorre a integração entre a ação dos estabilizadores passivos e dinâmicos na preparação, manutenção e restauração da estabilidade articular, o presente estudo propõe o uso de ferramentas e delineamento experimental próprios da Biomecânica tendo em vista a entorse do tornozelo como objeto de estudo.

3.2. Entorse do Tornozelo: Prevalência, Biomecânica e Anatomia

Dor, sensação de instabilidade articular, falseios, e osteoartrite nas articulações do complexo tornozelo-pé são alguns dos problemas associados às entorses de repetição. Quatro entre cinco casos de osteoartrite do tornozelo resultam de traumas prévios e neste caso os pacientes desenvolvem a patologia uma década mais cedo do que aqueles que possuem a osteoartrite como primeiro acometimento local (SALTZMAN et al., 2006).

Dados do Reino Unido estimam que a cada ano 302.000 pessoas irão procurar pelo Departamento de Emergências e Acidentes vítimas de entorse (FERRAN; MAFULLI, 2006). Destacamos a alta incidência da entorse do tornozelo em diversas modalidades como, o futebol, o vôlei, o handebol, o basquete e o rugby (FONG et al., 2007). Em nosso país, a entorse do tornozelo é a lesão mais prevalente em atletas de basquete de alto nível do sexo masculino (MOREIRA; GENTIL; OLIVEIRA, 2003). Entre atletas da mesma modalidade do sexo feminino este é o principal diagnóstico, contudo, o joelho caracteriza-se como a região com maior número de queixas de sinais e sintomas (SILVA; ABDALLA; FISBERG, 2007).

Em relação ao sexo, atualmente tem-se a crescente preocupação na análise da maior incidência de ocorrência das entorses de tornozelo nas mulheres (HOSEA; CAREY; HARRER, 2000). A associação entre o esporte como fator causal para a ocorrência da entorse do tornozelo (FONG et al., 2007) e o crescente acometimento no sexo feminino (HOSEA; CAREY; HARRER, 2000) justifica a escolha do presente estudo pela análise de voluntárias fisicamente ativas do sexo feminino.

Atualmente, o estudo de entorses acidentais do tornozelo durante investigações biomecânicas em laboratório (KRISTIANSUND; BAHR; KROSSHAUG, 2011) ou em competições esportivas (FONG et al., 2009) permitem compreender mais fidedignamente o efeito das forças que ultrapassam os limites fisiológicos articulares. Tais estudos extrapolam as análises baseadas em situações de risco, simulações em níveis menores do que aqueles que geram a entorse ou modelos teóricos de estudo, e permitem descrever o mecanismo de lesão a partir da variação angular das articulações envolvidas, das velocidades alcançadas e das forças impostas às estruturas anatômicas. Compreender o mecanismo de lesão a partir desta perspectiva traz novos conhecimentos acerca dos fatores que devem ser considerados ao se analisar a estabilidade articular dinâmica.

Fong et al. (2009) apresentam o primeiro relato de caso de uma entorse do tornozelo em laboratório durante o registro cinemático da mudança de direção após um *sprint* à frente. Por meio das análises, os autores identificaram dois momentos relacionados às mudanças da trajetória e velocidade do movimento de inversão relacionados ao desenvolvimento da entorse. No contato inicial do pé com o solo, o tornozelo que sofreu a entorse estava posicionado a 11° de dorsiflexão, 14° de rotação externa e 15° de inversão; já nas tentativas anteriores, consideradas controle, a posição adotada foi: 14° de dorsiflexão, 21° de rotação externa e 9° de inversão. Na tentativa do episódio de entorse, o tornozelo estava 7° mais rodado internamente e 6° mais invertido. No intervalo de 60ms a 110ms após o contato inicial, as articulações entraram em uma fase pré-lesão, o tornozelo passou a realizar uma grande inversão acompanhada pelo aumento das velocidades de flexão plantar e rotação interna que resulta na migração rápida da trajetória do centro de pressão do retopé para o antepé. A fase da lesão ocorreu a partir de 110ms sendo que a posição extrema das articulações é encontrada a 200ms (48° de inversão, 10° de rotação interna e 18° de dorsiflexão).

Kristianslund; Bahr; Krosshaug (2011), ao estudar os fatores de risco para lesão do ligamento cruzado anterior, registraram uma entorse do tornozelo de uma atleta de *handball* durante a realização de uma finta na simulação de um ataque com mudança de direção. Os pesquisadores então descreveram a cinemática e a cinética durante o episódio da entorse. Três fases foram definidas a partir dos dados cinemáticos: fase I, contato inicial (0-50ms): aumento repentino da rotação interna (lesão: 16°, tentativas anteriores 6 e 5°) e inversão (8° tentativas anteriores 4 e 1°); fase II (50-80ms), aumento da excursão lateral do centro de pressão; fase III (80-170 ms), pico do momento inversor (79 N.m, 138 ms) seguido do pico do momento rotador interno (64 N.m, 167ms). Imediatamente após a lesão, a FRS diminui, a dorsiflexão aumenta junto com o momento flexor do joelho resultando na diminuição da descarga de peso sobre o membro afetado. Nas tentativas anteriores à lesão, o momento foi predominantemente eversor durante a fase de apoio e as variações angulares foram menores do que 6°. Na fase III da entorse, o tornozelo alcançou 23° de inversão, 46° de rotação interna e 22° de dorsiflexão. A velocidade angular durante a entorse foi consideravelmente maior (559°/s) do que nas tentativas anteriores (166 e 221°/s).

Mok et al. (2011) descrevem dois casos de entorses nas Olimpíadas de Beijing (2008), o primeiro na fase classificatória do salto em altura e o segundo em uma partida de hockey. Durante o salto em altura, no momento do contato inicial, o tornozelo encontrava-se em 30° de inversão, 28° de rotação interna e 5° de flexão plantar. No momento do *take off*, quando o atleta torceu seu tronco para pular sobre a barra, sua perna rodou externamente e o tornozelo internamente. Após 80ms, as articulações alcançaram os picos de movimento, 142° de inversão, 37° de rotação interna e 7° de dorsiflexão e velocidade de inversão, 1752°/s. No hockey, durante a perseguição do jogador ao seu adversário, o complexo tornozelo-pé, no momento do contato inicial, estava posicionado a 7° de inversão, 4° de rotação interna e 41° de dorsiflexão; após 20ms seu antepé levemente pisou sobre o pé do adversário e ocorreu a entorse. Após 60ms, as articulações alcançaram 78° de inversão, 27° de rotação interna e 13° de dorsiflexão com velocidade de 1397°/s.

O estudo (FONG et al., 2012) mais recente acerca deste tema traz a descrição de 5 entorses do tornozelo durante partidas de tênis. Ainda que os episódios relatados apresentem importante variação, encontrou-se predomínio da combinação dos movimentos de inversão (48, 59, 67, 94 e 126° valores correspondentes ao pico) e rotação interna (26, 99, 84, 46 e 75°). Já a flexão plantar e dorsiflexão variaram (28,

31, 37, 30 e -8° sendo que valores positivos correspondem a flexão plantar e negativos a dorsiflexão).

Movimentos excessivos de dorsiflexão, rotação interna e inversão, altos valores dos momentos inversor e rotador interno associados a velocidades além dos habituais para as articulações do complexo tornozelo-pé combinam-se e geram as lesões decorrentes da entorse. Durante os episódios relatados, os restritores passivos e os ajustes desencadeados pelos restritores ativos não foram capazes de suportar a sobrecarga imposta e impedir a lesão (FONG et al., 2009; MOK et al., 2011; KRISTIANSUND; BAHR; KROSSHAUG, 2011; FONG et al., 2012).

As articulações mais comumente envolvidas nas entorses são a talocrural ou túbio-talar, a subtalar e a sindesmose tibiofibular distal. Considera-se que as três articulações compõem o complexo articular do tornozelo (TANAKA; MASON, 2011). Desta forma, no presente estudo, o termo tornozelo será utilizado tendo em vista o complexo articular e não somente a articulação talocrural.

A articulação talocrural, formada pela cúpula do tálus e a pinça maleolar, possui o encaixe perfeito em posição estática. Nessa articulação em dobradiça, ocorre no plano sagital ao redor do eixo que atravessa ambos os maléolos os movimentos de dorsiflexão, ou flexão e flexão plantar, ou extensão. Em posição estática, as superfícies articulares são os estabilizadores primários da articulação contra o excesso de translação e rotação do tálus. Ao sair desta condição, os ligamentos laterais, talofibular anterior, talofibular posterior e calcaneofibular, e medial, deltoide, são cruciais (HERTEL, 2002).

O talofibular anterior controla o deslizamento anterior e o excesso de inversão e rotação interna do tálus em relação à tíbia. Esse suporta menor stress até a falha que os ligamentos calcaneofibular e talofibular posterior (UĞURLU, 2010; MORRISON; KAMINSKI, 2007).

O ligamento calcaneofibular, segundo ligamento mais lesado da região, é responsável por restringir a supinação das articulações talocrural e subtalar. Já o talofibular posterior, menos lesado, é responsável por conter o excesso de inversão e rotação interna do tálus (UĞURLU et al., 2010; MORRISON; KAMINSKI, 2007).

A articulação subtalar, formada entre o tálus e o calcâneo, apresenta uma estrutura complexa composta por duas cavidades articulares que realizam os movimentos de pronação e supinação. A região posterior da articulação é composta pela porção posterior e inferior da faceta do tálus e a faceta superior posterior do

calcâneo. Já a anterior, ou talocalcaneonavicular, é formada pela cabeça do tálus e suas facetas anterossuperiores, o sustentáculo do tálus pertencente ao calcâneo, e a superfície tarsal do navicular. Essa articulação apresenta importante variação entre indivíduos e é caracterizada pelo encaixe esférico entre a cabeça do tálus e o calcâneo. As articulações anterior e posterior possuem diferentes cápsulas, ligamentos e são separadas pelo canal tarsal e pelo seio do tarso (TANAKA; MASON, 2011).

Na articulação subtalar, ocorrem os movimentos de rotação interna e externa (plano transversal, eixo vertical) e a inversão e eversão (plano frontal, eixo ortogonal aos dois prévios citados) os quais se somam aos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão (plano sagital, eixo médio-lateral) para compor a pronação e a supinação (LEARDINI et al., 2007). A inversão e a eversão ocorrem ao redor de um eixo oblíquo que se dirige 42° para cima e 23° medialmente. Em cadeia cinética aberta, a pronação é definida como a combinação entre a dorsiflexão, eversão, e rotação externa enquanto a supinação consiste em flexão plantar, inversão e rotação interna. Na cadeia cinética fechada, a pronação consiste na combinação entre flexão plantar, eversão e rotação externa e a supinação consiste em dorsiflexão, inversão e rotação interna (HERTEL, 2000).

A rede ligamentar da articulação subtalar é extensa. Essa é formada por três grupos diferentes, os ligamentos profundos, os ligamentos periféricos e o retináculo lateral. Os ligamentos profundos, interósseo e cervical cruzam o canal tarsal e, por isso, são chamados de ligamentos cruzados da subtalar. Os feixes lateral, intermédio e medial do retináculo extensor têm porções que se originam no seio do tarso e assim auxiliam na estabilidade local. Os ligamentos periféricos são: o ligamento calcaneofibular, o talocalcâneo lateral e o fibulotalocalcâneo. Todos estes restringem a supinação do tornozelo, contudo o calcaneofibular é o mais importante na prevenção da inversão e rotação interna do calcâneo em relação ao tálus. Além destes, o ligamento bifurcado destaca-se como restritor estático do complexo lateral do tornozelo. Este é formado por dois ramos: o calcaneocubóide dorsal e o calcaneonavicular que resistem à supinação do mediopé e então podem ser lesados durante movimentos extremos de supinação. As articulações talocrural e subtalar participam do acoplamento entre a perna e o pé durante os movimentos locais e transmitem os torques gerados na região da tíbia (rotação interna e externa) para o pé (pronação e supinação) (HERTEL, 2000).

As articulações talocrural e subtalar são as mais comumente acometidas após a entorse em inversão. O ligamento talofibular anterior é o primeiro a ser danificado, seguido, na maioria das vezes, pelo ligamento calcaneofibular. Traumas de maior intensidade podem lesar a cápsula articular, o ligamento cervical e os outros ligamentos que estabilizam a articulação subtalar, entre eles o talocalcâneo lateral (TANAKA; MASON, 2011). A frouxidão causará a rotação interna excessiva, a translação anterior e a inversão do tálus característica da instabilidade mecânica da articulação (SCHMIDT et al., 2004).

A instabilidade mecânica determinada pela lesão dos ligamentos talofibular anterior e calcaneofibular pode ser mensurada pelo teste de stress articular clínico. O deslizamento anterior do tálus ou gaveta anterior é o teste comumente utilizado para mensurar o grau de mobilidade do tálus dentro da pinça maleolar. Para análise da instabilidade da articulação subtalar, o teste de inclinação talar é mais específico. Nesse caso, analisa-se a mobilidade em inversão do calcâneo. A instabilidade mecânica é tridimensional, contudo tais testes analisam as articulações isoladamente e referem-se à instabilidade em um único plano. A gaveta anterior excessiva representa a frouxidão no plano transversal e o *tilt* talar corresponde à lassidão no plano frontal (TOURNÉ et al., 2010).

A última articulação do tornozelo é a sindesmose tibiofibular distal. Ainda que o movimento fisiológico seja restrito nesta região, os movimentos acessórios são fundamentais para a mecânica normal de todo tornozelo. Além disso, sua integridade estrutural é fundamental, pois proporciona um pilar estável para a função da articulação talocrural. Esta articulação é estabilizada pelos ligamentos tibiofibular anterior e posterior e pela membrana interóssea. O ligamento tibiofibular anterior muitas vezes sofre nas entorses em eversão, fato que gera a chamada entorse alta do tornozelo (MOREIRA; ANTUNES, 2008).

A inervação sensorial e motora desta região provém dos plexos lombar e sacral. A inervação motora é proporcionada pelos nervos tibial, fibular superficial e profundo, e a sensorial advém dos nervos sural e safeno. Os proprioceptores dos ligamentos laterais, da cápsula articular e dos fusos musculares são mecanorreceptores que proporcionam a estabilidade dinâmica (HERTEL, 2002).

A rigidez gerada pelas unidades musculotendíneas locais proporciona estabilidade dinâmica para as articulações do complexo tornozelo-pé. As ações excêntricas dos músculos fibular longo e curto são essenciais neste processo.

Considera-se ainda os músculos do compartimento anterior (tibial anterior, extensor longo dos dedos, extensor curto dos dedos e fibular terceiro) como fundamentais para o controle do excesso da supinação (HERTEL, 2002).

Os músculos fibular longo e curto cruzam o retináculo lateral do tornozelo. A entorse em inversão do tornozelo pode produzir não só a lesão dos ligamentos laterais, mas também do retináculo superior lateral gerando a instabilidade do músculo fibular longo. Consequentemente, o músculo fibular curto é comprimido no sulco retromaleolar pelo músculo fibular longo durante a eversão como ocorre, por exemplo, na fase de balanço no andar. O atrito do tendão contra o sulco gera então a lesão do tendão do músculo fibular curto. Em função do pobre aporte vascular local, o tendão tem dificuldade para formação do processo cicatricial, fato que pode levar a sua ruptura (KARLSSON; WIGER, 2002).

A lesão longitudinal do músculo fibular curto é citado como um dos fatores que podem gerar dor e instabilidade lateral. Um estudo recente relata, durante uma dissecação, a lesão associada ao músculo fibular terceiro anômalo com diferentes locais de origem (desde o 1/3 médio até a porção inferior da fíbula e, a partir da fáscia crural), inserção (toda superfície dorso-lateral do quinto metatarso) e ventre muscular com maior massa. Os autores afirmam que tal diferença poderiam ter alterado os movimentos do tornozelo e gerado a lesão no músculo fibular curto (TAŞER; SHAFIQ; TOKER, 2009).

3.3. Instabilidade Crônica de Tornozelo: Modelos de estudo

São diversas as teorias que buscam explicar a instalação e desenvolvimento da Instabilidade Crônica de Tornozelo. O modelo comumente citado foi proposto por Hertel (2002). De acordo com o autor, insuficiências específicas interagem para criar a instabilidade mecânica, a instabilidade funcional e a instabilidade mista (com componentes mecânicos e funcionais), classificação adotada de acordo com a origem do problema. A instabilidade mecânica é causada por fatores que alteram a mecânica articular em função dos seguintes fatores: frouxidão patológica, alteração da artrocinemática normal, sinovite, pinçamento e alterações degenerativas das articulações do tornozelo e do pé. Já a instabilidade funcional é gerada por alterações do controle neuromuscular, da produção da força muscular e da propriocepção.

A incapacidade denominada instabilidade funcional não tem uma definição universal (HERTEL, 2000). O termo é comumente utilizado para descrever episódios repetitivos de entorses do tornozelo e sensações de falseios oriundos da alteração do controle motor (YEUNG et al., 1994). A ausência de pré-requisitos relacionados ao tempo de instalação e permanência dos sintomas, além do nível ou tipo de atividade que propiciam seu surgimento, gera uma grande diversidade de respostas nos estudos (HILLER; KILBREATH; REFSHAUGE, 2011) acerca dos fatores que causam e perpetuam a instabilidade funcional.

O termo instabilidade funcional do tornozelo foi introduzido por Freeman (1965) ao estudar 62 voluntários que sofreram 1 (um) entorse de tornozelo. Deste total 42 sofreram ruptura dos ligamentos laterais, comprovada radiologicamente e clinicamente, nos demais os ligamentos não foram lesados. No estudo, todos os voluntários, portadores de lesão ligamentar e não portadores, receberam tratamento fisioterapêutico com objetivo de ganho e/ou manutenção da amplitude de movimento e força muscular. Para aqueles que estavam imobilizados, isso somente aconteceu após a retirada do gesso. Na presença de lesão ligamentar, optou-se por três formas de tratamento: 1) 12 voluntários utilizaram bandagem e mobilização; 2) 16 foram imobilizados com gesso por 6 semanas e 14 usaram sutura ligamentar e gesso. O tratamento e o acompanhamento clínico prosseguiram até o final dos sintomas. Após 1 ano, ao responder um questionário a respeito do estado dos sintomas, 35% dos voluntários que não apresentavam lesão ligamentar relataram instabilidade funcional, e no grupo com lesão a prevalência foi de 40%. Os autores procuraram esclarecer os fatores responsáveis pelo quadro de instabilidade funcional instalado e então pontuaram que ocorreu instabilidade mecânica em varo persistente do tálus em 4 pacientes, formação de aderências intra-articulares em um paciente, mas 17 não apresentavam qualquer anormalidade radiológica ou clínica que explicassem a presença do quadro.

A dificuldade para determinação dos fatores causais da instabilidade crônica do tornozelo gerou o interesse pelo estudo dos critérios de inclusão que melhor definam a presença de instabilidade crônica da articulação (HILLER; KILBREATH; REFSHAUGE, 2011, GRIBBLE et al., 2014).

Hiller, Kilbreath e Refshauge (2011) fizeram a proposta do modelo designado como a evolução do modelo de Hertel. Neste caso foram determinados 7 subgrupos oriundos da origem da instabilidade. Foram consideradas as seguintes etiologias:

alterações mecânicas e alterações funcionais, associadas ou não a presença de recidivas ou entorses recorrentes. O termo instabilidade funcional foi definido como a percepção que o tornozelo é cronicamente mais fraco, mais dolorido e menos funcional que o contralateral ou do que antes da entorse. Na presença de tais achados, os autores ainda fizeram a proposta de alteração do termo instabilidade funcional para instabilidade percebida. Os 7 subgrupos grupos definidos foram: 1) portadores de instabilidade percebida (*Cumberland Ankle Instability Tool* ≤ 27); 2) portadores de instabilidade percebida e entorses recorrentes (3 ou mais entorses no mesmo tornozelo); 3) portadores de instabilidade percebida, entorses recorrentes e instabilidade mecânica (sinal do sulco anterior presente); 4) portadores de instabilidade percebida e instabilidade mecânica; 5) portadores de instabilidade mecânica; 6) portadores de entorses recorrentes e 7) portadores de instabilidade mecânica e entorses recorrentes. Todos os subgrupos foram testados com provas funcionais e apresentaram maior número de incapacidades do que o grupo controle (GC). Os autores pontuam que o modelo adiciona as entorses recorrentes de forma isolada e associada como um subgrupo que deve ser diferenciado dos demais.

Gribble et al. (2014) apontam em um *consort* atual realizado no Simpósio Internacional de Tornozelo que a divisão de subgrupos amostrais classificados como portadores de instabilidade mecânica e portadores de instabilidade funcional não é a melhor escolha para compreender os fatores que perpetuam a instabilidade crônica do tornozelo. Tal afirmação baseia-se em estudos biomecânicos que concluíram que a instabilidade mecânica não gera maiores prejuízos do que a instabilidade funcional durante a aterrissagem de saltos unipodais (BROWN; BOWSER; SIMPSON, 2012). O *consort* define que a presença de falseios recorrentes e a sensação de instabilidade articular são os sinais mais importantes para determinação do quadro de instabilidade crônica articular.

Desta forma, o presente estudo irá adotar os critérios de inclusão atuais definidos pelos autores (GRIBBLE et al., 2014), ou seja, história de entorse significativo do tornozelo seguido de processo inflamatório, afastamento das atividades desejadas por no mínimo 1 dia e anormalidade durante a locomoção; presença de falseio durante atividades de vida diária e/ou durante a participação em atividades esportivas; sensação de instabilidade articular decorrente de instabilidade funcional confirmada por questionário específico (GRIBBLE et al., 2014). Além disso, conforme orienta tais autores, será realizada a descrição detalhada por meio dos

seguintes itens: número e frequência das entorses; tempo desde o último diagnóstico de entorse; presença de falseios; presença de dor durante atividades de vida diária ou em participações esportivas; história de outras lesões particularmente no momento da entorse; presença de gaveta anterior do tornozelo.

Para confirmar a presença da instabilidade funcional, a literatura apresenta uma série de questionários e escalas funcionais (MOREIRA; SABINO; RESENDE, 2010). Entre eles, destacamos o Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). O CAIT é um questionário que tem por objetivo determinar se o sujeito possui instabilidade funcional do tornozelo identificando o grau de severidade sem a necessidade da comparação dos sinais e sintomas com o tornozelo contralateral. O CAIT é um questionário simples, confiável (confiabilidade interna determinada em teste e reteste) e válido (analisada a validade discriminativa, validade concorrente e validade de construção) para discriminar e medir o grau de severidade da instabilidade funcional. Clinicamente este pode ser utilizado para avaliação da severidade da instabilidade funcional, para mensuração do resultado do seu tratamento e para monitorar os progressos.

No Brasil, de Noronha et al. (2008) desenvolveram a versão português-brasileira e testaram as propriedades psicométricas do CAIT. A adaptação alcançou resultados satisfatórios. Esse foi facilmente aplicado além de ser confiável para detectar as mudanças do tornozelo que se referem a instabilidade funcional.

3.4. Instabilidade Crônica do Tornozelo: Locomoção

O posicionamento invertido do complexo tornozelo-pé nos instantes iniciais do andar e correr é um achado característico em portadores de ICT (SPAULDING; LIVINGSTON; HARTSELL, 2003; DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006; MONAGHAN; DELAHUNT; CAULFIELD, 2006), já a trajetória e os momentos articulares das articulações do joelho e quadril não são afetados pela disfunção (DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006).

Com o objetivo de analisar o andar de portadores de instabilidade funcional em esteira Delahunt; Monaghan e Caulfield (2006) investigaram a cinemática tridimensional do quadril, joelho e tornozelo e a Eletromiografia (EMG) dos músculos reto femoral, fibular longo, tibial anterior e sóleo. A instabilidade gerou posicionamento em inversão do tornozelo antes (50ms), no momento e após (50ms) o choque do calcanhar com o solo. Consequentemente, foi encontrada maior proximidade dos

metatarsos ao chão. Possivelmente, para aumentar a estabilização dinâmica da articulação do tornozelo, o músculo fibular longo foi hiperativo logo após (200ms) o choque do calcanhar. Já o músculo reto femoral foi hiperativo antes (200ms) da entrada do pé, contudo, o quadril, semelhante ao joelho, não sofreu qualquer alteração.

A ação dos músculos que controlam a articulação do tornozelo em portadores de instabilidade crônica durante a locomoção é controversa. Diferente do estudo anterior, Louwerens et al. (1995) encontraram aumento da ação do músculo tibial anterior durante a fase do apoio do andar de portadores de instabilidade funcional. Já o músculo fibular longo não sofreu qualquer alteração.

Monaghan, Delahunt e Caulfield (2006), ao analisarem a cinemática 3D das articulações dos membros inferiores, os momentos e a potência, apontam resultados semelhantes ao estudo anterior em relação ao aumento da inversão do tornozelo no balanço terminal e início da fase de apoio durante o andar de portadores de instabilidade crônica. O momento e a potência na articulação do tornozelo apresentaram comportamento distinto na comparação entre os grupos. Portadores de instabilidade crônica apresentaram predomínio do momento eversor e geração de potência concêntrica. O GC momento inversor e geração de potência excêntrica. Enquanto o GC realizou a aproximação do pé em eversão vagarosamente, os portadores de instabilidade crônica realizaram inversão rapidamente.

Drewes, McKeon, Paolini et al. (2009) pontuam que a alteração do movimento do tornozelo é acompanhada pela mudança do acoplamento entre a articulação e a perna. Os autores encontraram aumento da inversão do tornozelo acompanhada da maior rotação externa da tíbia.

O gerenciamento da entrada do pé no solo e os ajustes realizados durante a fase de apoio, apontados anteriormente por meio da EMG, cinemática 3D, momento e potência das articulações dos membros inferiores, apontam que no tornozelo o controle de movimento difere entre portadores de instabilidade crônica e não portadores, fato que favorece novos episódios de entorses. Esta afirmação é suportada por Brown (2011) a qual preconiza que a entrada do pé no início da fase de apoio é um momento crítico para o desenvolvimento da entorse. A autora estudou esta fase do movimento (250ms antes do choque do calcanhar) durante o andar e correr de portadores de instabilidade mecânica e instabilidade funcional por meio da análise das seguintes variáveis cinemáticas: altura mínima entre o solo e os

metatarsos; flexão plantar e inversão do tornozelo; rotação interna do pé e rotação externa da tíbia. Portadores de instabilidade funcional apresentaram maior flexão plantar; e ambos os grupos, menor altura mínima dos metatarsos.

O aumento dos movimentos de flexão plantar do tornozelo e inversão do pé contribui para o deslocamento lateral do Centro de Pressão (COP) durante o andar (NYSKA; SHABAT; SIMKIN et al., 2003) e correr (MORRISON et al., 2010). Este posicionamento aumenta o braço do momento da Força de Reação do Solo sobre a articulação subtalar nos momentos iniciais do apoio, fato que caracteriza risco para ocorrência da entorse.

Em diversas modalidades esportivas, um dos mecanismos de lesão mais comuns para a entorse do tornozelo ocorre durante a aterrissagem após o salto vertical como, por exemplo, no ataque e bloqueio do voleibol. Suda, Cantuária e Sacco (2008), com o objetivo de investigar a ativação dos músculos tibial anterior, fibular longo e Gastrocnêmio Lateral de portadores de instabilidade funcional, analisaram a aterrissagem do bloqueio de jogadores de voleibol profissionais. Não foram encontradas diferenças entre os grupos em relação à altura do salto vertical, mas os músculos comportaram-se de forma distinta. O pico da EMG do tibial anterior foi maior e do fibular longo foi menor e, em ambos os músculos, os valores máximos ocorreram mais tarde nos portadores de instabilidade crônica após a aterrissagem.

Além da análise da aterrissagem em gestos esportivos (SUDA; CANTUÁRIA; SACCO, 2008), diversos estudos (DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006; BROWN et al., 2008) concentram interesse na análise da aterrissagem de saltos bipodais e unipodais. Delahunt; Monaghan; Caulfield (2006) analisaram a cinemática 3D, a FRS, os momentos e a potência das articulações dos membros inferiores além da integral da EMG dos músculos reto femoral, fibular longo, tibial anterior e Sóleo 200 ms antes e 200ms após aterrissagem de um *drop* (saída de um plinto de 35 cm) em portadores de instabilidade funcional. Durante a aterrissagem, portadores de instabilidade funcional aumentaram a flexão plantar do tornozelo e diminuíram a rotação externa do quadril e a EMG do fibular longo. Após aterrissagem, diminuíram a velocidade angular no plano sagital, a geração de potência excêntrica e a dorsiflexão do tornozelo e aumentaram a FRS vertical e posterior e o tempo para o pico da FRS vertical. Segundo os autores, o encurtamento do músculo tríceps sural e a alteração do deslizamento posterior do tálus durante a dorsiflexão são fatores que explicam as

alterações relacionadas ao posicionamento e velocidade de movimento na articulação do tornozelo.

Brown et al. (2008), com objetivo de diferenciar variáveis cinemáticas e cinéticas de portadores de instabilidade mecânica e instabilidade funcional, investigaram o andar (1,2 -1,4 m/s), o correr (2.5 – 3.5 m/s), a aterrissagem bipodal a partir de um plinto (32 cm) e em seguida nova subida; a aterrissagem de um *drop* unilateral (plinto 32 cm) e a aterrissagem de um salto após corrida. A instabilidade mecânica foi a condição que gerou maior repercussão na locomoção. Os portadores de instabilidade funcional, para minimizar os efeitos da instabilidade sobre a articulação e o *stress* sobre os ligamentos, apresentaram menor deslocamento total no plano sagital durante o andar e na aterrissagem de todos os tipos de salto. Nas aterrissagens, a dorsiflexão e a eversão do tornozelo foram maiores. Ou seja, nas situações de maior stress neuromuscular, o tornozelo adotou posicionamento que minimiza a ocorrência de uma nova entorse. Possivelmente como efeito da instabilidade, ambos os grupos aumentaram o deslocamento no plano frontal durante o andar. Ainda que sem diferenças significativas, os autores chamam atenção para o aumento de 3-14% e 11-16% dos picos da FRS vertical e médio-lateral respectivamente, além do tempo para ocorrência do pico ser 11 a 19% menor na FRS vertical nos portadores de instabilidade crônica.

O aumento da magnitude e da taxa de desenvolvimento da FRS vertical apresentada por Delahunt; Monaghan; Caulfield (2006) e Brown et al. (2008) podem explicar o aumento de ocorrência de osteoartrite nesta população (VALDERRABANO et al., 2006). Contudo, Kakihana et al. (2005), ao investigar a cinemática, o momento das articulações dos membros inferiores e a FRS, encontraram redução da FRS vertical em portadores de instabilidade crônica.

Lin; Chen; Lin (2011), semelhante aos estudos anteriores, apontam aumento da inversão nos instantes finais da fase de balanço e entrada do pé no solo durante a corrida. Além disso, os autores apresentam a análise do *stiffness* articular e a EMG dos músculos tibial anterior, fibular longo e Gastrocnêmio Lateral durante a corrida e em um salto horizontal sobre uma plataforma de força precedido de corrida em máxima velocidade. O *stiffness* articular foi menor na corrida e a cocontração entre os músculos tibial anterior/fibular longo foi menor 100ms antes da aterrissagem. Logo após a aterrissagem, a ação do fibular longo foi maior (100 a 200 ms). A redução do *stiffness* na corrida é mais um fator que aponta que a articulação pode passar dos

limites fisiológicos em situações de risco. Além disso, na tarefa que exigiu maior habilidade, para minimizar a diminuição da cocontração nos instantes pré-queda, os portadores de instabilidade crônica aumentaram a EMG do músculo fibular longo.

Koshino et al. (2014) analisaram a marcha com mudança de direção (45° sobre uma plataforma de força) e manutenção da trajetória por 2,5m e um salto horizontal com queda (40 cm sobre uma plataforma de força) seguido de mudança de direção (45°) e corrida por 2,5 m. Os portadores de instabilidade crônica na marcha com mudança de direção apresentaram maior abdução do quadril antes e após o contato do pé com o solo. E, no salto com mudança de direção e corrida, maior flexão do quadril e joelho durante a fase de apoio. Uma vez que alterações foram encontradas nas articulações do joelho e quadril, os autores discutem que estas relacionam-se a mudanças mediadas centralmente em função da instabilidade. Também sugerem que a diminuição da função do tornozelo pode ser responsável por tal comportamento. Desta forma, um programa de reabilitação com enfoque na coordenação global de todo membro inferior é necessário para esta população.

Brown; Bowser; Simpson (2012), com objetivo de compreender como a instabilidade crônica do tornozelo interfere nas articulações proximais do membro inferior, analisaram três *drops* (nas direções anterior, medial e lateral) a partir da altura correspondente a 50% do salto vertical máximo de quatro diferentes grupos: portadores de instabilidade funcional e instabilidade mecânica, corredores e um GC. Os grupos portadores de instabilidade apresentaram menor variabilidade no joelho e no quadril durante as aterrissagens, especialmente na rotação interna e externa do joelho e na flexão e extensão e abdução e adução no quadril. O tornozelo apresentou comportamento semelhante entre os grupos para controlar as forças de cisalhamento impostas durante a tarefa. A estratégia desenvolvida diminui a demanda de estabilidade sobre a articulação do tornozelo. Os autores pontuam que a menor variabilidade nas articulações proximais é mediada centralmente, semelhante à afirmação de Koshino et al. (2014).

Sabe-se que, após a tentativa de tratamento conservador mau sucedida da instabilidade crônica do tornozelo, o tratamento cirúrgico é indicado; no entanto, apesar das grandes inovações das técnicas cirúrgicas, não se tem definido se estas restabelecem as características funcionais apropriadas. Para testar esta afirmação Schmidt et al. (2004) compararam três procedimentos de reconstrução das articulações talocrural e subtalar de tornozelos instáveis de 10 peças anatômicas: 1)

reparação ligamentar; 2) enxerto tendíneo autólogo; 3) enxerto com implante de fibra de carbono. Em um simulador de movimento, os autores analisaram a cinemática com os ligamentos íntegros, após lesão ligamentar e após as intervenções cirúrgicas. Na articulação talocrural, os três procedimentos recuperaram a estabilidade na dorsiflexão/flexão plantar; já na rotação interna/externa e inversão/eversão, a reconstrução direta foi efetiva, mas com os outros dois métodos ainda persistiu uma frouxidão mínima. Na articulação subtalar, os três procedimentos recuperaram a instabilidade rotatório e em inversão/eversão, e para flexão plantar/dorsiflexão ainda persistiu de 20 a 24% de instabilidade. Segundo os autores, os procedimentos não causaram qualquer restrição da amplitude de movimento na articulação talocrural ou articulação subtalar, e, entre os procedimentos adotados, a reparação direta dos ligamentos deve ser o método de escolha quando possível.

Além da compreensão acerca dos fatores relacionados ao desenvolvimento e perpetuação da instabilidade crônica de tornozelo, a análise da locomoção vem sendo realizada para determinar um limiar que aponte o momento que a lesão pode ocorrer. Com este objetivo, CHU et al. (2010) analisaram a corrida, o *drop* unilateral, a mudança de direção e a aterrissagem de um salto bipodal seguido de um novo salto em voluntários portadores de tornozelos saudáveis por meio da análise da FRS vertical, o ângulo e a velocidade de eversão/inversão, além da análise da velocidade da entorse do tornozelo durante uma simulação. Durante os movimentos analisados, encontrou-se que o tornozelo realiza predominantemente eversão, e a velocidade máxima de inversão está em torno de 100°/s. Na simulação da entorse, a velocidade de inversão foi de 632°/s. A partir de tais resultados, autores apontam a velocidade de inversão de 300°/s como limiar para ocorrer uma entorse.

3.5. Instabilidade Crônica de Tornozelo: Simulação da Entorse e a influência de fatores extrínsecos alongamento e fadiga muscular

A simulação da entorse de tornozelo é uma proposta apresentada por diversos estudos (MENACHO et al., 2010) para compreender fatores relacionados ao controle sensório-motor que geram e perpetuam a instabilidade crônica local. Os primeiros trabalhos que utilizaram a simulação (LOFVENBERG et al., 1995; KARLSSON, ANDREASSON, 1992) concentraram suas análises sobre as diferenças da EMG dos músculos fibular longo e curto de portadores e não portadores de instabilidade crônica. O retardo da resposta motora dos músculos fibulares foi então

relacionada, por tais autores, como causa e/ou fator responsável pelo desenvolvimento da instabilidade crônica do tornozelo. Contudo, estudos posteriores com delineamento semelhante não suportam tais achados (KONRADSEN, 2002; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002).

Os protocolos para análise do tempo e da intensidade da resposta reflexa dos músculos adjacentes à articulação do tornozelo após a simulação da entorse diferem em relação à angulação das plataformas e os movimentos disponíveis, aos objetivos propostos e aos procedimentos adotados durante a realização da medida (KARLSSON; ANDREASSON, 1992; EBIG et al., 1997; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002; PACHECO; VAZ; PACHECO, 2005a; SHETH et al., 1997; KONRADSEN; VOIGT; HOJSGAARD, 1997; LYNCH et al., 1996). Tais fatores pode interferir nos achados finais. Essa diversidade de características e interesses apresentados pelos estudos será abordada na presente revisão de literatura.

Os principais músculos estudados por meio da simulação da entorse em inversão do tornozelo são o fibular curto e longo (KARLSSON; ANDREASSON, 1992; EBIG et al., 1997; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002; PACHECO; VAZ; PACHECO, 2005b), uma vez que são responsáveis por gerar o torque eversor capaz de reposicionar as articulações locais minimizando potenciais lesões (KONRADSEN; VOIGT; HOJSGAARD, 1997). A latência de ambos os músculos após a simulação da entorse do tornozelo é uma medida estável caracterizada pela sua reprodutibilidade independente do dia e horário de registro [(5 diferentes dias, horários 8:00, 13:00 e 18:00) BENESCH et al., 2000]. A medida é reprodutível independente da condição do tornozelo, ou seja, em tornozelos estáveis [n=40, 50° de inversão, 2 diferentes dias, intervalo de 1 semana (EECHAUTE et al., 2009)] e instáveis [n=30, história de entorse lateral traumático, seguido de dor e edema que interferiram nas participações esportivas, recreacionais ou outras por no mínimo 3 semanas; necessidade de 2 ou mais consultas médicas; entorses repetitivos nos últimos 6 meses; presença de medo e falseio e relato de diminuição da performance em atividades esportivas, recreacionais ou atividades profissionais (VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002)]. Segundo Benesch et al. (2000), os valores de normalidade para a latência dos músculos fibular longo e fibular curto é de 63 e 66 ms, respectivamente (n=30, 30° de inversão).

Altura, peso e índice de massa corporal não afetam a latência dos músculos estudados, contudo o envelhecimento gera o aumento do tempo de reação dos músculos fibular longo e curto [(n=120, 30° de inversão; fibular longo: 18-25 anos, 61 ms 51-70 anos, 70 ms; fibular curto: 18-25 anos, 69 ms e 51-70 anos, 79 ms)] (SCHMIDT et al., 2005).

A amplitude de flexão plantar influencia a resposta reflexa (BENESCH et al., 2000). A perda do reflexo protetor desencadeado pelos fibulares é mais acentuada durante a combinação de flexão plantar e inversão do que na análise isolada da inversão (LYNCH et al., 1996). A dominância caracteriza-se como fator intrínseco que pode influenciar a resposta muscular (FERNANDES et al., 1998; KNIGHT; WEIMAR, 2011). Knight e Weimar (2011) encontraram no lado dominante maior tempo de reação do que no lado não dominante ao se considerar a latência a partir de 5 desvios-padrão (dominante: 44.60 ± 12.75 ms e não dominante: 34.40 ± 6.91 ms) e 10 desvios-padrão (dominante: 65.63 ± 13.81 e não dominante: 51.91 ± 12.58 ms).

Para caracterizar a diversidade de respostas apresentadas pelos estudos para a latência do músculo fibular longo durante a simulação da entorse, apresentamos a tabela abaixo (Tabela 1).

Tabela 1 - Latência do músculo fibular longo em tornozelos estáveis e instáveis após a simulação da entorse do tornozelo segundo os autores destacados

Autores (ano)	Inversão	n	Tornozelos estáveis	n	Tornozelos instáveis	p
Konradsen; Ravn; Sorensen (1993)	30°	7	80	--	--	--
Karlsson e Andreasson (1992)	30°	20	68,8	20	84,5	p<0,001
Johnson e Johnson (1993)	35°	11	68,2	7	65,1	ns
Löfvenberg et al. (1995)	30°	15	49	15	65	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; Vaz; Pacheco (2005a)	---	16	70	16	75	ns
Eechaute et al. (2009)	50	40	61.7	30	62.2	ns

ns = não significativo

Os valores de latência apresentados na Tabela 1 variam de 49ms (LÖFVENBERG et al., 1995) até 96.5ms (FERNANDES; ALLISON; HOPPER, 2000). A falta de consenso para determinação do limiar indicativo do início da resposta

eletromiográfica nos diferentes estudos pode ser considerado um dos fatores responsáveis por tais diferenças.

Entre os referenciais adotados para indicar o início da ação muscular, podemos destacar: a análise visual do intervalo de tempo entre o início da queda da plataforma e o início do registro da EMG (JAVED; WALSH; LEES, 1999); a intensidade da EMG que excede em 5 vezes o desvio padrão calculado 200ms pré-queda (KNIGHT; WEIMAR, 2011); a intensidade da EMG que excede em 10 vezes o desvio padrão calculado 200ms pré-queda (KNIGHT; WEIMAR, 2011); a intensidade da EMG que excede em 3 vezes o desvio padrão calculado 1s pré-queda (OSBORNE et al., 2001); a intensidade da EMG que excede em 5 vezes o desvio padrão calculado 150ms pré-queda (CORDOVA et al., 2010); a intensidade da EMG que excede em 2 vezes o desvio padrão calculado nos 30ms iniciais do período de coleta (SCHMIDT et al. 2005); a intensidade da EMG que excede em 2 vezes o desvio padrão depois de 20ms da queda (SCHMIDT et al. 2005); intervalo de tempo até o primeiro pico (RAMANATHAN et al., 2008); aumento do sinal maior do que duas vezes o nível do ruído, neste caso os autores não descrevem o tamanho da janela selecionada (KONRADSEN; RAVN; SORENSEN, 1993; EECHAUTE et al., 2007; EECHAUTE et al., 2009).

Deve-se ressaltar que diferentes níveis de controle do movimento podem ser expressos por meio do tempo de reação. A primeira resposta muscular desencadeada após a simulação pode ocorrer em torno de 30ms, intervalo entre o estiramento do fuso e o início da contração muscular. Esta resposta é denominada de reflexo de curta latência. Já a segunda resposta, o qual ocorre em torno de 60 ms, representa um reflexo polissináptico e ocorre logo após o reflexo monossináptico. Neste caso, há a ativação de uma maior quantidade de unidades motoras e fibras musculares. Consequentemente, a produção de força muscular é maior o que contribui mais efetivamente para estabilização articular (ZAMPIERI; ALMEIDA, 2003).

Pode-se notar que somente Karlsson e Andreasson (1992) e Löfvenberg et al. (1995) apontam diferenças quando comparados tornozelos instáveis e estáveis. Eechaute et al. (2009) analisaram a latência, o retardo eletromecânico e o tempo de resposta motora do músculo fibular longo e o tempo para a primeira e segunda desaceleração após a simulação da entorse em tornozelos instáveis [n=30 (história de entorse lateral traumático, seguido de dor e edema que interferiram nas participações esportivas, recreacionais ou outras por no mínimo 3 semanas;

necessidade de 2 ou mais consultas médicas; entorses repetitivos nos últimos 6 meses; presença de medo e falseio e relato de diminuição da performance em atividades esportivas, recreacionais ou atividades profissionais)]. A latência foi semelhante em ambos os grupos, somente o tempo para a primeira desaceleração foi diferente.

Segundo Vaes; Duquet; Gheluwe (2002), a falta de critério clínico para definir instabilidade articular e para padronização do GC são fatores responsáveis por tais diferenças. O GC em alguns casos é formado pelo tornozelo contralateral à instabilidade, um erro, pois este sofre influência da instabilidade contralateral.

Konradsen, Olesen e Hansen (1998) acompanharam voluntários (n=44) com entorse de tornozelo grau II e III desde a primeira semana até a 12^o pós-trauma para verificar o desenvolvimento da instabilidade funcional. Os autores pontuam que a entorse pode resultar em variados graus de instabilidade mecânica e em 15 a 60% podem levar a instabilidade funcional. Assim, consideram que as causas da instabilidade funcional são complexas e envolvem os fatores: neural (propriocepção e reflexo), muscular (força, potência e resistência muscular) e mecânica (frouxidão ligamentar lateral). Os resultados apontaram que na primeira semana foi encontrada instabilidade mecânica em 19 voluntários (ângulo de inclinação talar > 9^o ou deslizamento anterior talar > 10mm), já na décima segunda somente 4 voluntários mantiveram os resultados. Ou seja, a instabilidade mecânica não deve ser associada à instabilidade funcional crônica, uma vez que, após o período de 12 semanas de cicatrização, o tornozelo recupera a normalidade desta medida. O torque eversor excêntrico mensurado 3 semanas após a lesão foi menor do que os valores encontrados no tornozelo não lesado, já nas duas medidas seguintes (6 e 12 semanas) foi semelhante. A recuperação do torque após 6 semanas sugere que a redução foi causada pelo menor recrutamento neuromuscular causado pela dor, edema e hemartrose. O tempo de reação dos fibulares nas semanas 3, 6 e 12 não apresentaram diferenças intra e intergrupos (lesados x não lesados, e lesados x lesados), fato que sugere que a lesão das estruturas ligamentares não afetou a resposta reflexa.

Na ausência de resultados conclusivos a respeito da influência da instabilidade sobre o tempo e a intensidade da resposta dos músculos do tornozelo após a simulação da entorse, este estudo realizará tal medida em atletas universitárias portadoras e não portadoras de instabilidade crônica de tornozelo.

A simulação da entorse de tornozelo e a análise da EMG dos músculos adjacentes é ainda utilizada para testar o efeito da utilização de tapes e braces, para verificar a resposta de treinamentos proprioceptivos e para investigar o efeito de fatores relacionados à prática de atividade física como o aquecimento, o alongamento e a fadiga muscular sobre a resposta reflexa dos músculos da região.

A análise da resposta ao treinamento proprioceptivo por meio da simulação da entorse representa a possibilidade de compreender como são desenvolvidos os ajustes durante o processo de estabilização dinâmica. Sheth et al. (1997), em um estudo clássico a este respeito, analisaram, com eletrodos de agulha, os músculos tibial anterior e posterior, fibular longo e flexor longo dos dedos, durante a simulação da entorse lateral do tornozelo, antes e depois de um protocolo de treinamento proprioceptivo (n=20, 10 homens e 10 mulheres, 20° de inversão). Após o treinamento de 8 semanas, os músculos tibial anterior e posterior apresentaram tempo de reação muscular maior e o fibular longo não alterou sua resposta. Segundo os autores, esta demora em ativar tal musculatura favorece a correção da inversão excessiva pelos eversores.

Em relação a influência de fatores extrínsecos sobre a EMG na simulação da entorse, destacamos a fadiga e o alongamento muscular, objetos de estudo do presente trabalho.

O primeiro estudo que abordou a temática fadiga muscular foi norteado pelo interesse inicial na análise da reprodutibilidade da medida (BENESCH et al., 2000). Neste caso, foram analisados os músculos fibular longo e curto, sóleo e tibial anterior (n=13, 20° de inversão) durante a simulação da entorse. Para indução da fadiga, utilizou-se uma série de 2 minutos de saltos consecutivos; a latência muscular foi registrada antes e depois e foram analisados os resultados dos músculos fibulares do membro inferior esquerdo. Encontrou-se aumento do tempo de reação de ambos os músculos, ou seja, fibular longo (62 para 66) e curto (66 para 69).

Silva et al. (2006) encontraram resultados semelhantes. Os autores verificaram que houve um aumento significativo da latência muscular na simulação da entorse (20°) após protocolo de indução à fadiga composto pelo exercício resistido de eversão do tornozelo até a exaustão.

Wilson e Madigan (2007) analisaram posteriormente o efeito da fadiga muscular, além do sexo, no tempo de reação dos músculos fibular longo e curto de 16 homens e 15 mulheres, fisicamente ativos sem história de entorse de tornozelo

(últimos 12 meses). Para determinação do protocolo de indução, os seguintes passos foram seguidos: 2 minutos de aquecimento com contrações isotônicas realizadas a cada 4s (inversão e eversão realizadas a cada 1s seguidas de 2s de repouso) com torque de 0.678 N.m. controladas adicionalmente por um metrônomo após 3 contrações concêntricas máximas a 60°/s para determinar a contração voluntária máxima (CVM); em seguida, 2 min de repouso e então a determinação de uma contração de referência (CR) mensurada a partir de 3 contrações isométricas máximas. Para indução da fadiga, foram utilizadas contrações concêntricas a 60°/s. No momento em que o torque caía para 75% da CVM, era chegado o momento da nova análise na plataforma de inversão. Caso o sujeito não alcançasse a fadiga em 12 min, eram adicionados 2 min ao protocolo. A CR foi utilizada, pois a fadiga leva ao aumento da amplitude do sinal, assim, caso tal achado fosse a resposta pós-fadiga, não era possível saber se este era efeito da fadiga sobre o sinal eletromiográfico ou se esta era a resposta do efeito da fadiga sobre a amplitude da atividade reflexa. Assim, a CR foi utilizada para normalização dos dados. O tempo de reação e a amplitude da atividade reflexa não foram alterados pela fadiga, contudo, a análise da interação entre fadiga e sexo apontou uma diferença na amplitude do sinal. O músculo fibular longo nos homens reduziu a amplitude (11,3%), já nas mulheres aumentou (17,1%). A frequência mediana calculada para a CR e o nível de fadiga final não sofreram efeito da fadiga, do sexo ou da interação entre ambos. Ou seja, os resultados encontrados resumem-se ao efeito da fadiga sobre a amplitude do reflexo. Os autores levantam diversas hipóteses para explicar os achados, contudo, não chegaram a um consenso. Entre elas, podemos destacar: a relação entre *stiffness* articular e reflexo são inversamente proporcionais em homens e mulheres, ou seja, a fadiga diminui o *stiffness* nas mulheres, assim é necessário aumento do reflexo, e o oposto ocorre nos homens; os níveis de cocontração em resposta a fadiga podem diferir em homens e mulheres, fato que levou às diferenças; e finalmente as diferenças são inerentes às diferenças anatômicas e fisiológicas de homens e mulheres, expressas pela massa muscular, pelos bioprodutos metabólicos e pela distribuição do tipo de fibras musculares.

O segundo fator a ser analisado com metodologia semelhante será o alongamento muscular. Uma vez que a flexibilidade é apontada como um importante elemento do fitness (GARBER et al., 2011), é fundamental reconhecer os pontos positivos e negativos associados a sua realização. Sua influência sobre a capacidade

de produzir força é comumente descrita e explorada, seus efeitos sobre a performance é um tema atual, mas sua influência sobre a estabilidade articular dinâmica é um tema pouco abordado. Com objetivo de investigar o efeito do exercício de alongamento muscular sobre a estabilidade articular dinâmica, o presente estudo irá verificar a influência de uma série de exercícios de alongamento dos músculos fibular longo e curto sobre a resposta EMG de ambos durante a simulação da entorse lateral do tornozelo.

Benesch et al. (2000) analisaram a influência do exercício de alongamento muscular sobre o tempo de reação muscular na simulação da entorse. Os autores não encontraram influência da realização prévia do alongamento sobre a EMG dos músculos durante a simulação. No entanto, os procedimentos adotados previamente podem ter influenciado tal resultado. Inicialmente os voluntários passaram por um experimento com objetivo de testar a influência do aquecimento muscular sobre o tempo de reação dos fibulares durante a simulação da entorse. No protocolo adotado, os participantes pedalaram por 5 minutos em um ciclo ergômetro. O aquecimento reduziu a latência do músculo fibular curto de 65 ms para 64 ms. Em seguida, os participantes passaram por uma série de exercícios de alongamento muscular do tipo contração-relaxamento dos músculos fibular longo e curto (duração de 5 minutos) e novamente foram submetidos a simulação da entorse. Neste caso, o alongamento muscular prévio não alterou a latência dos músculos estudados.

4. MÉTODO

Os procedimentos experimentais desenvolvidos neste estudo seguem as diretrizes elaboradas pelo Conselho Nacional de Saúde, presentes na Resolução 466/2012. O projeto foi submetido à análise pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte (EEFE) da Universidade de São Paulo (USP) e considerado aprovado [(nº do protocolo: 133.682) Anexo 1].

Para alcançar os objetivos propostos, foram desenvolvidos três diferentes procedimentos experimentais:

1. Influência da instabilidade crônica de tornozelo na locomoção;
2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica de tornozelo;
3. Influência do alongamento estático na estabilidade articular.

Os procedimentos 1, 2 e 3 possuem amostras e protocolos de avaliação distintos. Desta forma, os delineamentos adotados nas investigações serão descritos separadamente após apresentação das amostras e dos instrumentos. A Figura 1 ilustra a organização adotada para execução dos procedimentos experimentais, desde a entrega dos questionários de seleção até a elaboração dos resultados e discussão.

Figura 1 - Ilustração da organização adotada durante os procedimentos experimentais

4.1. Amostra

Para os experimentos 1 (Influência da instabilidade crônica de tornozelo na locomoção) e 2 (Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica de tornozelo), foram selecionadas voluntárias universitárias atletas de futsal, com e sem histórico de instabilidade crônica do tornozelo. Fizeram parte dos critérios de inclusão idade entre 18 e 40 anos e tempo de prática de futsal de no mínimo 3 anos. Já como critérios de exclusão: presença de fratura e/ou tratamento cirúrgico nos membros inferiores nos últimos seis meses, alteração dos sistemas vestibular e/ou neurológico, lesões musculoesqueléticas recentes (últimos três meses) e entorse agudo do tornozelo (1 mês entre a entorse e os testes), conforme de NORONHA et al. (2008).

Para seleção da amostra, foi entregue um questionário de seleção (Anexo 2) em todas as Atléticas da Universidade de São Paulo que possuíam equipe de futsal.

Após escolha das voluntárias, a partir das respostas do questionário de seleção foi realizado o convite para que comparecessem ao Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP para análise do andar, correr e saltar. O procedimento experimental foi iniciado pela explicação do protocolo adotado e em seguida as voluntárias realizavam a leitura do Termo de Consentimento Livre Esclarecido (Anexos 3 e 4). Após anuência, manifestada por intermédio da assinatura do documento, as voluntárias passavam por uma anamnese ortopédica na qual eram questionadas acerca de toda a história clínica pregressa, especialmente a relacionada às entorses. O procedimento foi conduzido por um fisioterapeuta com larga experiência na área. Em seguida os tornozelos das voluntárias foram testados por meio do Teste de Gaveta Anterior do Tálus (HOPPENFELD, 1993). Ao final da anamnese, com a finalidade de verificar a presença de instabilidade funcional do tornozelo, as voluntárias responderam o questionário CAIT [(Anexo 5) HILLER et al., 2006].

A anamnese ortopédica e as respostas dos questionários levavam a inclusão das voluntárias nos seguintes grupos experimentais:

- 1) Grupo Controle (GC): teste de gaveta anterior do tornozelo negativo (HOPPENFELD, 1993) e escore no questionário CAIT maior do que 24 pontos (GRIBBLE et al., 2014).
- 2) Grupo Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC): história de entorse significativo do tornozelo seguido de processo inflamatório; afastamento das

atividades desejadas por no mínimo um dia e anormalidade durante a locomoção; presença de falseio durante atividades de vida diária e/ou durante a participação em atividades esportivas; sensação de instabilidade articular decorrente de instabilidade funcional confirmada pelo escore do questionário CAIT menor do que 24 pontos (GRIBBLE et al., 2014).

As voluntárias dos experimentos 1 e 2 foram selecionadas a partir dos critérios de inclusão descritos, contudo, a amostra do experimento 1 foi composta por voluntárias diferentes daquelas que participaram do experimento 2. Desta forma, encontra-se descrito inicialmente as participantes do experimento 1 e a seguir as voluntárias do experimento 2.

No experimento 1, com o objetivo de analisar a influência da instabilidade crônica de tornozelo na locomoção foram investigadas 20 voluntárias: 10 participantes do GC e 10 participantes do GIC. A idade, massa corporal e estatura das voluntárias, além do tempo de prática esportiva, número de treinos por semana e duração dos treinamentos encontram-se descritos na Tabela 2.

Tabela 2 - Média e desvio padrão das características da amostra estudada no procedimento experimental 1 (GC – Grupo Controle; GIC – Grupo Instabilidade Crônica)

	n	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)	Tempo de treino (anos)	Treino semanal	Duração do Treino (h)
GC	10	22,2±2,9	58,2±6,2	1,6±0,1	7,5±3,4	2,3±0,8	1,9±0,3
GIC	10	21,0±1,8	59,6±9,2	1,6±0,04	7,9±2,8	2,8±1,2	2,1±0,3

O GC e o GIC são semelhantes ($p < 0,05$) para todas as características descritas na Tabela 2. Em relação as entorses do tornozelo das voluntárias do experimento 1, o número de ocorrências foi significativamente maior no GIC ($2,8 \pm 1,5$ entorses, $p < 0,001$) do que no GC ($0,6 \pm 0,7$ entorses). Já o score do CAIT do tornozelo instável do GIC ($19,8 \pm 2,3$; $p = 0,001$) foi menor do que do GC ($28,0 \pm 1,8$).

No experimento 2, com o objetivo de analisar a influência da fadiga muscular na instabilidade crônica de tornozelo, foram estudadas 28 atletas, 14 participantes do GC e 14 participantes do GIC. A idade, massa corporal e estatura das voluntárias, além do tempo de prática esportiva, número de treinos por semana e duração dos treinamentos encontram-se descritos na Tabela 3.

Tabela 3- Média e desvio padrão das características da amostra estudada no procedimento experimental 2 (GC – Grupo Controle; GIC – Grupo Instabilidade Crônica)

	n	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)	Tempo de treino (anos)	Treino semanal	Duração do Treino (h)
GC	14	21,8±3,1	61,2±10,7	1,6±0,1	8,2±3,8	2,5±1,1	1,9±0,3
GIC	14	24,1±4,8	61,7±9,6	1,6±0,1	8,7±4	2,5±1,2	2,0±0,4

O GC e o GIC são semelhantes ($p < 0,05$) para todas as características descritas na Tabela 3. Em relação as entorses do tornozelo das voluntárias do experimento 2, o número de ocorrências foi significativamente maior no GIC ($2,7 \pm 1,4$ entorses, $p < 0,001$) do que no GC ($0,4 \pm 0,6$ entorses). Já o score do CAIT do tornozelo instável do GIC ($18,6 \pm 3,9$; $p = 0,001$) foi menor do que do GC ($28,2 \pm 2,7$).

No experimento 3, foram selecionadas voluntárias universitárias fisicamente ativas, portadoras de tornozelos estáveis selecionadas a partir das respostas do questionário de seleção (Anexo 2). Fizeram parte dos critérios de inclusão universitárias com idade entre 18 e 40 anos, com prática de no mínimo 1,5 horas de exercícios semanais entre condicionamento cardiovascular, treinamento de força, participação em modalidades esportivas ou outra atividade física (GARBER et al., 2011). Como critérios de exclusão, destacam-se: lesões musculoesqueléticas recentes (últimos três meses), presença de fratura e/ou tratamento cirúrgico nos membros inferiores nos últimos seis meses; alteração dos sistemas vestibular e/ou neurológico; presença de falseio e sensação de instabilidade articular do tornozelo (GRIBBLE et al., 2014).

Assim, para investigar a influência do alongamento muscular estático passivo dos músculos fibulares longo e curto sobre a sua resposta após simulação da entorse lateral do tornozelo, participaram do procedimento experimental 20 voluntários do sexo feminino fisicamente ativas ($21,8 \pm 5,3$ anos, $58,0 \pm 8,8$ kg, $1,62 \pm 0,07$ m).

Os procedimentos experimentais serão descritos a seguir separadamente.

4.2. Instrumentos

4.2.1. Plataforma de Força

Para mensuração da FRS durante o andar, correr e saltar foram utilizadas duas plataformas de força (BP 600-900, AMTI, EUA, Figura 2) dispostas em série no piso do laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP.

Figura 2 - Imagem da plataforma de força AMTI (BP 600-900, AMTI, EUA) (A) e do amplificador e conversor A/D (MiniAmp MAS-6, AMTI, EUA) (B). Adaptado de AMTI (2008)

A plataforma possui seis transdutores do tipo *strain gauge* que mensuram os três componentes ortogonais da FRS ao longo dos eixos X, Y, Z (F_x , F_y , F_z) e os três momentos (M_x , M_y , M_z). As forças e os momentos são mensurados em relação ao sistema de coordenadas XYZ (Figura 3).

Figura 3 – Descrição dos sistemas de coordenadas utilizados para mensuração das componentes vertical (F_y), anteroposterior (F_x) e médio-lateral (F_z) da Força de Reação do Solo.

O amplificador de seis canais do sistema, MiniAmp MAS-6, permite ajustar o ganho do sinal em 1000, 2000 ou 4000 além de realizar a conversão analógico-digital. Nas coletas de dados foi utilizado ganho de 4000 e a frequência de amostragem de 3000 Hz. O software BioAnalysis - NetForce controla os parâmetros relativos à aquisição, registro, armazenamento e tratamento dos dados da plataforma de força.

4.2.2. Sistema de análise do movimento Vicon

Para o registro das imagens e aquisição dos parâmetros cinemáticos durante o andar, o correr e o saltar foi utilizado o *Vicon Motion System*. O sistema de análise é composto por câmeras óptico-eletrônicas (Vicon MX3+), unidade de gerenciamento (Vicon MX Ultramet HD), condicionador de sinais analógicos externos (Patch Panel) e software de gerenciamento e processamento de sinal (Vicon Nexus 1.8.5).

As câmeras Vicon MX3+ (Figura 4B) possuem sensor (6,5 mm na horizontal e 4,9 mm na vertical) com resolução de 0,3 megapixels (659 pixels na horizontal e 494 pixels na vertical) e operam com frequência máxima de amostragem de 242 Hz. Cada câmera possui uma unidade estroboscópica presa a sua parte anterior e uma lente para captação das imagens. A unidade estroboscópica é composta por LEDs (diodos emissores de luz) que emitem um flash de luz brilhante que iluminam os marcadores reflexivos passivos (Figura 4A) presos ao sujeito. A luz refletida é capturada pelas lentes, sendo então formada uma imagem a partir dos marcadores para que posteriormente os padrões de luzes sejam convertidos em dados de posição.

Figura 4 - Imagem dos marcadores reflexivos (A) e da câmera óptico-eletrônica (B) do sistema de Análise do movimento Vicon

A unidade de gerenciamento MX Ultramet HD tem a finalidade de garantir o suprimento de energia, a sincronização e a comunicação com as câmeras usadas para a coleta de dados. Além de receber a informação das câmeras, o MX Ultramet HD também possui uma placa ADC analógica que recebe os dados analógicos transmitidos pelo Vicon *Patch Panel*. O Vicon *Patch Panel* possui 64 canais disponíveis para receber os dados analógicos de outros instrumentos, como plataformas de força, e realizar a transmissão para a placa ADC no MX Ultramet HD.

Além disso, é este mesmo dispositivo que transmite o sinal sincronizado para iniciar os registros dos diversos equipamentos conectados ao mesmo.

O software Vicon Nexus 1.8.5 permite o gerenciamento da coleta e o processamento dos dados para análises posteriores. O software opera todos os canais de coleta, inclusive dos equipamentos sincronizados ao Vicon *Patch Panel*; gerencia todos os procedimentos realizados durante a coleta de dados, como por exemplo, a calibração do sistema, o registro da tomada estática, a visualização instantânea dos sinais mensurados por todos os instrumentos, o armazenamento, o processamento da reconstrução 3D e a exportação dos dados.

A precisão do sistema em determinar a coordenada espacial de cada um dos marcadores reflexivos durante a realização do movimento desejado depende do processo de calibração, que se dá por meio de duas fases, uma calibração dinâmica e uma calibração estática. Para a calibração do sistema, é usado um objeto em “T”, chamado de calibrador (Figura 5). Este calibrador apresenta cinco marcadores presos a duas hastes rígidas. A haste mais longa corresponde ao eixo Y e a haste mais curta corresponde ao eixo X.

Figura 5 – Imagem do instrumento usado para a calibração do Sistema Vicon, com seus marcadores reflexivos presos a hastes rígidas

Para as coletas experimentais, inicialmente foi realizada a calibração dinâmica por meio da varredura de todo o espaço de coleta pelo instrumento de calibração. Durante este processo, o programa Vicon Nexus calcula a posição dos marcadores e a orientação de cada uma das câmeras no espaço de coleta com base no movimento dos marcadores do calibrador. Para tanto, cada câmera deve registrar aproximadamente 2000 quadros com os marcadores do calibrador dentro de seu campo de visão. Em seguida foi realizado o processo de calibração estática, com calibrador posicionado no solo, dentro do espaço de coleta, para determinar o sistema

de coordenadas global (SCG). Nas análises, o SCG tem origem na primeira plataforma de força, orientado com o eixo z na vertical, o eixo y na direção anteroposterior e o eixo x na direção médio-lateral.

A sincronização dos dados foi realizada por meio da unidade *Vicon Max Ultramet HD*, que recebeu as imagens das cinco câmeras do Sistema Vicon e das duas plataformas de força AMTI, por meio da unidade *MiniAmp MAS-6*. O gerenciamento da coleta foi realizado por meio do software Vicon Nexus 1.8.5. Uma vez iniciada a gravação, todos os sistemas iniciam a gravação simultaneamente. Ao final da gravação, os dados foram condicionados no mesmo computador para a digitalização, cortes das janelas temporais dos movimentos, aplicação dos modelos para a reconstrução 3D e, posterior, exportação para o cálculo das variáveis por meio de algoritmos matemáticos escritos em ambiente Matlab.

4.2.3. Plataforma de inversão

Para simulação da entorse em inversão do tornozelo, utilizada nos experimentos 2 e 3, foi utilizada uma plataforma mecânica semelhante aos modelos propostos por Pacheco et al. (2005b); Myers et al. (2003); Sheth et al. (1997); Lynch (1996) e Karlsson; Adreasson (1992). O instrumento é composto por duas pranchas móveis e retangulares (Figura6 (3)), montadas sobre uma base (Figura6 (1)), apoiadas na extremidade a dois eixos que realizam um movimento rotacional de 30°. A queda é acompanhada por um braço articulado (Figura6 (6)) fixo na extremidade da prancha e na base. A prancha é colocada em movimento por um pedal (Figura6 (4)) no pilar central (Figura6 (2)) que se liga ao centro do braço articulado por uma corrente para a sua tração (Figura6 (7)). O ângulo de 30°, baseado em modelos anteriores, é limitado por um batente (Figura6 (5)).

Figura 6 - Esquema da plataforma de inversão e seus componentes, (1) base, (2) pilar central, (3) prancha móvel, (4) pedal, (5) batente, (6) extremidade da prancha, (7) corrente para tração.

4.2.4. Acelerômetro e Eletromiógrafo

Para determinação do instante inicial da queda da plataforma de inversão durante a simulação da entorse do tornozelo, foi utilizado um acelerômetro fixado à prancha da plataforma. O acelerômetro fornece um sinal elétrico correspondente à força da gravidade (-3 a 3 G) aplicada nos três eixos distintos [anteroposterior (x), látero-lateral (y), vertical (z)].

A aquisição da aceleração nos três eixos e o sinal eletromiográfico dos músculos selecionados foi realizada por meio do Eletromiógrafo 830C da empresa EMG system (Figura 7A). O equipamento amplifica, filtra e digitaliza os sinais adquiridos por 8 entradas analógicas. Cada canal de entrada possui um amplificador de 100 vezes configurável, Rejeição de Modo Comum >100 dB e impedância de entrada de 109 Ohms. O sistema possui um filtro de hardware do tipo Butterworth de dois pólos que operam com passa-banda de 20 (passa alta) a 500 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, e a realização da análise de sinais.

Para captação do sinal eletromiográfico, o sistema possui eletrodos ativos bipolares pré-amplificados (cabos com amplificador diferencial) com ganho de 20 vezes totalizando ganho total do sinal coletado de 2000 vezes (Figura 7B). Nas extremidades dos cabos blindados dos eletrodos, estão posicionados cliques de pressão nos quais foram fixados os eletrodos de superfície do tipo Ag/AgCl equidistantes 20 mm (Figura 7C).

Figura 7 – Ilustração do sistema de captação EMG System do Brasil: A) Eletromiógrafo 830C; B) Eletrodos ativos bipolares pré-amplificados; C) Eletrodos de superfície do tipo Ag/AgCl.

4.3. Procedimentos experimentais

4.3.1. Influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção

Antes da realização dos procedimentos de investigação para análise da influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção, as voluntárias receberam esclarecimentos sobre os experimentos, fizeram a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e apresentaram sua anuência.

Conforme supracitado, para a seleção amostral, foi realizado o questionário de seleção e o CAIT, a anamnese ortopédica e o teste de gaveta anterior do tálus antes da avaliação biomecânica da locomoção. Para realização do Teste de Gaveta Anterior do Tálus, as voluntárias permaneceram sentadas em uma maca com a fossa poplíteia encostada na sua borda, as pernas pendentes e os pés em leve flexão plantar. Um único e treinado examinador estabilizou com uma mão a extremidade inferoanterior da tíbia. Já a outra mão estabilizou o calcâneo, sendo este deslocado anteriormente, com a contrapressão na tíbia. Em condições normais, o ligamento talo fibular anterior fica tenso e tem-se o deslizamento fisiológico da tíbia sobre o tálus (HOPPENFELD, 1993).

A avaliação do andar, correr e saltar foi iniciada pelo registro dos dados antropométricos necessários para reconstrução tridimensional dos segmentos dos membros inferiores. Os dados registrados foram: massa (kg); estatura (m); comprimento dos membros inferiores (mm), mensurado entre a espinha ilíaca anterossuperior e a maior protuberância do maléolo medial; diâmetro dos joelhos (mm), mensurado entre os côndilos femorais medial e lateral e diâmetro dos tornozelos (mm), mensurado entre as maiores protuberâncias dos maléolos medial e lateral do tornozelo.

Para reconstrução 3D dos movimentos das articulações do tornozelo e joelho, 16 marcadores reflexivos esféricos (20mm) foram posicionados, por um pesquisador treinado (Figura 8A), nas seguintes estruturas anatômicas (Figura 8B):

- 2º metatarso do pé direito (marcador 1) e esquerdo (marcador 2), posicionados no dorso do pé 2 dedos acima da articulação metacarpofalangeana;
- Calcâneo direito (marcador 3) e esquerdo (marcador 4), posicionados na mesma altura do ponto localizado no 2º metatarso direito e esquerdo;
- Maléolo lateral direito (marcador 5) e esquerdo (marcador 6), posicionados no centro dos maléolos;
- Tíbia direita (marcador 7), posicionado no terço distal da perna mensurado entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral e esquerda (marcador 8), posicionado 5 cm acima do terço distal da perna;
- Joelho direito (marcador 9) e esquerdo (marcador 10), posicionados nos epicôndilos laterais dos joelhos;
- Coxa direita (marcador 11), posicionado no terço distal da coxa mensurado entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur e esquerda (marcador 12), posicionado 5 cm acima do terço distal;
- Espinha ilíaca anterossuperior direita (marcador 13) e esquerda (marcador 14), posicionados sobre as espinhas;
- Espinha ilíaca posterossuperior direita (marcador 15) e esquerda (marcador 16), posicionados sobre as espinhas.

Figura 8 – A) Colocação dos marcadores reflexivos para a análise Cinemática. B) Localização dos 16 marcadores reflexivos esféricos

As voluntárias permaneceram descalças durante toda coleta de dados. Tal procedimento foi adotado para que os marcadores fossem posicionados sobre as estruturas anatômicas de interesse no pé e tornozelo e o movimento registrado fosse exatamente aquele realizado pelas articulações locais.

Com objetivo de minimizar os erros de medição, foi utilizada a técnica de calibração estática do sistema anatômico proposta por Capozzo et al. (1995) visando, desta forma, calibrá-lo com o SCG do ambiente de teste. Para tal, após o posicionamento dos marcadores, as voluntárias foram instruídas a permanecerem em posição ortostática quieta com um pé sobre cada plataforma. O tronco, coxas e pernas permaneceram posicionados em linha reta e o pé alinhado a 90° com a perna. O registro foi então realizado pelas câmeras óptico-eletrônicas e pelas plataformas de força. Valores positivos foram definidos no plano sagital para flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo; no plano frontal para o varo do joelho e eversão do tornozelo e no plano transversal para rotação interna do joelho e tornozelo.

Durante avaliação do andar e correr as voluntárias foram instruídas a utilizar sua velocidade habitual ou autosselecionada de movimento. Para habituação ao procedimento, as voluntárias realizavam no mínimo cinco passagens, inicialmente andando e posteriormente correndo, em velocidade autosselecionada pelo percurso no qual as duas plataformas de força estavam fixadas ao solo. Logo após, foram iniciadas as coletas de dados. Para tal foram realizados oito registros de cada membro inferior na fase de apoio da marcha e da corrida.

Em seguida, foi registrado o salto com contramovimento. No salto, as voluntárias foram instruídas a permanecerem com um pé em cima de cada plataforma de força e, após comando, realizar um salto vertical com contramovimento em altura máxima com as mãos apoiadas nas cristas ilíacas. Foram realizadas três tentativas para habituação com o procedimento e logo depois foram registrados oito saltos.

A Figura 9 ilustra o procedimento proposto.

Figura 9 – Ilustração das coletas de locomoção: A) Andar; B) Correr; C) Salto vertical com contramovimento.

4.3.2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo

Antes da realização dos procedimentos experimentais, para análise da influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo as voluntárias receberam esclarecimentos sobre os experimentos, fizeram a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 3) e apresentaram sua anuência.

Em seguida, um fisioterapeuta especializado realizou a anamnese ortopédica e o teste de gaveta anterior do tálus (HOPPENFELD, 1993). Logo após, foram posicionados os eletrodos. Para diminuição da impedância da pele, foi realizada tricotomia, abrasão com lixa e assepsia com álcool 70° da região onde os eletrodos de superfície foram fixados nos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL), fibular curto (FC) e gastrocnêmio lateral (GL), conforme as normas estabelecidas pela Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, 2012). No músculo FL, os eletrodos foram posicionados a 25% da linha entre o ápice da cabeça da fíbula até o ápice do maléolo lateral. No músculo FC, os eletrodos foram colocados à frente do tendão do músculo FL a 25% entre o ápice do maléolo lateral até a cabeça da fíbula. No músculo TA, o eletrodo foi posicionado a 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial. No músculo GL, o eletrodo foi posicionado a 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o calcâneo (SENIAM, 2012).

Optou-se pela normalização da atividade eletromiográfica dos músculos estudados por meio da Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) registrada antes da primeira série de simulações da entorse. Utilizou-se o protocolo proposto por Azevedo (2013). Neste caso, previamente a coleta foram realizadas duas sequências de contrações isométricas submáximas de 10s, seguidas de uma CIVM de 5s, com intervalo entre elas de 60s. Após foi realizada a coleta da CIVM de 10s utilizada para

normalização dos dados. Para normalização da EMG dos músculos FL, FC e GL, optou-se pela CIVM de flexão plantar. Já para normalização do músculo TA, optou-se pela CIVM de dorsiflexão e inversão. Durante a realização da CIVM as voluntárias permaneceram deitadas em decúbito ventral sobre uma maca e um pesquisador treinado aplicou a resistência às ações musculares previamente descritas conforme ilustrado na Figura 10.

Figura 10 – Contração isométrica voluntária máxima: A) Músculo Tibial Anterior; B) Músculos Fibulares Longo e Curto e Gastrocnêmio Lateral.

Em seguida foi realizada a familiarização do procedimento de simulação da entorse. Inicialmente as voluntárias foram posicionadas em pé sobre a plataforma de inversão com os olhos abertos e com apoio oferecido por um pesquisador. Nesta condição foram realizadas no mínimo quatro simulações da entorse de cada membro inferior. Após os olhos das voluntárias foram vendados (WADE; JONES, 1997) e os ouvidos bloqueados e uma nova série de no mínimo quatro tentativas foram realizadas (JACKSON et al., 2009). Após familiarização, as voluntárias permaneceram sem apoio, com bloqueio visual e auditivo e então, foi realizado o registro eletromiográfico dos músculos selecionados durante 16 simulações aleatórias de entorses dos tornozelos, oito com o pé esquerdo e oito com o pé direito (Figura 11).

Figura 11 – Demonstração do teste de simulação da entorse com a captação dos sinais elétricos musculares.

Em seguida, com objetivo de fadigar os músculos relacionados ao controle dos movimentos das articulações do tornozelo e pé, reunir exigências típicas do futsal e movimentos relacionados ao mecanismo da entorse lateral, foi utilizado um circuito de agilidade e saltos verticais com contramovimento (SHAW et al., 2008).

O circuito de agilidade é uma adaptação do *Modified Southeast Missouri Agility Drill* composto por uma série de sprints a frente, deslocamentos laterais e corridas de costas. O percurso, com formato de um retângulo de 3,6 x 5,7m, é realizado na seguinte sequência, conforme ilustrada na Figura 12: *sprint* à frente (1), deslocamento lateral para a direita ida (2) e volta (3), corrida de costas em diagonal (4) até chegar ao lado contralateral (d), novo *sprint* de frente (5), deslocamento lateral para a esquerda ida (3) e volta (2) e último trecho de corrida de costas na diagonal para o lado oposto onde o circuito foi iniciado. Ao terminar o circuito, as voluntárias realizavam 10 saltos com contramovimento o mais alto possível. Durante o procedimento de indução à fadiga o circuito de agilidade e os saltos verticais foram realizados sequencialmente (SHAW et al., 2008).

Figura 12 - Ilustração do protocolo de indução da fadiga realizado na seguinte sequência: *sprint* à frente (1), deslocamento lateral para a direita ida (2) e volta (3), corrida de costas em diagonal (4) até chegar ao lado contralateral (D), novo *sprint* de frente (5), deslocamento lateral para a esquerda ida (3) e volta (2) e último trecho de corrida de costas na diagonal para o lado oposto onde o circuito foi iniciado; após 10 saltos com contramovimento na estação 2.

A Figura 13 ilustra uma das voluntárias durante a realização do circuito.

Figura 13 - Demonstração de algumas etapas do teste utilizado para atingir a fadiga muscular: A) corrida de frente; B) corrida lateral; C) diagonal; D) salto vertical.

Para a verificação da percepção subjetiva do esforço, avaliada sempre após a realização dos saltos com contramovimento, foi utilizada a escala de Borg [(Figura 140); BORG, 2000].

6	Sem nenhum esforço
7	
8	Extremamente leve
9	Muito leve
10	
11	Leve
12	
13	Um pouco intenso
14	
15	Intenso (pesado)
16	
17	Muito intenso
18	
19	Extremamente intenso
20	Máximo esforço

Figura 14 - Escala RPE (*rating perceived exertion*) de Borg (adaptada de BORG, 2000)

O protocolo de indução à fadiga foi realizado sob a orientação e comando de dois pesquisadores. O primeiro foi responsável pelo comando de saída no circuito de agilidade, orientação do percurso e oferecimento de estímulos verbais com objetivo de realização do circuito no menor tempo possível, além de apresentar a escala de percepção do esforço ao final dos saltos com contramovimento. Já o segundo, foi responsável por cronometrar o tempo de realização do circuito de agilidade e fazer seu registro juntamente com a escala de esforço.

Previamente ao início do teste de fadiga, para aquecimento e familiarização, as voluntárias realizaram o circuito de agilidade no mínimo cinco vezes. No início, em velocidade autosselecionada e após eram orientadas a aumentá-la gradativamente até próximo do seu máximo.

Após o aquecimento, as voluntárias realizaram um intervalo de repouso de cinco minutos, então o processo de indução à fadiga foi iniciado. O limiar de fadiga adotado foi: tempo de execução do circuito de agilidade maior que 50% do tempo da primeira passagem pelo circuito de agilidade.

Ao término do procedimento de indução à fadiga, em no máximo 1 minuto, as voluntárias foram posicionadas na plataforma de inversão e então foi realizada uma série de oito simulações da entorse em cada membro. A bateria de simulações após o teste de fadiga não ultrapassou o tempo de cinco minutos.

4.3.3. Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular

Antes da realização dos procedimentos para a investigação dos efeitos do alongamento muscular sobre a estabilidade articular, as voluntárias receberam esclarecimentos sobre os experimentos, fizeram a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e apresentaram sua anuência.

A coleta de dados foi realizada no laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo dividida em três partes: 1) simulação da entorse lateral; 2) realização do alongamento passivo estático dos músculos fibular longo e curto e 3) simulação da entorse lateral.

Inicialmente foram posicionados os eletrodos de superfície nos músculos fibulares longo e curto, conforme descrito no item 4.3.2. Em seguida, as voluntárias passaram pela simulação da entorse lateral do tornozelo. Inicialmente passaram pelo processo de familiarização e logo após foi registrada a EMG dos músculos selecionados durante 16 simulações, 8 do tornozelo direito e 8 do tornozelo esquerdo. Logo após, o exercício de alongamento estático passivo foi realizado por um fisioterapeuta que tinha como objetivo alcançar o limiar condizente ao alongamento do sistema músculo-tendão sem produzir qualquer tipo de desconforto ou lesão local (ALTER, 1999). Para tal, as voluntárias foram posicionadas sentadas e o pesquisador responsável (fisioterapeuta) pela execução do alongamento muscular também sentava-se a sua frente em um nível inferior. Durante a realização do alongamento estático dos músculos fibular longo e curto uma das mãos do pesquisador segurou a perna da voluntária e manteve o joelho em extensão, a outra mão foi colocada ao redor do retopé e então as articulações do tornozelo e pé foram posicionadas em dorsiflexão e inversão até alcançar o limiar desejado para alongamento de ambos os músculos. Foram realizadas quatro repetições dos exercícios de alongamento no membro inferior dominante durante 30s seguido de 30s de repouso entre as repetições (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 1998). Ao término, as voluntárias foram orientadas a subir imediatamente na plataforma de inversão, sendo realizadas mais uma série de oito simulações em cada membro. A aleatorização entre

as simulações foi definida previamente pelo pesquisador que conduziu o registro dos sinais biológicos.

4.4. Tratamento matemático das variáveis

4.4.1. Influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção

Após a coleta de dados, as filmagens foram transferidas para um computador e os dados brutos processados para reconstrução do modelo espacial utilizado para os cálculos dos deslocamentos, acelerações e velocidades.

A digitalização das posições dos marcadores foi realizada no software Vicon Nexus 1.8.7 e a reconstrução tridimensional foi feita utilizando o Plug-in Gait Model.

O processo de reconstrução do modelo espacial foi iniciado pelo processo de carregamento dos dados armazenados. Após, realizava-se a filtragem e o preenchimento de lacunas que pudessem existir em função da ausência do registro de um ponto. A rotina para preenchimento das lacunas do sistema de análise de movimento Vicon realiza um ajuste cúbico. O próximo processo é a filtragem realizada por meio do filtro Woltring Quintic Spline (WOLTRING, 1986) com ajuste de Erro Médio Quadrado de 15 dados. O filtro Woltring Quintic Spline, como parte do seu processo, realiza o preenchimento de lacunas que ainda possam existir.

Após a filtragem, é executado o modelo estático para determinação das coordenadas globais de cada ponto e em seguida é executado o modelo dinâmico que realiza a reconstrução do modelo espacial no qual são determinadas as coordenadas articulares. O modelo Vicon Plug-in-Gait usado para derivar os parâmetros cinemáticos dos membros inferiores é baseado no método descrito por Kadaba; Ramakrishnan; Wootten (1990) e Davis et al. (1991) para definir os ângulos de Euler e construir o sistema de coordenadas baseados na calibração estática de referência.

Os ângulos utilizados nas análises foram calculados a partir dos ângulos cardinais XYZ derivados das orientações de dois segmentos. Foram analisados os ângulos do tornozelo e joelho. Os valores positivos foram definidos no plano sagital para flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo; no plano frontal para varo do joelho e eversão do tornozelo e no plano transversal para rotação interna do joelho e tornozelo.

Figura 15 - Ilustração do modelo espacial em uma coleta do andar em velocidade autosselcionada

Figura 16 - Ilustração do modelo espacial em uma coleta do salto com contramovimento

O cálculo das variáveis provenientes da FRS e da cinemática tridimensional (Figuras 15 e 16) foi realizado por meio de algoritmos matemáticos desenvolvido no software Matlab2009b.

Na marcha e na corrida, foram analisados os valores máximos, o intervalo de tempo até os valores máximos, as taxas e impulsos calculados a partir da FRS vertical (F_y), anteroposterior (F_x) e médio-lateral (F_z). As variáveis encontram-se ilustradas na Figura 17 e descritas no Quadro 1.

Figura 17 – Ilustração das variáveis calculadas a partir das componentes vertical, anteroposterior e médio-lateral da Força de Reação do Solo durante o andar e correr

Quadro 1 - Descrição das variáveis calculadas a partir dos componentes ortogonais, vertical (Fy), anteroposterior (Fx) e médio-lateral (Fz), da Força de Reação do Solo (FRS) durante o andar e o correr

Variável	Sigla	Definição
Força vertical máxima 1	Fy 1	Valor máximo do primeiro pico da FRS vertical
Tempo para Fy1	Δt Fy1	Intervalo de tempo desde o início do apoio até Fy1
Taxa de desenvolvimento da força vertical máxima 1	TDF 1	Razão entre Fy1 e Δt Fy1
Força vertical máxima 2	Fy 2	Valor máximo do segundo pico da FRS vertical
Tempo para Fy2	Δt Fy2	Intervalo de tempo desde o início do apoio até Fy2
Impulso total de Fy	Imp_Fy	Cálculo do produto entre Fy e Δt da fase de apoio. Corresponde a área abaixo do gráfico de Fy.
Impulso de Fy até o Δt de 50 ms	Imp_Fy_50ms	Cálculo do produto entre Fy e Δt de 50 ms da fase de apoio. Corresponde a área abaixo do gráfico de Fy até 50 ms da fase de apoio.
Força anteroposterior mínima 1	Fx 1	Valor mínimo do primeiro pico de Fx
Tempo para Fx1	Δt Fx1	Intervalo de tempo desde o início do apoio até Fx1
Força anteroposterior máxima 2	Fx 2	Valor máximo do segundo pico de Fx
Tempo para Fx2	Δt Fx2	Intervalo de tempo desde o início do apoio até Fx2
Impulso negativo de Fx	Imp_Fren	Cálculo do produto entre Fx e o Δt da fase negativa da força. Corresponde ao impulso de frenagem
Impulso positivo de Fx	Imp_Prop	Cálculo do produto entre Fx e o Δt da fase positiva da força. Corresponde ao impulso de propulsão
Força médio-lateral mínima 1	Fz 1	Valor mínimo do primeiro pico da FRS médio-lateral
Tempo para Fz 1	Δt Fz1	Intervalo de tempo desde o início do apoio até Fz1
Força médio-lateral máxima 2	Fz 2	Valor máximo do segundo pico da FRS médio-lateral
Tempo para Fz 2	Δt Fz2	Intervalo de tempo desde o início do apoio até Fz2
Impulso negativo de Fz	Imp_Fz1	Cálculo do produto entre Fz e o Δt da fase negativa de Fz
Impulso positivo de Fz	Imp_Fz2	Cálculo do produto entre Fz e o Δt da fase positiva de Fz

A análise da cinemática tridimensional de portadores de instabilidade crônica do tornozelo aponta que a entrada do pé no solo ocorre predominantemente em inversão (SPAULDING; LIVINGSTON; HARTSELL, 2003; DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006; MONAGHAN; DELAHUNT; CAULFIELD, 2006). Desta forma, optou-se pela análise dos ângulos de entrada, no momento do toque do calcanhar no solo, das articulações do tornozelo e joelho nos planos sagital, frontal e transversal

(Figura 18). Para caracterizar o movimento realizado durante toda a fase de apoio, foi calculada a variação angular total das articulações do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal (Figura 18). Para cálculo da variável, o algoritmo matemático considera a variação como a diferença entre os valores máximos (ângulo máximo) e mínimos (ângulo mínimo) no movimento selecionado.

Figura 18 - Ilustração da cinemática tridimensional do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transversal (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transversal (rotação interna e externa) no andar e no correr com a ilustração das variáveis analisadas. Ângulo de entrada do tornozelo nos planos sagital (TXEntr), frontal (TYEntr) e transversal (TZEntr) e Variação Angular do tornozelo nos planos sagital ($\Delta D:F$), frontal ($\Delta Ev:Inv$) e transversal ($\Delta RI:RE$). Ângulo de entrada do joelho nos planos sagital (JYEntr), frontal (JXEntr) e transversal (JZEntr) e Variação Angular do joelho nos planos sagital ($\Delta FI:Ext$), frontal ($\Delta Varo:Valgo$) e transversal ($\Delta RI:RE$).

No salto com contramovimento, foram analisados os valores máximos e os respectivos intervalos de tempo até os valores máximos de F_y (F_{y1} e F_{y2} picos; $\Delta t F_{y1}$ e $\Delta t F_{y2}$) e F_x (F_{x1} e F_{x2} picos; $\Delta t F_{x1}$ e $\Delta t F_{x2}$) e, somente para F_y a taxa de desenvolvimento de força durante a aterrissagem ($TDF2$) e o impulso durante a fase de preparação (Imp_Fy). A ilustração das variáveis calculadas a partir da FRS encontra-se na Figura 19 e a descrição no Quadro 2.

Figura 19 - Ilustração das variáveis calculadas a partir dos componentes vertical e anteroposterior da Força de Reação do Solo durante o salto com contramovimento

Quadro 2 - Descrição das variáveis calculadas a partir dos componentes ortogonais, vertical (Fy), anteroposterior (Fx) e médio-lateral (Fz) da Força de Reação do Solo (FRS) durante o salto com contramovimento

Variável	Sigla	Definição
Força vertical máxima 1	Fy 1	Valor máximo do primeiro pico da FRS vertical na fase de preparação do salto
Tempo para Fy1	Δt Fy1	Intervalo de tempo desde o início da fase de preparação até Fy1s
Força vertical máxima 2	Fy 2	Valor máximo do segundo pico da FRS vertical na fase de aterrissagem
Tempo para Fy2	Δt Fy2	Intervalo de tempo desde o início da fase de aterrissagem até Fy2
Taxa de desenvolvimento da força vertical máxima durante a aterrissagem	TDF 2	Razão entre Fy2 e Δt Fy2
Impulso total de Fy	Imp_Fy	Cálculo do produto entre Fy e Δt da fase de apoio do salto. Corresponde a área abaixo do gráfico de Fy
Força anteroposterior máxima 1	Fx 1	Valor máximo do primeiro pico de Fx
Tempo para Fx1	Δt Fx1	Intervalo de tempo desde o início da fase de preparação até Fx1
Força anteroposterior máxima 2	Fx 2	Valor máximo do segundo pico de Fx
Tempo para Fx2	Δt Fx2	Intervalo de tempo desde o início da fase de aterrissagem até Fx2
Força médio-lateral máxima 1	Fz 1	Valor máximo do primeiro pico da FRS médio-lateral durante
Tempo para Fz 1	Δt Fz1	Intervalo de tempo desde o início da fase de preparação até Fz1
Força médio-lateral máxima 2	Fz 2	Valor máximo do segundo pico da FRS médio-lateral
Tempo para Fz 2	Δt Fz2	Intervalo de tempo desde o início da fase de aterrissagem até Fz2

A análise da cinemática tridimensional do salto com contramovimento foi realizada por meio da análise dos picos dos ângulos na fase de preparação e aterrissagem das articulações do tornozelo e joelho. Foram ainda analisados, os ângulos de saída anteriormente à fase aérea e os ângulos de entrada após a fase aérea, das articulações do joelho e tornozelo, conforme ilustrado na Figura 20.

Figura 20 - Ilustração da cinemática tridimensional do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) no andar e no correr. Variáveis analisadas: picos na fase de preparação do tornozelo nos planos sagital (TX1), frontal (TY1) e transverso (TZ1); picos na fase de aterrissagem do tornozelo nos planos sagital (TX2), frontal (TY2) e transverso (TZ2); Ângulo de saída do tornozelo nos planos sagital (TXsaída), frontal (TYsaída) e transverso (TZsaída); ângulos de entrada do tornozelo nos planos sagital (TXentrada), frontal (TYentrada) e transverso (TZentrada); picos na fase de preparação do joelho nos planos sagital (JX1), frontal (JY1) e transverso (JZ1); picos na fase de aterrissagem do joelho nos planos sagital (JX2), frontal (JY2) e transverso (JZ2); ângulos de saída do joelho nos planos sagital (JXsaída), frontal (JYsaída) e transverso (JZsaída); ângulos de entrada do joelho nos planos sagital (JXentrada), frontal (JYentrada) e transverso (JZentrada)

4.4.2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo

O tratamento matemático da EMG e o cálculo das variáveis propostas foram realizados por meio de algoritmos matemáticos desenvolvidos no software Matlab2009b. A análise realizada no domínio do tempo contemplou o estudo da latência e da intensidade do sinal eletromiográfico dos músculos investigados.

Adotou-se a utilização do *Teager-Kaiser energy operator* (TKEO) para determinação do tempo da latência muscular (SOLNIK et al., 2010). Para aplicação do TKEO, os sinais dos músculos analisados passaram por um filtro passa-banda de

30 a 300 Hz (Butterworth de 6º ordem), após foi realizada a filtragem por meio de um filtro passa-baixa de 50 Hz (2º ordem Butterworth) e a retificação (SOLNIK et al., 2010). O próximo passo do algoritmo consistia no cálculo do limiar que apontava o início da ação muscular. Utilizou-se a intensidade correspondente a três desvios padrão somada a média do sinal durante o intervalo de 50 ms pré-queda (HODGES; BUI, 1996). O tempo de latência foi então definida como o momento em que o músculo alcançou o limiar calculado.

Em seguida, foram calculados os valores RMS (Root Mean Square) com objetivo de estudar o comportamento da intensidade do sinal em três diferentes intervalos de tempo: 100 ms pré-simulação, com objetivo de analisar a EMG dos músculos estudados durante o repouso; 100 ms pós-simulação, com objetivo de analisar a EMG dos músculos estudados durante a simulação e 200 pós-simulação com o objetivo de analisar a EMG dos músculos estudados durante a fase de restauração da estabilidade dinâmica articular. Tais variáveis podem nos fornecer informações acerca dos ajustes realizados nos intervalos de tempo selecionados os quais correspondem aos processos envolvidos na preparação (100 ms pré-simulação); manutenção (100 ms pós-simulação) e restauração (200 ms pós-simulação) da estabilidade dinâmica articular. A valor RMS foi normalizado pela média do intervalo de 8s (média do trecho de 1 até 9s) da CIVM.

Para investigar a contribuição dos músculos agonistas e antagonistas para estabilização da articulação do tornozelo durante a simulação da entorse, foi calculado o índice de cocontração entre os músculos TA e FL nos intervalos de tempo utilizados para cálculo do valor RMS, 100 ms pré-simulação, 100 ms pós-simulação e 200 ms pós-simulação. Neste caso, o músculo FL é considerado agonista, pois espera-se que após a simulação este desenvolva o torque eversor capaz de reposicionar a articulação e então o músculo TA é seu antagonista.

O índice de cocontração foi calculado utilizando a equação matemática 1, adotada de Kellis; Arabatzi; Papadopoulos (2003):

Equação 1:

$$\frac{2 \times \int \text{EMG TA}}{(\int \text{EMG TA} + \int \text{EMG FL})} \times 100\%$$

onde:

$\int \text{EMG TA}$ = Integral do sinal eletromiográfico do músculo TA

$\int \text{EMG FL}$ = Integral do sinal eletromiográfico do músculo FL

4.4.3. Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular

Neste procedimento experimental foram analisados o tempo de latência e a intensidade de contração dos músculos fibulares longo e curto por meio do RMS calculado antes (100 ms pré-simulação), durante (100 ms pós-simulação) e após (200 ms pós-simulação) a simulação da entorse. As variáveis foram calculadas de forma semelhante ao descrito no procedimento experimental 2, item 4.3.3.1.

Neste procedimento experimental, não foram registradas previamente a CIVM pois a sua realização anteriormente ao alongamento muscular poderia influenciar os resultados da EMG durante a simulação (ALTER, 1999). Desta forma, os valores RMS foram normalizados pela média do sinal calculado a cada tentativa desde o intervalo de 200ms pré a 200ms pós-simulação.

4.5. Análise estatística

4.5.1. Influência da instabilidade crônica do tornozelo na locomoção

A partir dos objetivos propostos para este procedimento experimental, analisar a repercussão da instabilidade crônica do tornozelo sobre a locomoção, a análise estatística proposta verificou se existem diferenças significativas entre os grupos (GC n=10 *versus* GIC n=10) no andar e correr e se existem diferenças significativas entre os grupos (GC *versus* GIC) e entre os tornozelos testados (GC, tornozelo dominante e GIC tornozelo instável e contralateral) no salto com contramovimento.

A análise de normalidade das variáveis foi realizada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov, e para analisar a homocedacidade foi utilizado o teste de

Levené. Como os pressupostos distribuição normal e igualdade de variância ocorreram, foi realizada estatística paramétrica.

No andar e no correr para avaliar o efeito (significância e/ou diferença estatística) do fator principal (Grupo), foi utilizada a análise ANOVA *one way*.

No salto com contramovimento para avaliar o efeito (significância e/ou diferença estatística) dos efeitos principais (Grupo e Tornozelo) e também a interação entre os fatores, foi utilizada a análise de ANOVA *two way* seguida da Comparação Múltipla de Tukey (Post Hoc). Nas comparações foram analisadas 5 tentativas de cada voluntária.

No salto com contramovimento as variáveis foram calculadas para os dois membros inferiores do GC e GIC, contudo, utilizadas para as comparações os resultados do tornozelo dominante do GC e os dois tornozelos do GIC, ou seja, o tornozelo instável e o contralateral. Desta forma, na análise da interação entre os fatores foram consideradas as seguintes comparações:

- 1) GC *versus* GIC tornozelo instável;
- 2) GC *versus* GIC tornozelo contralateral;
- 3) GIC tornozelo instável *versus* GIC tornozelo contralateral.

A estatística descritiva foi realizada por meio da apresentação da média, desvio padrão e Intervalo de Confiança para a média das variáveis.

O Intervalo de Confiança (IC) para a média foi calculado com o objetivo de verificar o quanto a média pode variar numa determinada probabilidade de confiança. Os intervalos de confiança foram construídos com 95% de confiança estatística.

4.5.2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo

A partir dos objetivos propostos para este procedimento experimental, analisar a influência da instabilidade crônica do tornozelo na fadiga muscular, a análise estatística proposta verificou se existem diferenças significativas entre a resposta motora à simulação da entorse de portadores e não portadores de instabilidade crônica do tornozelo antes e depois da indução da fadiga muscular.

Optou-se, neste procedimento experimental, pela utilização de testes estatísticos paramétricos, pois os dados são quantitativos, contínuos e a amostragem e o número de tentativas realizadas estão de acordo com o Teorema do Limite Central com distribuição que tende a uma distribuição Normal. Desta forma, não houve a necessidade de testar a normalidade dos resíduos (FONSECA & MARTINS, 1996).

Para atender aos objetivos deste procedimento experimental, analisar as diferenças entre a resposta motora à simulação da entorse de portadores e não portadores de instabilidade crônica do tornozelo antes e depois da indução da fadiga muscular, foi analisado o efeito (significância e/ou diferença estatística) dos fatores principais (Grupo e Intervenção) e também a interação entre os fatores por meio da análise *General Linear Models* (GLM) seguida da Comparação Múltipla de Tukey (Post Hoc). O modelo de GLM (General Linear Models) é uma análise similar ao modelo de ANOVA, adequada para o desenho amostral não balanceado uma vez que foram coletadas de seis a oito tentativas para cada sujeito. O nível de significância adotado foi de 0,05 (5%).

Na análise da interação entre os fatores, foram consideradas as seguintes comparações:

- 1) GC antes da intervenção *versus* GC depois da intervenção;
- 2) GIC antes da intervenção *versus* GIC depois da intervenção;
- 3) GC antes da intervenção *versus* GIC antes da intervenção;
- 4) GC depois da intervenção *versus* GIC depois da intervenção.

A estatística descritiva foi realizada por meio da apresentação da média, desvio padrão e Intervalo de Confiança para a média das variáveis.

4.5.3. Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular

A partir dos objetivos propostos para este procedimento experimental, analisar a influência do exercício de alongamento muscular sobre a estabilidade articular, a análise estatística proposta verificou se existem diferenças significativas entre as variáveis registradas antes da realização do exercício de alongamento *versus* as variáveis registradas depois do alongamento.

Para analisar a normalidade dos dados, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov, e, para analisar a homocedacidade, foi utilizado o teste de Levené. Foi realizada estatística não paramétrica, visto que não foram encontradas distribuição normal e igualdade de variância. Para comparação entre os momentos (antes e após o alongamento), foi utilizado o teste estatístico de Mann-Whitney.

As análises estatísticas foram realizadas no software SigmaStat 3.5 (Systat Software Inc – EUA) e o nível de significância adotado foi de $p < 0.05$.

5. Resultados e Discussão

5.1. Influência da instabilidade crônica de tornozelo na locomoção

5.1.1. Resultados

Optou-se por inicialmente realizar a apresentação dos resultados da FRS do andar, correr e saltar e logo após a cinemática tridimensional das articulações do joelho e tornozelo.

A velocidade média desenvolvida pelo GC ($1,5 \pm 0,3$ m/s) durante o andar foi semelhante a desenvolvida pelo GIC ($1,4 \pm 0,2$ m/s). Em caráter exemplar, a Figura 21 ilustra a curva média para os três componentes da FRS de uma voluntária analisada durante o andar.

Figura 21 – Média do envoltório linear da FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral de uma voluntária durante o andar (n=5)

Em relação aos parâmetros calculados a partir da FRS no andar, para F_y (Tabela 4) os picos (F_{y1} , F_{y2}), o tempo para o segundo pico ($\Delta t F_{y2}$), a taxa de desenvolvimento de força do 1º pico e os impulsos (Imp_{F_y} , $Imp_{F_y\_50ms}$) do GIC foram semelhantes ao GC (Tabela 4). Somente a variável $\Delta t F_{y1}$ foi maior ($p=0,001$) no GIC ($0,134\pm0,016$ ms) do que no GC ($0,122\pm0,018$ ms).

Para F_x (Tabela 4), o GIC ($-0,200\pm0,036$ PC) apresentou menores valores de F_{x1} do que o GC ($-0,215\pm0,035$ PC; $p=0,031$). O mesmo ocorreu para o impulso na fase de frenagem (GIC, $-0,027\pm0,005$ PC/s e GC, $-0,029\pm0,005$ PC/s; $p=0,011$).

Para F_z (Tabela 4), o Impulso de medialização foi menor ($p=0,013$) no GIC ($-0,017\pm0,010$ PC/s; GC, $-0,022\pm 0,010$ PC/s). Já o Impulso de lateralização (GIC, $0,005\pm0,006$ PC/s; GC, $0,002\pm 0,002$ PC/s; $p=0,006$) e $\Delta t F_z 2$ (GIC, $0,058\pm0,079$ ms; GC, $0,032\pm0,044$ ms; $p=0,039$) foram maiores no GIC (Tabela 4).

Tabela 4 – Média, Desvio Padrão (DP), intervalo de confiança (IC) e p-valor das variáveis calculadas para a FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral dos grupos controle (GC, n=50) e instabilidade crônica (GIC, n=50) durante o andar

		Média	DP	IC	P-valor
Fy 1 (PC)	GC	1,101	0,068	0,019	0,322
	GIC	1,114	0,064	0,018	
Δt Fy 1 (ms) *	GC	0,122	0,016	0,005	0,001
	GIC	0,134	0,018	0,005	
TDF 1 (PC/s)	GC	9,171	1,403	0,389	0,077
	GIC	8,703	1,213	0,336	
Fy 2 (PC)	GC	1,180	0,089	0,025	0,625
	GIC	1,172	0,067	0,019	
Δt Fy 2 ms	GC	0,626	0,071	0,020	0,860
	GIC	0,630	0,121	0,033	
Imp_Fy (PC.s)	GC	0,487	0,031	0,009	0,909
	GIC	0,486	0,038	0,010	
Imp_Fy_50ms (PC.s)	GC	0,033	0,006	0,002	0,131
	GIC	0,032	0,007	0,002	
Fx 1 (PC) *	GC	-0,215	0,035	0,010	0,031
	GIC	-0,200	0,036	0,010	
Imp_fren (PC.s) *	GC	-0,029	0,005	0,001	0,011
	GIC	-0,027	0,005	0,002	
Fx 2 (PC)	GC	0,269	0,044	0,012	0,725
	GIC	0,266	0,038	0,011	
Imp_prop (PC.s)	GC	0,035	0,006	0,002	0,741
	GIC	0,035	0,006	0,002	
Fz 1 (PC)	GC	-0,067	0,018	0,005	0,331
	GIC	-0,063	0,019	0,005	
Δt Fz 1 (ms)	GC	0,132	0,069	0,019	0,429
	GIC	0,122	0,062	0,017	
Imp_neg_Fz2 (PC.s) *	GC	-0,022	0,010	0,003	0,013
	GIC	-0,017	0,011	0,003	
Fz 2 (PC)	GC	0,054	0,020	0,006	0,122
	GIC	0,048	0,017	0,005	
Δt Fz 2 (ms) *	GC	0,032	0,044	0,012	0,039
	GIC	0,058	0,079	0,022	
Imp_pos_Fz2 (PC.s) *	GC	0,002	0,002	<0,001	0,006
	GIC	0,005	0,006	0,002	

Onde * indica p<0,05 (diferença estatisticamente significativa)

A velocidade média desenvolvida pelo GC ($2,5\pm0,4$ m/s) durante o correr foi semelhante a desenvolvida pelo GIC ($2,6\pm0,4$ m/s). A Figura 22 trás a ilustração do envoltório linear dos três componentes da FRS (vertical, anteroposterior e médio-lateral) de um voluntário analisado durante o correr.

Figura 22 - Média do envoltório linear da FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral de uma voluntária durante o correr (n=5)

Na F_y , durante o correr, foi encontrado somente em duas voluntárias do GC os dois picos de força. Nas demais ocorreu comportamento encontrada na corrida descalço a ausência de F_{y1} (AZEVEDO, 2013). Desta forma optou-se pela análise das variáveis relacionadas ao segundo pico e os Impulsos.

Na corrida (Tabela 5) $F_y 2$ foi menor ($p<0,001$) no GIC ($2,073\pm0,198$ PC) do que no CG ($2,247\pm0,219$ PC), já $\Delta t F_{y2}$ (GIC, $0,135\pm0,010$ ms; GC, $0,127\pm0,010$ ms; $p<0,001$) e o $\text{Imp}_{F_y 50}$ ($0,058\pm0,013$ PC/s; GC, $0,048\pm0,016$ PC/s; $p<0,001$) foram maiores. F_x durante o correr foi semelhante em ambos os grupos (Tabela 5). Em relação a F_z , $\Delta t F_{z2}$ ocorreu mais tarde no GIC ($0,093\pm0,104$ ms; GC, $0,049\pm0,068$ ms, $p=0,004$).

Tabela 5 – Média, Desvio Padrão (DP), intervalo de confiança (IC) e p-valor das variáveis calculadas para a FRS vertical, anteroposterior e médio-lateral dos grupos controle (GC, n=50) e instabilidade crônica (GIC, n=50) durante o correr

		Média	DP	IC	p-valor
Fy2 (PC) *	GC	2,247	0,219	0,047	<0,001
	GIC	2,073	0,198	0,057	
Δt Fy2 (ms) *	GC	0,127	0,010	0,002	<0,001
	GIC	0,135	0,010	0,003	
Imp_Fy (PC.s)	GC	0,355	0,033	0,007	0,934
	GIC	0,355	0,025	0,007	
Imp_Fy_50ms (PC.s) *	GC	0,048	0,016	0,003	<0,001
	GIC	0,058	0,013	0,004	
Fx1 (PC)	GC	-0,200	0,044	0,010	0,072
	GIC	-0,184	0,057	0,017	
Imp_fren (PC.s)	GC	-0,012	0,004	<0,001	0,327
	GIC	-0,011	0,005	0,002	
Fx2 (PC)	GC	0,302	0,048	0,010	0,979
	GIC	0,302	0,061	0,018	
Imp_prop (PC.s)	GC	0,027	0,005	0,001	0,986
	GIC	0,027	0,005	0,001	
Fz1 (PC)	GC	-0,108	0,037	0,008	0,864
	GIC	-0,107	0,051	0,015	
Δt Fz1 (ms)	GC	0,105	0,055	0,012	0,819
	GIC	0,108	0,051	0,015	
Imp_neg (PC.s)	GC	-0,010	0,005	0,001	0,088
	GIC	-0,012	0,007	0,002	
Fz2 (ms)	GC	0,056	0,035	0,007	0,189
	GIC	0,067	0,054	0,016	
Δt Fz2 * (ms)	GC	0,049	0,068	0,015	0,004
	GIC	0,093	0,104	0,030	
Imp_pos (PC.s)	GC	0,002	0,003	<0,001	0,062
	GIC	0,004	0,007	0,002	

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

A altura máxima do salto com contramovimento das voluntárias participantes do GC ($25,1 \pm 5,4$ cm) foi maior do que do GIC ($22,16 \pm 4,9$ cm, $p = 0,001$). A Figura 23 trás a ilustração do envoltório linear das componentes vertical e anteroposterior da FRS de um voluntário analisado durante o salto com contramovimento.

Figura 23 - Média do envoltório linear da FRS vertical e anteroposterior de uma voluntária durante o salto com contramovimento (n=5)

Os resultados do salto com contramovimento serão apresentados para o GC e para os dois membros inferiores do GIC (instável e contralateral).

O fator grupo influenciou significativamente ($p < 0,001$) o comportamento das variáveis Δt Fy1, Imp_Fy, Δt Fx1 no salto com contramovimento (Tabela 6). O Δt Fy1 foi menor no GC ($0,499 \pm 0,095$ ms), do que no GIC tornozelo instável ($0,765 \pm 0,233$ ms; $p < 0,001$) e do que no GIC contralateral ($0,748 \pm 0,229$ ms; $p = 0,019$). O Imp_Fy no GC foi menor ($0,499 \pm 0,095$ PC/s), do que no GIC tornozelo instável ($0,584 \pm 0,140$ PC/s; $p = 0,004$) e do que no GIC contralateral ($0,567 \pm 0,157$ PC/s; $p = 0,036$). O Δt Fx1, no GC ($0,720 \pm 0,146$ ms), foi menor do que no GIC tornozelo instável ($0,834 \pm 0,202$ ms; $p = 0,008$) e do que no GIC contralateral ($0,817 \pm 0,204$ ms; $p = 0,036$).

Tabela 6 – Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis calculadas para a FRS vertical e anteroposterior do Grupo Controle (GC, n=50) e dos tornozelos instável (tornozelo de teste) e contralateral do grupo instabilidade crônica (GIC, n=50) durante o salto com contramovimento

		Tornozelo de teste		Tornozelo contralateral	
		Média	DP	Média	DP
Fy1 (PC)	GC	1,218	0,166		
	GIC	1,147	0,132	1,116	0,117
Δt Fy1 (ms) *	GC	0,604	0,164		
	GIC	0,765	0,233	0,748	0,229
Fy2 (PC)	GC	2,425	0,701		
	GIC	2,434	0,699	2,240	0,651
Δt Fy2 ms	GC	0,076	0,020		
	GIC	0,079	0,016	0,084	0,019
TDF 2 ms	GC	31,263	16,010		
	GIC	33,895	15,191	29,547	14,236
Imp_Fy (PC.s) *	GC	0,499	0,095		
	GIC	0,584	0,140	0,567	0,157
Fx1 ms	GC	0,092	0,027		
	GIC	0,089	0,031	0,095	0,027
Δt Fx1 (ms) *	GC	0,720	0,146		
	GIC	0,834	0,202	0,817	0,204
Fx2 (PC)	GC	0,264	0,113		
	GIC	0,248	0,112	0,262	0,096
Δt Fx2 (ms)	GC	0,029	0,029		
	GIC	0,022	0,020	0,023	0,020

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

A Figura 24 trás a variação angular das articulações do tornozelo e joelho nos planos sagital, frontal e transverso de uma voluntária durante o andar.

Figura 24 – Média e desvio padrão da variação angular da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) de uma voluntária durante o andar (n=5)

Em relação a cinemática, no andar (Tabela 7) no momento da entrada do calcanhar no solo o tornozelo do GC apresentou maior flexão plantar ($3,94 \pm 3,30^\circ$) do que o tornozelo do GIC ($1,85 \pm 3,14^\circ$; $p=0,002$). Além disso, a variação angular total (Tabela 7) do tornozelo no plano sagital (flexão plantar: dorsiflexão) foi maior ($p=0,02$) no GIC ($44,19 \pm 17,95^\circ$) do que no GC ($35,45 \pm 6,67^\circ$).

Tabela 7 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do ângulo do tornozelo no momento de entrada do pé no solo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transversal (rotação interna e externa) e variação angular nos planos sagital (dorsiflexão: flexão plantar), frontal (eversão: inversão) e transversal (rotação interna: externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o andar

			Média	DP	IC	P-valor
Pico entrada (graus) *	Flexão plantar	GC	3,94	3,30	0,92	0,002
		GIC	1,85	3,14	0,87	
Pico entrada (graus)	Inversão	GC	0,61	1,15	0,32	0,172
	Eversão	GIC	1,19	2,75	0,76	
Pico entrada (graus)	Rotação externa	GC	3,66	6,74	1,87	0,392
		GIC	6,09	18,77	5,20	
Variação angular (graus) *	Dorsiflexão: * Flexão Plantar	GC	35,45	6,67	1,85	0,002
		GIC	44,19*	17,95	4,98	
Variação angular (graus)	Eversão: Inversão	GC	3,86	3,10	0,86	0,306
		GIC	4,44	2,56	0,71	
Variação angular (graus)	Rotação interna: Rotação externa	GC	34,77	7,99	2,21	0,638
		GIC	35,75	12,35	3,42	

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

No GIC o joelho apresentou maior flexão (GIC, $18,182 \pm 3,775^\circ$; GC, $11,550 \pm 4,174^\circ$) e varismo (GIC, $5,114 \pm 3,585^\circ$; GC $2,481 \pm 1,761^\circ$) e menor rotação externa (GIC, $17,902 \pm 9,493^\circ$; GC, $6,521 \pm 13,634^\circ$) no momento da entrada do pé no solo durante o andar. Em relação a variação angular no plano sagital, flexão: extensão, (GIC, $56,08 \pm 5,76^\circ$; GC, $59,92 \pm 5,66^\circ$) e no plano transversal, rotação interna: externa, (GIC, $21,47 \pm 15,13^\circ$; GC, $26,75 \pm 8,07^\circ$) foram menores no GIC (Tabela 8).

Tabela 8 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do ângulo do joelho no momento de entrada do pé no solo nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transversal (rotação interna e externa) e variação angular nos planos sagital (flexão: extensão), frontal (varo: valgo) e transversal (rotação interna: externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o andar

			Média	DP	IC	P-valor
Pico entrada (graus) *	Flexão	GC	11,550	4,174	1,157	<0,001
		GIC	18,182	3,775	1,046	
Pico entrada (graus) *	Varo	GC	2,481	1,761	0,488	<0,001
		GIC	5,114	3,585	1,528	
Pico entrada (graus) *	Rotação externa	GC	17,902	9,493	2,631	<0,001
		GIC	6,521	13,634	3,779	
Variação angular (graus) *	Flexão: Extensão	GC	59,92	5,66	1,57	0,001
		GIC	56,08*	5,76	1,60	
Variação angular (graus)	Varo: Valgo	GC	15,30	6,51	1,80	0,518
		GIC	16,11	6,04	1,67	
Variação angular (graus) *	Rotação interna: Rotação externa	GC	26,75	8,07	2,26	0,033
		GIC	21,47*	15,13	4,19	

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

A Figura 25 trás a variação angular das articulações do tornozelo e joelho nos planos sagital, frontal e transversal de uma voluntária durante o correr.

Figura 25 – Média e desvio padrão da variação angular da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) de uma voluntária durante o correr (n=5)

No correr (Tabela 9) o GC tocou o solo com o tornozelo em inversão ($0,71 \pm 2,12^\circ$) já o GIC realizou eversão ($0,30 \pm 1,98^\circ$) comportamentos distintos ($p=0,09$). A variação angular neste plano de movimento foi maior no GIC ($5,52 \pm 3,75^\circ$) do que no GC ($3,81 \pm 3,16^\circ$).

Tabela 9 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do ângulo do tornozelo no momento de entrada do pé no solo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) e variação angular nos planos sagital (dorsiflexão: flexão plantar), frontal (eversão: inversão) e transverso (rotação interna: externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o correr

			Média	DP	IC	P-valor
Pico entrada (graus)	Dorsiflexão	GC	7,52	3,04	0,65	0,825
		GIC	7,75	8,79	2,54	
Pico entrada (graus) *	Inversão	GC	0,71	2,12	0,45	0,009
	Eversão	GIC	0,30	1,98	0,57	
Pico entrada (graus)	Rotação externa	GC	2,15	12,48	2,67	0,432
		GIC	4,15	16,05	4,64	
Variação angular (graus)	Dorsiflexão: Flexão Plantar	GC	60,78	12,37	2,65	0,153
		GIC	57,87	7,87	2,27	
Variação angular (graus) *	Eversão: * Inversão	GC	3,81	3,16	0,68	0,006
		GIC	5,52*	3,75	1,08	
Variação angular (graus)	Rotação interna: Rotação externa	GC	34,51	6,88	1,47	0,993
		GIC	34,50	12,02	3,47	

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

Na corrida (Tabela 10), semelhante a marcha, o GIC na articulação do joelho apresentou maior flexão (GIC, $32,279 \pm 5,741^\circ$; GC, $28,908 \pm 5,401^\circ$) e menor rotação externa (GIC, $1,641 \pm 15,226^\circ$; GC, $9,671 \pm 8,459^\circ$). Além disso, a variação angular no plano sagital, flexão e extensão, ($66,85 \pm 8,93^\circ$) e frontal, varo e valgo, ($15,58 \pm 6,35^\circ$) foram menores no GIC do que no GC (respectivamente, $72,60 \pm 10,98^\circ$ e $19,46 \pm 6,36^\circ$).

Tabela 10 – Média, Desvio Padrão, Intervalo de Confiança e p-valor do pico de entrada e da variação angular da articulação do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transversal (rotação interna e externa) do Grupo Controle (GC n=50) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC n=50) durante o correr

			Média	DP	IC	P-valor
Pico entrada (graus) *	Flexão	GC	28,908	5,401	1,155	0,001
		GIC	32,279	5,741	1,659	
Pico entrada (graus)	Varo	GC	1,825	7,536	1,611	0,950
		GIC	1,744	6,148	1,777	
Pico entrada (graus) *	Rotação externa	GC	9,671	8,459	1,809	<0,001
		GIC	1,641	15,226	4,400	
Variação angular (graus) *	Flexão: Extensão	GC	72,60	10,98	2,35	0,003
		GIC	66,85	8,93	2,58	
Variação angular (graus) *	Varo: Valgo	GC	19,46	6,35	1,36	0,001
		GIC	15,58	6,35	1,83	
Variação angular (graus)	Rotação interna: Rotação externa	GC	30,39	11,52	2,46	0,888
		GIC	30,09	12,29	3,55	

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

A Figura 26 trás a variação angular das articulações do tornozelo e joelho nos planos sagital, frontal e transversal de uma voluntária durante o salto com contramovimento.

Figura 26 – Média e desvio padrão da variação angular da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (varo e valgo) e transverso (rotação interna e externa) e do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) de uma voluntária durante o salto com contramovimento (n=5)

No salto com contramovimento (Figura 26, Tabela 11) o pico de dorsiflexão na fase de preparação sofreu efeito do grupo ($p < 0,001$) e da perna ($p = 0,012$). No lado acometido o GIC ($36,263 \pm 9,494^\circ$) apresentou maior pico de dorsiflexão (Tabela 11) do que o lado contralateral (GIC, $32,401 \pm 4,333^\circ$, $p = 0,01$) e do que o GC ($30,972 \pm 2,547^\circ$, $p < 0,001$). Na fase de aterrissagem somente o fator grupo influenciou os resultados ($p < 0,001$). Neste caso, o GIC no tornozelo instável (GIC, $34,516 \pm 7,518^\circ$) apresentou maior pico de dorsiflexão (Tabela 11) do que o GC ($30,379 \pm 3,671^\circ$, $p < 0,001$).

Tabela 11 – Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis calculadas a partir do salto com contramovimento da articulação do tornozelo nos planos sagital (dorsiflexão e flexão plantar), frontal (eversão e inversão) e transverso (rotação interna e externa) do Grupo Controle (GC) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC). A coluna tornozelo experimental corresponde ao tornozelo instável do GIC e dominante do GC e a coluna seguinte corresponde ao tornozelo contralateral do GIC

Variável	Movimento		Tornozelo experimental		Tornozelo contralateral	
			Média	DP	Média	DP
Pico fase de preparação graus	Dorsiflexão *	GC	30,972	2,547		
		GIC	36,263	9,494	32,401	4,333
Pico fase de aterrissagem graus	Dorsiflexão *	GC	30,379	3,671		
		GIC	34,516	7,518	32,119	5,857
Ângulo de saída graus	Flexão plantar	GC	40,691	6,403		
		GIC	38,023	12,981	-36,938	6,644
Ângulo de entrada graus	Flexão plantar	GC	1,921	7,011		
		GIC	0,832	7,437	-0,891	4,628
Pico fase de preparação graus	Eversão	GC	1,705	1,216		
		GIC	2,213	2,420	2,846	1,915
Pico fase de aterrissagem graus	Eversão	GC	1,439	1,024		
		GIC	2,086	2,638	1,841	1,222
Ângulo de saída graus	Inversão	GC	0,796	1,681		
		GIC	0,961	2,237	-1,067	1,393
Ângulo de entrada graus	Inversão	GC	0,040	1,627		
		GIC	0,544	3,568	-0,097	1,516
Pico fase de preparação graus	Rotação interna	GC	12,599	8,822		
		GIC	15,454	21,719	12,824	9,974
Pico fase de aterrissagem graus	Rotação interna	GC	12,513	8,356		
		GIC	16,262	22,482	12,536	9,673
Ângulo de saída graus	Rotação interna	GC	6,804	8,226		
		GIC	7,276	17,005	8,914	8,696
Ângulo de entrada graus	Rotação externa	GC	2,531	10,051		
	Rotação interna	GIC	2,280	23,704	-0,018	9,146

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

A Tabela 12 trás os resultados para os ângulos articulares do joelho durante o salto com contramovimento. O ângulo de saída do joelho (Tabela 12) sofreu efeito do fator grupo ($p<0,001$). O GIC apresentou flexão do joelho no tornozelo experimental ($4,805\pm6,310^\circ$, $p<0,001$) e no lado contralateral ($3,834\pm6,295^\circ$, $p=0,008$) no momento da saída para a fase aérea. Já o GC apresentou extensão do joelho ($0,362\pm6,149^\circ$). No momento da entrada do pé no solo (Tabela 12) novamente ocorreu efeito do fator grupo ($p<0,001$), o GIC ($35,319\pm7,669^\circ$) apresentou maior flexão do joelho no momento da entrada do pé no solo ($p=0,016$) do que o GC ($31,366\pm6,680^\circ$).

No plano transversal correspondente ao valgismo e o varismo não há diferença para as variáveis calculadas (Tabela 12).

Em relação as rotações (Tabela 12), durante a fase de preparação o pico de rotação do joelho (Tabela 12) sofreu influência da interação entre os grupos ($p=0,017$). No tornozelo experimental do GIC ($7,723\pm13,658^\circ$) o joelho apresentou menor pico de rotação interna do que o GC ($15,607\pm18,398^\circ$, $p=0,040$) e do que o GIC contralateral ($16,653\pm10,964^\circ$, $p=0,014$). No momento da saída do pé do solo (Tabela 12) o GIC tornozelo experimental ($8,504\pm13,177^\circ$) apresentou menor rotação externa ($p=0,001$) do que joelho do GC ($19,635\pm11,271^\circ$).

Tabela 12 – Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis calculadas a partir do salto com contramovimento da articulação do joelho nos planos sagital (flexão e extensão), frontal (varo e valgo) e transversal (rotação interna e externa) do Grupo Controle (GC) e Grupo Instabilidade Crônica (GIC). A coluna tornozelo experimental corresponde ao tornozelo instável do GIC e dominante do GC e a coluna seguinte corresponde ao tornozelo contralateral do GIC

Variável	Movimento		Tornozelo experimental		Tornozelo contralateral	
			Média	DP	Média	DP
Pico fase de preparação graus	Flexão	GC	87,091	7,712		
		GIC	86,471	10,849	86,678	12,219
Pico fase de aterrissagem graus	Flexão	GC	72,872	15,684		
		GIC	70,275	16,474	67,987	15,362
Ângulo de saída graus *	Extensão	GC	0,362	6,149		
	Flexão	GIC	4,805	6,310	3,834	6,295
Ângulo de entrada graus *	Flexão	GC	31,366	6,680		
		GIC	35,319*	7,669	34,681	6,655
Pico fase de preparação graus	Varo	GC	9,312	7,164		
		GIC	6,032	8,020	7,951	10,009
Pico fase de aterrissagem graus	Varo	GC	5,657	8,343		
		GIC	6,068	8,243	6,581	8,588
Ângulo de saída graus	Varo	GC	1,785	2,689		
		GIC	3,186	4,215	1,851	0,851
Ângulo de entrada graus	Varo	GC	2,214	6,790		
		GIC	5,117	7,689	2,628	7,689
Pico fase de preparação graus * #	Rotação interna	GC	7,723	13,658		
		GIC	15,607	18,398	16,653	10,964
Pico fase de aterrissagem graus	Rotação interna	GC	2,182	12,614		
		GIC	11,763	14,928	10,338	7,657
Ângulo de saída graus *	Rotação externa	GC	19,635	11,271		
		GIC	8,504	13,177	13,821	8,726
Ângulo de entrada graus	Rotação externa	GC	6,068	10,160		
	Rotação interna	GIC	2,960	15,632	0,790	8,277

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa GC x GIC)

Onde # indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa GIC instável x GIC contralateral)

5.1.2. Discussão

Este estudo analisou o andar, o correr e o saltar de portadores de instabilidade crônica do tornozelo com o objetivo de investigar a repercussão da instabilidade articular sobre a locomoção. Os resultados encontrados apontam que a instabilidade crônica afetou a FRS e a cinemática.

Portadores de instabilidade crônica apresentaram durante a fase de apoio do andar e do correr, no tornozelo instável, picos tardios e maiores impulsos da FRS. No andar, ocorreu a diminuição da flexão plantar do tornozelo no momento da entrada do pé no solo e aumento da eversão no correr. No andar e no correr ocorreram, aumento da flexão e diminuição da rotação externa do joelho. A instabilidade gerou aumento da variação angular no plano sagital na articulação do tornozelo no andar e, aumento da variação angular no plano transversal no correr. Na articulação do joelho ocorreu a diminuição da variação angular no plano sagital e transversal no andar e correr.

No salto, os picos de dorsiflexão do tornozelo instável foram maiores nas fases de preparação e aterrissagem associados ao aumento da flexão e diminuição da rotação externa do joelho no momento da saída do pé do solo e da diminuição da rotação externa na aterrissagem.

Tais achados apontam que as atletas portadoras de instabilidade crônica do tornozelo, possivelmente, desenvolveram comportamento protetor local relacionado ao gerenciamento da entrada do pé no solo. Contudo, há maior amplitude de movimento disponível na articulação do tornozelo, fato que pode sobrecarregar os estabilizadores passivos das articulações locais. Estes dois pontos serão os norteadores da discussão deste experimento.

Os achados do presente estudo para a FRS não são suportados por estudos prévios (CAULFIELD; GARRET, 2002; DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006; BROWN et al., 2008). Caulfield e Garret (2004) encontraram picos precoces na FRS vertical e médio-lateral durante a aterrissagem de saltos unipodais. Delahunt; Monaghan; Caulfield (2006) encontraram aumento da magnitude e da taxa de desenvolvimento de F_y . Brown et al. (2008) apontam em seu estudo aumento de 3 a 14% para F_{y1} e o intervalo para o pico de 11 a 19% mais cedo. Somente Kakihana et al. (2005) diferem dos estudos anteriores, encontrando redução de F_{y1} em portadores de instabilidade crônica.

O atraso dos picos da FRS encontrado no presente estudo contribuiu para aumento da aplicação de força ao solo, demonstrado pelo maior Impulso calculado na segunda porção da curva de Fz no andar, pelo aumento do Impulso de Fy nos primeiros 50 ms do correr e pelo aumento do impulso total de Fy no salto com contramovimento. Picos tardios e maiores impulsos sugerem que as voluntárias desenvolvem diferentes estratégias de modulação da força. Levantamos a hipótese de que tal comportamento indica uma estratégia compensatória que busca aumentar o controle sobre as acelerações dos segmentos corporais, fato que pode favorecer a estabilidade dinâmica articular.

Em relação a Fz, o 2º pico ocorreu mais tarde e o impulso de medialização foi maior durante o andar. Tal comportamento aponta que possivelmente o aplainamento do pé ocorreu mais lentamente, fato que pode favorecer à maior lateralização do Centro de Pressão (COP). WILLENS et al. (2005), ao realizar um estudo prospectivo com 223 estudantes de educação física, encontraram nos voluntários que desenvolveram entorse do tornozelo maior lateralização do COP no momento do choque do calcanhar com o solo, maior mobilidade do pé durante o desencadear do apoio, maior período de pronação, atraso da ressupinação e aumento do tempo de apoio. Morrisson et al. (2010) apontam que portadores de tornozelos instáveis têm maior lateralização do COP nos instantes iniciais do apoio. O resultado de Fz encontrado no presente estudo pode estar relacionado a tal comportamento, contudo, para constatação da lateralização do COP é necessária a avaliação da pressão plantar.

O comportamento encontrado para a variação angular do tornozelo instável no andar e no correr pode estar relacionado ao aumento da sobrecarga sobre os estabilizadores passivos da articulação. No andar ocorreu aumento da variação angular no plano sagital e no correr no plano frontal. Os estresses decorrentes do excesso de amplitude de movimento disponível contribuem para o desenvolvimento da frouxidão dos ligamentos e cápsula articular e resultam no maior atrito sobre as superfícies articulares, comprometendo a cartilagem e os ossos. Desta forma, agravam-se os sintomas relacionados à instabilidade crônica do complexo tornozelo-pé, gerando a predisposição do desenvolvimento de processos degenerativos futuros como a osteoartrite nas articulações tíbio-talar e subtalar (VALDERRABANO et al., 2006).

Em relação ao ângulo articular analisado no momento da entrada do pé no solo, verificamos a diminuição da flexão plantar durante o andar, a adoção da eversão do retropé durante o correr e a diminuição da inversão e aumento da dorsiflexão durante a aterrissagem do salto. Este momento na locomoção caracteriza-se como a fase crítica para o desenvolvimento da entorse do tornozelo (BROWN et al., 2008). O aumento da dorsiflexão e eversão do tornozelo contribuem para um posicionamento mais horizontalizado do pé, fato que minimiza as chances de ocorrência da entorse em flexão plantar e inversão no momento do choque do calcanhar com o solo (WRIGHT et al., 2000; CAUFIELD; GARRETT, 2002; SPAULDING; LIVINGSTON; HARTSELL, 2003; BROWN et al. 2008; BROWN, 2011).

O aumento da eversão do tornozelo encontrado na corrida pode estar associado à diminuição da rotação externa do joelho. No andar, o pico de eversão do tornozelo ocorre junto com o pico de rotação interna da tíbia, sendo que na corrida este acoplamento é maior (POHL; MESSENGER; BUCKLEY, 2006). A rotação interna da tíbia contribui para o posicionamento em eversão do tornozelo (DREWES et al., 2009). Nos três movimentos analisados no presente estudo, as voluntárias portadoras de instabilidade crônica articular diminuíram a rotação externa do joelho no momento da entrada do pé no solo, fato que favorece a realização do movimento de eversão do tornozelo. Tal achado pode ser mais um indicativo do desenvolvimento de um comportamento protetor na tentativa de minimizar a ocorrência de entorses no momento da entrada do pé no solo.

No presente estudo, a articulação do joelho apresenta variáveis com comportamentos distintos ao se analisar os resultados do grupo controle e experimental. Tais achados diferem de estudos prévios que apontam que a articulação do joelho não apresenta comportamento diferenciado em função da instabilidade crônica de tornozelo (DELAHUNT; MONAGHAN; CAULFIELD, 2006; BROWN et al., 2008). O grupo portador de instabilidade crônica apresentou aumento da flexão do joelho no momento do choque do calcanhar com o solo no andar, no correr e na aterrissagem do salto, fator que pode contribuir para o abaixamento do Centro de Massa nestes instantes, impactando de forma positiva sobre a estabilidade postural. Além disso, contribui para o controle do choque mecânico sobre o membro inferior. Tais aspectos foram levantados por Roubbins e Gouw (1991) ao desenvolverem o modelo denominado “comportamento moderador de impacto” que atualmente foi reforçado por Lieberman (2012). Neste caso, os autores destacam que o andar

descalço gera adaptações sobre o aparelho locomotor que contribui para o controle de cargas. Entre as adaptações sugeridas estão: o aumento da flexão do joelho nos instantes iniciais do apoio, a otimização da absorção de choque pela musculatura intrínseca do pé e a moderação da altura do Centro de Massa.

O aumento da flexão das articulações do joelho e tornozelo no início do apoio e, a adoção da eversão do tornozelo repercutem de forma positiva no desenvolvimento da locomoção das voluntárias portadoras de instabilidade estudadas, uma vez que no momento em que há maior chance para ocorrer uma entorse, a entrada do pé no solo, adotou-se posicionamento que tenta minimizar os riscos (WILLENS et al., 2005). Contudo, o aumento da variação angular do tornozelo no plano sagital e frontal indica que no tornozelo instável há maior amplitude de movimento disponível, fator que pode sobrecarregar os restritores passivos locais e agravar o quadro existente (VALDERRABANO et al., 2006).

5.2. Influência da fadiga muscular na instabilidade crônica do tornozelo

5.2.1. Resultados

O tempo médio executado na primeira passagem pelo circuito, componente do protocolo de indução da fadiga, foi de 15 s em ambos os grupos. O tempo de execução da primeira passagem (GC, 16.1 ± 1.5 s e GIC 15.7 ± 1.0 s, $p=0.307$) e o número de voltas realizadas (GC, 15.0 ± 7.0 voltas e 14.6 ± 4.7 voltas, $p=0.872$) foram semelhantes nas comparações entre os grupos. Em relação a percepção subjetiva de esforço apontada pelas voluntárias durante a realização do protocolo de fadiga, encontrou-se, em ambos os grupos que, após realização de 50% das passagens, as voluntárias alcançaram o estágio correspondente ao “máximo esforço” (GC, $48.1 \pm 24.8\%$ e $61.2 \pm 19.9\%$, $p=0.175$).

Para ilustrar o comportamento dos quatro músculos estudados na simulação da entorse do tornozelo, antes e após o protocolo de indução à fadiga muscular, apresentamos na Figura 27 a média dos envoltórios linear dos grupos controle e instabilidade crônica do tornozelo.

Figura 27 – Envoltório linear dos músculos estudados calculados no intervalo de -200 a + 200 ms na simulação da entorse lateral do tornozelo antes e após o protocolo de indução à fadiga dos grupos controle (GIC) e instabilidade crônica (GIC)

Optou-se por inicialmente apresentar os resultados das comparações para os fatores principais, grupo (Grupo Controle e Grupo Instabilidade Crônica do Tornozelo) e momento (antes e depois). Em seguida, a apresentação da interação entre os fatores principais (grupo e intervenção). Para destacar os resultados que possuem diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$), as médias serão apresentadas em **negrito** e usado símbolo asterisco (*) para discriminar o fator correspondente as diferenças. Para apontar as diferenças relacionadas as interações, será utilizado o símbolo jogo da velha (#) para as diferenças entre o momento (antes e depois) em um mesmo grupo (grupo controle ou experimental); e para apontar as diferenças entre os grupos (GC antes x GIC antes e GC depois x GIC depois), será utilizado símbolo cifrão (\$).

O tempo de latência do músculo FL sofreu efeito do fator principal grupo ($p < 0,001$). Neste caso, o tempo de latência do músculo FL foi maior no GIC do que no GC (Tabela 13). O tempo de latência dos músculos TA ($p = 0,005$) e GL ($p = 0,032$) sofreu efeito do fator momento. Em ambos os casos houve o aumento do tempo de latência após o processo de indução à fadiga (Tabela 13). A análise de interação entre os fatores não apontou diferenças significativas para o tempo de latência nos quatro músculos estudados.

Tabela 13 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do tempo de latência (ms) dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, grupo e momento, e para a interação de ambos

			Média	DP	N	IC
TA	Grupo	GC	67,35	25,60	177	3,77
		GIC	68,65	20,12	184	2,91
	Momento *	Antes	64,66	18,87	180	2,76
		Depois	71,35	26,02	181	3,79
	Interação	GC (antes)	63,67	19,97	88	4,17
		GC (depois)	70,99	29,83	89	6,20
		GIC (antes)	65,60	17,80	92	3,64
		GIC (depois)	71,70	21,88	92	4,47
FL	Grupo *	GC	71,87	18,15	181	2,64
		GIC	80,47	26,13	184	3,78
	Momento	Antes	76,79	22,35	184	3,23
		Depois	75,61	23,51	181	3,42
	Interação	GC (antes)	73,68	17,10	92	3,49
		GC (depois)	69,99	19,09	89	3,97
		GIC (antes)	79,89	26,31	92	5,38
		GIC (depois)	81,04	26,07	92	5,33
FC	Grupo	GC	67,49	13,42	173	2,00
		GIC	70,48	20,83	175	3,09
	Momento	Antes	67,25	17,26	183	2,50
		Depois	70,93	17,79	165	2,71
	Interação	GC (antes)	64,91	11,52	92	2,35
		GC (depois)	70,42	14,82	81	3,23
		GIC (antes)	69,62	21,38	91	4,39
		GIC (depois)	71,42	20,31	84	4,34
GL	Grupo	GC	80,74	22,82	181	3,32
		GIC	83,91	21,05	184	3,04
	Momento*	Antes	79,88	20,44	184	2,95
		Depois	84,84	23,22	181	3,38
	Interação	GC (antes)	79,58	20,40	92	4,17
		GC (depois)	81,94	25,14	89	5,22
		GIC (antes)	80,18	20,59	92	4,21
		GIC (depois)	87,65	20,95	92	4,28

*p<0,05(diferença estatisticamente significativa para os fatores principais grupo e momento)

O valor RMS calculado 100 ms pré-simulação do músculo GL sofreu efeito do fator principal grupo ($p=0,035$). Neste caso, a variável foi maior no GC do que no GIC (Tabela 14). O fator momento repercutiu sobre o comportamento da variável calculada para o músculo TA ($p=0,003$). Após a fadiga, houve o aumento da EMG do músculo TA nos instantes que antecederam a simulação da entorse (Tabela 14).

Tabela 14 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 100 ms pré-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos

			Média	DP	N	IC
TA	Grupo	GC	0,77	0,77	184	0,11
		GIC	0,88	1,46	184	0,21
	Momento*	Antes	0,65	0,48	184	0,07
		Depois	1,00	1,56	184	0,23
	Interação	GC (antes)	0,59	0,35	92	0,07
		GC (depois)	0,95	1,01	92	0,21
		GIC (antes)	0,70	0,58	92	0,12
		GIC (depois)	1,05	1,97	92	0,40
FL	Grupo	GC	3,68	3,11	184	0,45
		GIC	4,35	3,62	184	0,52
	Momento	Antes	4,20	3,54	184	0,51
		Depois	3,84	3,23	184	0,47
	Interação	GC (antes)	3,73	2,75	92	0,56
		GC (depois)	3,64	3,44	92	0,70
		GIC (antes)	4,68	4,14	92	0,85
		GIC (depois)	4,03	3,02	92	0,62
FC	Grupo	GC	4,84	5,02	176	0,74
		GIC	4,74	5,73	184	0,83
	Momento	Antes	4,79	5,56	184	0,80
		Depois	4,79	5,22	176	0,77
	Interação *	GC (antes) # \$	3,73	3,26	92	0,67
		GC (depois) # \$	6,06	6,22	84	1,33
		GIC (antes) # \$	5,86	7,02	92	1,43
		GIC (depois) # \$	3,62	3,78	92	0,77
GL	Grupo *	GC	4,18	3,39	184	0,49
		GIC	3,39	3,75	184	0,54
	Momento	Antes	3,82	4,05	184	0,58
		Depois	3,75	3,08	184	0,45
	Interação	GC (antes)	4,05	3,46	92	0,71
		GC (depois)	4,31	3,34	92	0,68
		GIC (antes)	3,59	4,57	92	0,93
		GIC (depois)	3,19	2,71	92	0,55

* $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa para os fatores principais e para a interação)
 # $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa relacionada a interação intragrupos)
 \$ $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa relacionada a interação intergrupos)

A interação entre os fatores influenciou o resultado do RMS calculado 100 ms pré-simulação do músculo FC ($p < 0,001$). Após a fadiga, ocorreu o aumento da variável no GC ($p = 0,018$), já o GIC apresentou comportamento oposto, ou seja, redução ($p = 0,022$). Verificou-se ainda que os resultados da variável do músculo FC são diferentes nas comparações entre os grupos, antes e após fadiga. Antes da fadiga o GIC (0,032), apresentou maior (Tabela 14) RMS 100 ms pré-simulação do que o GC

antes da fadiga. Já depois da fadiga os resultados foram inversos, o GIC ($p=0,012$) apresentou menor (Tabela 14) valor da variável do que o GC depois.

O valor RMS calculado 100 ms pós-simulação do músculo TA sofreu efeito do fator principal grupo ($p<0,001$). Neste caso, a variável foi maior no GC do que no GIC. Já nos músculos FL ($p=0,012$), FC ($p=0,001$), GL ($p=0,009$) o valor RMS calculado 100 ms pós-simulação sofreu efeito do fator momento. Nestes músculos, houve a redução dos valores RMS 100 ms pós-simulação depois da indução da fadiga (Tabela 15).

Tabela 15 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 100 ms pós-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos

			Média	DP	N	IC
TA	Grupo *	GC	6,31	8,37	181	1,22
		GIC	3,85	3,60	182	0,52
	Momento	Antes	5,43	6,97	184	1,01
		Depois	4,70	6,08	179	0,89
	Interação	GC (antes)	6,80	8,86	92	1,81
		GC (depois)	5,80	7,85	89	1,63
		GIC (antes)	4,07	3,93	92	0,80
		GIC (depois)	3,62	3,25	90	0,67
FL	Grupo	GC	15,20	12,85	183	1,86
		GIC	15,33	13,47	179	1,97
	Momento *	Antes	17,02	13,79	179	2,02
		Depois	13,55	12,28	183	1,78
	Interação	GC (antes)	17,75	14,24	92	2,91
		GC (depois)	12,62	10,76	91	2,21
		GIC (antes)	16,24	13,35	87	2,81
		GIC (depois)	14,47	13,60	92	2,78
FC	Grupo	GC	26,19	20,12	168	3,04
		GIC	24,68	18,58	161	2,87
	Momento *	Antes	28,98	20,82	164	3,19
		Depois	21,95	17,17	165	2,62
	Interação	GC (antes)	31,01	23,21	83	4,99
		GC (depois)	21,48	15,29	85	3,25
		GIC (antes)	26,90	17,95	81	3,91
		GIC (depois)	22,44	19,05	80	4,17
GL	Grupo	GC	9,02	9,59	182	1,39
		GIC	8,95	10,63	184	1,54
	Momento *	Antes	10,36	12,25	184	1,77
		Depois	7,59	7,11	182	1,03
	Interação	GC (antes)	9,63	10,59	92	2,16
		GC (depois)	8,39	8,46	90	1,75
		GIC (antes)	11,09	13,73	92	2,81
		GIC (depois)	6,80	5,41	92	1,11

* $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa para os fatores principais e para a interação)

Semelhante ao RMS 100 ms pós, o RMS calculado 200 ms pós-simulação do músculo TA sofreu efeito do fator principal grupo ($p < 0,001$) e do músculo GL ($p = 0,006$) do fator momento. No músculo TA, a variável foi maior no GC do que no GIC (Tabela 16). No músculo GL, a redução após a fadiga encontrada 100 ms pós-simulação permaneceu no intervalo de 200 ms pós-simulação (Tabela 16).

Tabela 16 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 200 ms pós-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos

			Média	DP	N	IC
TA	Grupo *	GC	12,20	11,84	181	1,72
		GIC	8,86	5,91	182	0,86
	Momento	Antes	10,84	9,46	184	1,37
		Depois	10,21	9,53	179	1,40
	Interação	GC (antes)	12,52	11,50	92	2,35
		GC (depois)	11,87	12,23	89	2,54
		GIC (antes)	9,16	6,48	92	1,32
		GIC (depois)	8,56	5,29	90	1,09
FL	Grupo	GC	28,71	17,19	183	2,49
		GIC	30,72	16,43	176	2,43
	Momento	Antes	29,64	17,19	178	2,53
		Depois	29,75	16,51	181	2,41
	Interação	GC (antes)	29,15	18,28	92	3,74
		GC (depois)	28,26	16,10	91	3,31
		GIC (antes)	30,16	16,03	86	3,39
		GIC (depois)	31,26	16,87	90	3,49
FC	Grupo	GC	46,05	22,90	165	3,49
		GIC	46,28	26,37	160	4,09
	Momento	Antes	47,55	24,54	161	3,79
		Depois	44,80	24,72	164	3,78
	Interação	GC (antes)	49,71	25,72	81	5,60
		GC (depois)	42,52	19,31	84	4,13
		GIC (antes)	45,36	23,23	80	5,09
		GIC (depois)	47,20	29,29	80	6,42
GL	Grupo	GC	21,81	19,23	182	2,79
		GIC	23,45	13,30	184	1,92
	Momento *	Antes	25,00	19,05	184	2,75
		Depois	20,24	13,09	182	1,90
	Interação	GC (antes)	24,03	22,76	92	4,65
		GC (depois)	19,55	14,56	90	3,01
		GIC (antes)	25,98	14,49	92	2,96
		GIC (depois)	20,91	11,52	92	2,35

* $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa para os fatores principais e para a interação)

A cocontração entre os músculos TA e FL nos três intervalos de tempo, 100 ms pré-simulação ($p < 0,001$), 100 ms pós-simulação e ($p = 0,004$) e 200 ms pós-simulação ($p = 0,002$), sofreu efeito do fator grupo. Neste caso, o GIC apresentou valores menores do que o GC (Tabela 17).

Para o fator momento, somente a cocontração 100 ms pré-simulação ($p=0,004$) sofreu efeito da indução à fadiga. Após a fadiga, houve o aumento da variável (Tabela 17).

Para interação entre os fatores, encontrou-se p-valor de 0,058. Neste caso, uma vez que o resultado está no intervalo de até 5 pontos percentuais acima do valor p adotado, considerou-se o mesmo próximo do limite de aceitação e o resultado tende a ser significativo. No intervalo 100 ms pré-simulação, o GC apresentou maior ($p=0,004$) valor de cocontração antes do processo de indução à fadiga do que depois (Tabela 18), além disso o GC depois da fadiga ($p<0,001$) apresentou maior nível de cocontração do que o GIC depois da fadiga (Tabela 17).

Tabela 17 - Média, Desvio Padrão (DP) e intervalo de confiança (IC) do RMS (%CIVM) calculado 200 ms pós-simulação dos músculos Tibial anterior (TA), Fibular Longo (FL), Fibular Curto (FC) e Gastrocnêmio Lateral (GL) dos grupos Controle (GC) e Instabilidade Crônica de Tornozelo (GIC) antes e depois da indução à fadiga segundo análise dos fatores principais, Grupo e Momento, e para a Interação de ambos

			Média	DP	N	IC
Cocontração TA:FL 100 ms pré-simulação (% CIVM)	Grupo *	GC	44,25	35,97	182	5,23
		GIC	32,99	20,02	178	2,94
	Momento *	Antes	34,33	24,17	180	3,53
		Depois	43,05	33,85	180	4,95
	Interação *	GC (antes)	37,05#	28,77	92	5,88
		GC (depois)	51,61#\$	40,95	90	8,46
		GIC (antes)	31,47	17,88	88	3,74
		GIC (depois)	34,48\$	21,91	90	4,53
Cocontração TA:FL 100 ms pós-simulação (% CIVM)	Grupo *	GC	56,77	40,29	181	5,87
		GIC	45,80	29,88	174	4,44
	Momento	Antes	51,29	34,84	180	5,09
		Depois	51,50	37,15	175	5,50
	Interação	GC (antes)	54,79	36,06	92	7,37
		GC (depois)	58,82	44,36	89	9,22
		GIC (antes)	47,63	33,32	88	6,96
		GIC (depois)	43,93	25,96	86	5,49
Cocontração TA:FL 200 ms pós-simulação (% CIVM)	Grupo *	GC	58,69	42,72	182	6,21
		GIC	47,14	24,81	176	3,66
	Momento	Antes	54,99	34,81	180	5,08
		Depois	51,01	36,18	178	5,32
	Interação	GC (antes)	60,35	40,08	92	8,19
		GC (depois)	56,99	45,43	90	9,39
		GIC (antes)	49,38	27,40	88	5,72
		GIC (depois)	44,89	21,84	88	4,56

* $p<0,05$ (diferença estatisticamente significativa para os fatores principais e para a interação)

# $p<0,05$ (diferença estatisticamente significativa relacionada a interação intragrupos)

\$ $p<0,05$ (diferença estatisticamente significativa relacionada a interação intergrupos)

5.2.2. Discussão

Este estudo investigou a EMG de músculos que cruzam a articulação do tornozelo durante a simulação da entorse lateral, antes e após um protocolo de exercícios extenuantes, a fim de compreender os efeitos da fadiga muscular sobre a estabilidade dinâmica articular.

O delineamento experimental adotado permitiu investigar o efeito da fadiga muscular sobre o comportamento dos músculos estudados na simulação da entorse, analisar as diferenças entre portadores e não portadores de instabilidade crônica do tornozelo e estudar a repercussão da fadiga muscular em ambos os grupos. A discussão deste procedimento experimental será realizada a partir de tais pontos.

A fadiga muscular afetou o comportamento dos músculos analisados. Em resposta a fadiga, os músculos fibulares longo e curto e gastrocnêmio lateral diminuíram a intensidade de contração, logo após, a simulação da entorse. Os músculos tibial anterior e gastrocnêmio lateral apresentaram retardo da resposta motora. Já o músculo tibial anterior aumentou a intensidade de contração nos instantes que antecederam a simulação da entorse.

Os grupos estudados possuem diferenças inerentes à condição do tornozelo. Os portadores de tornozelos instáveis apresentaram retardo da ação do músculo fibular longo, redução do recrutamento do músculo tibial anterior e menor cocontração entre os músculos tibial anterior e fibular longo antes, durante e após a simulação.

A condição do tornozelo afetou as manifestações oriundas da fadiga. Após a indução da fadiga, as atletas portadoras de tornozelos estáveis aumentaram a ativação do músculo fibular curto nos instantes que antecederam a simulação da entorse. Comportamento diferente foi encontrado nas voluntárias portadoras de tornozelos instáveis, as quais reduziram a ação deste músculo neste momento. Além disso, nos tornozelos estáveis, o nível de cocontração entre os músculos tibial anterior e fibular longo aumentou no mesmo período.

A diminuição da EMG dos músculos fibulares na simulação da entorse após fadiga muscular encontrada no presente estudo corroboram com os achados de estudos prévios com metodologia semelhante (JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSK, 2009). O decréscimo dos valores RMS é um indicativo da diminuição da capacidade de recrutamento das unidades motoras, que resulta das alterações do estímulo neural que chega ao músculo. Tal comportamento traduz a redução progressiva da

velocidade e frequência da condução do impulso voluntário aos motoneurônios durante o exercício em resposta à fadiga (ASCENÇÃO et al., 2003).

Ainda que as contribuições das mudanças espinhais e supra-espinhais para o desenvolvimento da fadiga não tenham sido estudadas, os resultados dos valores RMS indicam sua possível influência (ASCENÇÃO et al., 2003). Fatores periféricos também podem estar relacionados à queda da magnitude e da amplitude do sinal EMG (NUMELA et al., 2009) uma vez que a sensibilidade do reflexo de estiramento passivo é reduzida após exaustivos ciclos de alongamento-encurtamento (NICOL et al., 1996). Além disso, o acúmulo de bioprodutos provenientes de exercícios anaeróbios, utilizados no presente estudo, podem influenciar o feedback aferente do músculo e a função do fuso muscular. Segundo Shaw et al. (2008), a fadiga muscular promove a ativação de nocirreceptores e a liberação de sinalizadores inflamatórios que alteram e diminuem o padrão de disparo dos fusos musculares. Consequentemente, será alterado o recrutamento das unidades motoras, a excitação dos motoneurônios e a produção de força (DUCHATEAU; HAINAUT, 1993).

Uma vez que a fadiga diminui o *feedback* do sistema neuromuscular para a articulação no qual os músculos em falência estão localizados pode-se considerar que o aumento do tempo de latência dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio lateral é resultado deste processo. Este resultado é controverso nos estudos a respeito do assunto (BENESCH et al., 2000; WILSON; MADIGAN, 2007; JACKSON; GUTIERREZ; KAMINSK, 2009). Benesch et al. (2000), ao utilizar protocolo dinâmico composto por 2 minutos de *skip* para análise da influência da fadiga sobre a atividade muscular após a simulação da entorse, encontraram resultados semelhantes aos do presente estudo, aumento da latência dos músculos fibulares. Já Wilson e Madigan (2007), ao analisarem o efeito da fadiga induzida por contrações concêntricas controladas por um dinamômetro isocinético em homens e mulheres fisicamente ativos sem história de entorse de tornozelo, encontraram manutenção do tempo de latência dos músculos fibulares longo e curto após a indução à fadiga. Jackson; Gutierrez; Kaminsk (2009) apontam redução da latência dos músculos fibulares longo e curto após fadiga induzida por meio de um protocolo com contrações excêntricas dos músculos eversores do tornozelo.

O aumento do RMS dos músculos tibial anterior e fibular curto, associado à maior cocontração entre os músculos tibial anterior e fibular longo, nos instantes que antecederam à simulação da entorse, podem ser considerados mecanismos

compensatórios positivos desencadeados após o processo de fadiga. Este comportamento ocorreu somente nas atletas portadoras de tornozelos saudáveis. Já as atletas com tornozelos instáveis reduziram a pré-ativação do músculo fibular curto após a fadiga. O comportamento do músculo foi antagônico quando se verifica a resposta dos dois grupos. Antes da fadiga a pré-ativação do músculo fibular curto foi maior nos tornozelos instáveis do que nos tornozelos estáveis, já após a fadiga o resultado se inverteu.

A pré-ativação muscular regula a produção de força contribuindo para o aumento da rigidez muscular (HORITA et al., 2012). Justamente neste instante, as atletas portadoras de tornozelos estáveis apresentaram mecanismo compensatório que não foi encontrado nos tornozelos instáveis: o aumento da cocontração muscular. A cocontração aumenta efetivamente a rigidez articular (MOORE et al., 2002). A cocontração aumentada entre os músculos tibial anterior e fibular longo, nos instantes que antecedem a simulação da entorse nos tornozelos estáveis, representa uma estratégia que busca aumentar a rigidez articular, favorecendo o aumento do contato entre as superfícies articulares. Consequentemente contribui de forma positiva para aumentar a capacidade da articulação resistir as cargas externas (AQUINO et al., 2004). Os níveis de cocontração foram maiores, pois a intensidade de ativação do músculo tibial anterior aumentou nestes instantes.

Da mesma forma aumentou a contribuição do músculo fibular curto. Uma vez que os músculos fibulares são responsáveis por resistir excentricamente às entorses em inversão (KARLSSON, ANDREASSON, 1992; EBIG et al., 1997; VAES; DUQUET; GHELUWE, 2002; GRUNEBERG; NIEUWENHUIJZEN; DUYSSENS, 2003; PACHECO; VAZ; PACHECO, 2005a; SHETH et al., 1997; KONRADSEN, VOIGT, HOJSGAARD, 1997; LYNCH et al., 1996) tal mecanismo pode contribuir para o reposicionamento articular após a perturbação.

O presente estudo optou por analisar o efeito da fadiga muscular sobre a instabilidade crônica articular por meio de um protocolo formado por exercícios exaustivos e intensos. Desta forma, obtém-se informações mais relevantes relacionadas às mudanças que ocorrem durante situações reais de treinamento e competição (WIKSTROM; POWERS; TILLMAN 2004). Os protocolos compostos por contrações concêntricas e/ou excêntricas em dinamômetros isocinéticos privilegiam a realização de movimentos em cadeia cinética aberta e o trabalho de articulações e grupos musculares isolados. Reconhecer o comportamento dos músculos estudados,

a partir desta perspectiva, favorece a compreensão acerca dos efeitos da fadiga muscular sobre a instabilidade crônica articular em situações próprias da prática esportiva. Facilitando, a partir daí o desenvolvimento de medidas preventivas, de estratégias de reabilitação e treinamento, baseados no conhecimento acerca da influência da fadiga muscular sobre a estabilidade articular dinâmica.

5.3. Influência do alongamento muscular estático na estabilidade articular

5.3.1. Resultados

O presente experimento verificou o efeito da realização do exercício de alongamento dos músculos fibulares longo e curto sobre a resposta de ambos à simulação da entorse lateral do tornozelo.

A Figura 28 ilustra a média do envoltório linear dos músculos fibular longo e fibular curto de uma voluntária registrados na simulação da entorse do tornozelo antes e após alongamento de ambos.

Figura 28 – Ilustração da média do envoltório linear dos músculos Fibular Curto e Fibular Longo de uma voluntária registrado durante a simulação da entorse lateral do tornozelo pré (n=5) e pós (n=5) exercício de alongamento dos músculos eversores

Após a realização do exercício de alongamento muscular os tempos de latência dos músculos fibular curto ($p=0,003$) e fibular longo ($p=0,001$) aumentaram na simulação da entorse lateral do tornozelo (Tabela 18).

Figura 29 – Ilustração da mediana do tempo de latência dos músculos fibular curto e fibular longo registrado durante a simulação da entorse lateral do tornozelo pré (n=100) e pós-exercício (n=100) de alongamento dos músculos eversores (Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa))

O RMS calculado 100 ms após a simulação diminuiu em ambos os músculos (FC, $p = 0,001$ e FL, $p = 0,001$, Tabela 18). As demais variáveis analisadas não sofreram efeito da intervenção.

Tabela 18 - Análise descritiva [mediana (1º quartil/ 3º quartil)] das variáveis tempo de latência, RMS no intervalo 100 ms pré-queda (RMS_pre_100), RMS no intervalo 100ms pós-queda (RMS_pos_100) e RMS no intervalo 200ms pós-queda (RMS_pos_200) dos músculos fibulares longo e curto registrados na simulação da entorse lateral antes e depois do exercício de alongamento

			Mediana	1º quartil	3º quartil
FC	latência (ms) *	antes	66	58	73
		depois	73	64	78
	100ms_pre	antes	4,88	2,83	6,16
		depois	4,52	2,38	6,16
	100ms_pos *	antes	22,84	16,77	33,93
		depois	15,61	10,98	25,40
FL	200ms_pos	antes	52,44	44,98	62,14
		depois	41,89	37,63	59,22
	latência (ms) *	antes	70	54	78
		depois	79	67	92
	100ms_pre	antes	2,38	1,35	3,36
		depois	2,33	1,68	3,06
	100ms_pos *	antes	25,05	15,11	39,86
		depois	18,16	12,22	22,53
	200ms_pos	antes	50,41	41,87	63,24
		depois	46,03	39,12	55,30

Onde * indica $p < 0,05$ (diferença estatisticamente significativa)

5.3.2. Discussão

Os resultados do presente experimento apontam que o exercício de alongamento estático passivo dos músculos fibulares curto e longo aumentam o tempo de latência e reduzem a intensidade do sinal eletromiográfico de ambos os músculos na simulação da entorse lateral do tornozelo. Recomendações atuais preconizam que o exercício de alongamento muscular não deve ser a única forma de aquecimento antes da prática de exercícios físicos, uma vez que sua realização tem efeitos negativos sobre a capacidade do músculo produzir força máxima e força explosiva (SIMIC; SARABON; MARKOVIC, 2013). O retardo da resposta muscular e a diminuição da sua intensidade imediatamente após a simulação da entorse indicam que, além do prejuízo sobre a produção de força muscular, o exercício de alongamento estático pode comprometer os mecanismos associados à estabilidade dinâmica articular.

Benesch et al. (2000), ao analisarem a confiabilidade da medida do tempo de latência dos músculos fibulares durante a simulação da entorse lateral do tornozelo, investigaram secundariamente a influência de fatores intrínsecos, entre eles, o exercício de alongamento muscular. Diferente do resultado encontrado no presente estudo, o tempo de latência não sofreu alteração do alongamento muscular prévio. A discordância entre os resultados pode estar relacionada as diferenças entre os desenhos experimentais. Inicialmente os voluntários de Benesch et al. (2000) participaram do experimento que analisou a influência do aquecimento muscular (pedalar em um ciclo ergômetro por 5 minutos) sobre o tempo de latência dos músculos fibulares na simulação da entorse. Após, passaram por uma série de exercícios de alongamento muscular do tipo contração-relaxamento dos músculos fibular longo e curto (duração de 5 minutos) e após novamente foram submetidos à simulação da entorse. Nesse caso, o aquecimento reduziu a latência do músculo fibular curto (65 ms para 64 ms), mas, após o exercício de alongamento, a latência retornou para seu valor inicial. Optamos por não realizar qualquer atividade prévia ao alongamento muscular (ALTER, 1999), pois desta forma não seria possível reconhecer a influência de cada um dos fatores testados sobre a resposta a simulação.

Atualmente os estudos a respeito do tema focam suas análises no momento ideal para realização do exercício de alongamento muscular durante a prática de exercícios físicos considerando sua influência na capacidade do músculo produzir

força (AVELA; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1999; FOWLES; SALE; MACDOUGALL, 2000; BLAZEIVICH, 2009). Diversos estudos reunidos em revisões atuais (MCHUGH; COSGRAVE, 2010; GARBER et al., 2011; SIMIC; SARABON; MARKOVIC, 2013) apontam que independente do nível de treinamento, da idade, e do sexo, a sua realização compromete a produção de força muscular. Assim, abordaremos inicialmente este tema para discutir os achados do presente experimento.

A redução da capacidade de gerar força muscular após o alongamento muscular ocorre pela combinação entre fatores oriundos da alteração do controle neural e da morfologia muscular. Os efeitos imediatos são oriundos dos mecanismos de controle de diversas estruturas neuromusculares, já os efeitos tardios relacionam-se à viscoelasticidade do material que resulta nas deformações elásticas e plásticas do tecido muscular (FOWLES; SALE; MACDOUGALL, 2000). A resposta encontrada no presente estudo parece estar relacionada aos efeitos imediatos, ou seja, aqueles envolvidos aos aspectos neuromusculares.

Avela; Kyröläinen; Komi (1999) encontraram, imediatamente após o alongamento estático passivo (1h de duração) dos músculos flexores plantares, redução de 23% do torque flexor plantar máximo; diminuição de 19,9% e 16,5% da média da EMG dos músculos gastrocnêmio e sóleo e queda de 43,8% do reflexo H. Após 15 minutos da finalização do procedimento, estes resultados retornaram para os níveis pré-alongamento. A queda da força muscular associada à menor atividade eletromiográfica durante a CIVM e, o menor reflexo H indicam que a redução do estímulo neural é o principal fator responsável pelo prejuízo na produção de força muscular. Neste caso, os autores afirmam que a diminuição do reflexo H ocorre pela redução da excitação dos aferentes Ia para os motoneurônios α pela diminuição da descarga de repouso dos fusos musculares. A diminuição da descarga de repouso dos fusos musculares afeta não só a produção de força, mas ao analisarmos a estabilidade dinâmica articular, esta grandeza também pode sofrer prejuízos.

A propriocepção é um dos mecanismos neuromusculares responsáveis pelo controle da estabilidade articular (AQUINO et al., 2004), assim a resposta inicial à simulação da entorse do tornozelo sofre influência do reflexo de estiramento dos músculos fibular curto e longo. As altas velocidades de movimento de inclinação impostas a articulação do tornozelo durante a simulação ativam as vias aferentes do fuso muscular. O atraso da resposta muscular e a sua menor intensidade sinalizam que o exercício de alongamento alterou o *input* neural para o músculo alongado

possivelmente em função da menor sensibilidade do fuso muscular (AVELA; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1999; FOWLES; SALE; MACDOUGALL, 2000). A diminuição da atividade reflexa, aspecto neuromuscular, reduz o *stiffness* muscular (TAYLOR et al., 1990). Avela; Kyröläinen; Komi (1999) sugerem que o exercício de alongamento muscular diminui a sensibilidade das fibras intrafusais às mudanças do comprimento das fibras extrafusais em função da alteração mecânica promovida pelo alongamento muscular sobre os elementos passivos do músculo. Blazeovich et al. (2012) apontam que, durante o alongamento muscular estático, o aumento de amplitude de movimento articular advém do aumento do comprimento dos fascículos e do tendão, sendo que o estiramento dos fascículos musculares contribui de forma mais efetiva do que dos tendões.

No presente estudo, não foi monitorada a amplitude de movimento do tornozelo além dos fatores mecânicos relacionados ao exercício de alongamento muscular estático, uma vez que o principal objetivo foi monitorar os mecanismos neurofisiológicos relacionados à estabilização articular dinâmica. Além disso, a força aplicada não foi controlada, mas realizada por um mesmo profissional especializado. Desta forma, aproximamos o delineamento experimental da prática de exercícios físicos habituais e verificamos os efeitos negativos do alongamento muscular estático sobre os aspectos neurofisiológicos. Contudo, não controlamos variáveis importantes para explicação dos nossos achados especialmente aqueles relacionados aos aspectos mecânicos, destacando a ADM inicial e final da articulação do tornozelo e, o *stiffness* muscular. Tais aspectos fazem parte das limitações do presente estudo.

Com interesse semelhante ao presente estudo Moss et al. (2011) analisaram a influência do exercício de alongamento muscular sobre a estabilidade articular do joelho. Nesse caso, o exercício de alongamento estático ativo dos músculos quadríceps e isquiotibiais não alteraram sua resposta durante a aterrissagem de um *drop jump* (47 cm). Foram investigados os efeitos agudo, após a primeira sessão, e o crônico, após 14 dias consecutivos, de alongamento dos músculos quadríceps e isquiotibiais (5 repetições, durante 30 s com intervalo de 5 a 10 s). Segundo os autores, a pré-ativação muscular pode explicar a falta de interferência do alongamento estático sobre a contração muscular no momento da aterrissagem. Ainda que o foco do estudo de Moss et al. (2011) fosse semelhante ao presente estudo, a natureza das tarefas a que os voluntários foram submetidos são diferentes. No presente estudo, não foi encontrada atividade muscular antecipatória a simulação da entorse, fato

constatado por meio da inspeção visual dos dados e pelo processamento matemático, ou seja, os valores do RMS 100 ms pré-simulação foram semelhantes antes e após o exercício de alongamento muscular. Assim, a pré-atividade não foi um fator que interferiu na resposta motora após a perturbação. A pré-atividade, comum em situações esperadas como no *drop*, não ocorreu durante a simulação da entorse.

Uma vez que os mecanismos para restauração da estabilidade articular após uma determinada perturbação dependem do tempo de resposta, compreendemos que a influência do exercício de alongamento sobre a produção de força muscular explosiva assemelha-se a repercussão do alongamento sobre a estabilidade dinâmica articular. Simic; Sarabon; Markovic (2013) apontam que o exercício de alongamento muscular estático realizado isoladamente afeta o salto vertical, o sprint, o arremesso e a taxa de desenvolvimento de força em contrações isométricas de forma mais acentuada nos tempos de exposição maiores do que 45s. Segundo os autores, a redução do *stiffness* muscular prejudica a transmissão de força na unidade músculo-tendão comprometendo a capacidade de desenvolver força rápida. Stewart et al. (2007) e Taylor et al. (2009) apontam que a combinação entre aquecimento muscular prévio e alongamento muscular pode minimizar os efeitos negativos do alongamento muscular sobre a força explosiva. Esta combinação pode beneficiar adicionalmente os processos de estabilização dinâmica articular.

Assim, para que a prática do exercício de alongamento muscular possa alcançar seus efeitos positivos (PHILLIPS e KENNEDY, 2012), há a necessidade de novos estudos acerca do seu uso no dia a dia durante o treinamento físico e esportivo considerando que sua realização pode alterar de forma aguda os mecanismos envolvidos no controle da estabilidade dinâmica articular.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os procedimentos experimentais adotados no presente estudo sofrem limitações que precisam ser pontuadas para adequada interpretação dos resultados encontrados. A apresentação das limitações será realizada inicialmente para o procedimento experimental 1, Instabilidade Crônica de Tornozelo e Locomoção e a seguir para os procedimentos 2 e 3, Instabilidade Crônica de Tornozelo e Fadiga Muscular e Exercício de alongamento muscular e Estabilidade articular.

Com objetivo de compreender a repercussão da instabilidade crônica de tornozelo sobre a locomoção, foi proposto o experimento 1. A análise do andar, correr e saltar foi realizada em ambiente de laboratório composto por um espaço físico limitado, dividido entre os equipamentos, as bancadas que acomodam os computadores e os pesquisadores responsáveis pelo gerenciamento das coletas experimentais. Este espaço não se assemelha aos ambientes cotidianos no qual as voluntárias andam, correm e saltam acarretando assim efeito retroativo característico de pesquisas laboratoriais.

Para minimizar tais problemas, foi utilizado um percurso longo o bastante para a voluntária iniciar o movimento a partir da voz de comando de um pesquisador, alcançar a velocidade utilizada cotidianamente e desacelerar para retornar ao ponto inicial. O percurso total é de 6m, a 3m do início está a plataforma de força e após há mais 3m disponíveis. As voluntárias iniciavam do ponto 0 (zero), eram orientadas a andar e correr em velocidade autosselecionada e não recebiam qualquer informação acerca da plataforma de força disposta ao longo do trecho percorrido. As câmeras do sistema de análise Vicon estavam dispostas ao redor do espaço de coleta não interferindo no percurso utilizado. Além disso, passaram pelo procedimento de familiarização o qual contribui para a diminuição do efeito retroativo.

O desenvolvimento das tarefas com 16 marcadores reflexivos posicionados em pontos anatômicos dos membros inferiores também pode caracterizar uma fonte de efeito retroativo. Procurou-se fixá-los firmemente à pele para que não ocorresse qualquer tipo de deslocamento e/ou preocupação com o desprendimento destes durante a realização do andar, correr e saltar minimizando desta forma as perturbações que pudessem ocorrer pela utilização dos mesmos.

Além disso, optou-se pela análise do andar, correr e saltar com as voluntárias descalças. Tal estratégia foi adotada para possibilitar o posicionamento dos marcadores exatamente sobre as estruturas anatômicas do pé e tornozelo garantindo

que a mensuração realizada reproduzisse exatamente os movimentos das articulações locais. Contudo, sabe-se que a realização das tarefas propostas em um grupo que não apresenta familiarização para andar, correr e saltar sem o uso do calçado resultará em respostas da FRS e da cinemática próprias da locomoção descalça que diferem da condição calçada (SERRÃO, 1999). Na corrida descalça tem-se, por exemplo, o aumento do primeiro pico da FRS vertical (AZEVEDO, 2013) e o aumento flexão plantar no tornozelo (DE WIT; DE CLERCQ; DAERTS, 2000). Para minimizar tal interferência, as análises foram realizadas após familiarização dentro de cada condição.

A falta de controle da velocidade do andar e correr é mais um fator limitante do presente estudo. Optou-se por não impor uma velocidade diferente do habitual pois esta poderia alterar o movimento comumente desenvolvido. Desta forma, foi adotada a velocidade autosselecionada. No salto com contramovimento também não foi controlada a altura alcançada. Em ambos os casos a familiarização com o procedimento experimental procurou minimizar o efeito da falta de padronização.

Nos procedimentos experimentais 2 e 3, nos quais o objetivo foi verificar a resposta dos músculos que cruzam o tornozelo durante a entorse, antes e após um protocolo de fadiga e de exercícios de alongamento muscular, a realização da simulação em um único eixo, correspondente a inversão caracteriza-se como fator limitante. A literatura atual (FONG et al., 2009; MOK et al., 2011; KRISTIANSUND; BAHR; KROSSHAUG, 2011; FONG et al. 2012) destaca o movimento de inversão associado a rotação interna do pé como elemento importante do mecanismo de lesão da entorse.

Durante o procedimento de indução à fadiga adotamos a normalização da EMG pela CIVM. A resistência imposta durante a realização do procedimento não foi controlada pela impossibilidade de realizar movimentos como a dorsiflexão e inversão em equipamentos que permitissem reconhecer a carga aplicada.

Algumas considerações a respeito da simulação da entorse são necessárias para a conclusão acerca da resposta motora a esta perturbação. A simulação da entorse lateral do tornozelo é um método que permite investigar a resposta muscular em uma tarefa semelhante ao mecanismo de lesão local. Uma vez que a natureza da perturbação é característica do mecanismo de lesão da entorse lateral do tornozelo e, não envolve atividades ou movimentos utilizados nas funções cotidianas, a

extrapolação dos achados para explicação do comportamento de outras articulações deve ser realizada com cautela.

Em relação ao exercício de alongamento dos músculos eversores do tornozelo, não foi controlada a força aplicada durante sua execução. Uma vez que não se tem equipamentos disponíveis para controlar esta variável, utilizou-se como limiar a sensação provocada pelo estiramento de ambos os músculos sem causar desconforto ou dor.

7. CONCLUSÃO

A abordagem Biomecânica adotada no presente estudo permitiu investigar a influência da instabilidade articular sobre a locomoção humana além de possibilitar o reconhecimento dos ajustes neuromusculares desenvolvidos após fadiga e alongamento muscular.

Na locomoção portadores de instabilidade crônica do tornozelo apresentam aumento da amplitude de movimento disponível fato que pode contribuir para a sobrecarga dos restritores passivos e agravamento da condição. Ajustes são realizados pelos músculos que cruzam as articulações dos membros inferiores gerando o posicionamento mais horizontalizado do pé e o aumento da flexão e diminuição da rotação externa do joelho. A alteração da modulação temporal da FRS aponta estratégias compensatórias para o controle das acelerações dos segmentos corporais.

Na simulação da entorse do tornozelo após fadiga muscular as estratégias compensatórias desenvolvidas por portadores de articulações saudáveis privilegiam as respostas antecipatórias a perturbação que contribuem para o reposicionamento do complexo tornozelo-pé e para a rigidez articular. A incapacidade de desenvolver estratégias para proteção articular pode ser um dos fatores que contribuem para o desenvolvimento e/ou agravamento da instabilidade crônica articular.

Na simulação da entorse do tornozelo após alongamento muscular os músculos eversores do tornozelo responderam mais tarde e com menor intensidade de ação.

Diante do exposto destacamos que as estratégias desenvolvidas por portadores de instabilidade crônica durante a locomoção e, em resposta a simulação da entorse lateral em condições de fadiga muscular, devem ser profundamente estudadas em futuras pesquisas. Isto se justifica em virtude de uma grande pergunta ainda não esclarecida claramente: As estratégias de gerenciamento adotadas na condição de instabilidade crônica do tornozelo, encontradas no presente trabalho, representam os fatores causais ou ocorrem em consequência às entorses de repetição? A resposta desta pergunta pode futuramente refinar ainda mais as estratégias de ações profiláticas e de reabilitação em pacientes com instabilidade crônica no tornozelo. A utilização de ferramentas da Biomecânica é essencial para auxiliar na resolução deste questionamento.

8. REFERÊNCIAS

ALTER, M. J. **Ciência da Flexibilidade**. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Position stand: the recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 6, p. 975-91, 1998.

AQUINO, C. F. et al. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **Revista Brasileira de Ciências e Movimento**, v. 12 n. 2 p. 35-42, 2004

ASCENÇÃO, A. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, vol. 3, n. 1, P. 108–123, 2003.

AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P. K. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. **Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 4, p. 1283-91, 1985.

AZEVEDO, A. P. **Biomecânica da corrida: considerações acerca das adaptações dinâmicas e eletromiográficas desencadeadas pelo pé descalço e pelo uso do calçado minimalista**. São Paulo, 2013. 96f. Tese (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

BENESCH, S. et al. Reliability of peroneal reaction time measurements. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 15, n. 1, p. 21-8, 2000.

BEYNNON B. D.; MURPHY D. F., ALOSA D. M. Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 4. p. 376-80, 2002.

BLAZEVOICH A. J. et al. Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 9, p. 1446-55, 2012.

BONNEL, F. et al. Chronic ankle instability: Biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v.96, n. 1, p. 424-432, 2010.

BORG, G. **Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido** – São Paulo – Manole. p. 9, 33,52, 2000.

BROWN, C. et al. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 23, p. 822-31, 2008.

BROWN, C. Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 8, p. 1769-76, 2011.

BROWN, C.; BOWSER, B.; SIMPSON, K. J. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 1, p. 52-63, 2012.

CAMPBELL, B. The foot musculature of an Australian, a hawaiian, and a chinese. **American Journal of Physical Anthropology**, v. 21, n. 1, p. 19-28, 1936.

CAPOZZO, A. et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 10, n. 4, p. 171-178, 1995.

CAULFIELD, B. M.; GARRETT, M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. **International Journal of Sports Medicine**, v. 23, n. 1, p. 64-8, 2002.

COMEFFORD, M. J.; MOTTRAN, S. L. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. **Manual Therapy**, v. 6, n. 1, p. 3-14, 2001.

CORDOVA, M. L. et al. Cryotherapy and ankle bracing effects on peroneus longus response during sudden inversion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 2, p. 348-53, 2010.

DAVIS et al. A gait analysis data collection and reduction technique. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 10, n. 5, p. 575-87, 1991.

De NORONHA, M. et al. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). **Disability and Rehabilitation**, v. 30, n. 26, p. 1959-65, 2008.

DE WIT B., DE CLERCQ, D., AERTS, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 3, p. 269-78, 2000.

DELAHUNT E.; MONAGHAN K.; CAULFIELD B., Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 12, p. 1970-6, 2006.

DELAHUNT, E. et al. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 11, p. 2106-21, 2010.

DREWES, L. K. et al. (2009). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, n. 3, p. 375-88, 2005.

DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. **The Journal of physiology**, v 471, p. 787-99, 1993.

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. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 26, n. 2, p. 73-7, 1997.

EECHAUTE, C. et al. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. **Gait & Posture**, v. 30, n. 01, p. 82-6, 2009.

EECHAUTE, C. et al. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. **Journal of Athletic Training**, v. 42, n. 1, p. 60-5, 2007.

FERNANDES, N. et al. Reliability of the peroneal latency in normal ankles. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 350, p. 159-65, 1998.

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

FERRAN, N. A.; MAFFULLI, N. Epidemiology of Sprains of the Lateral Ankle Ligament Complex. **Foot and Ankle Clinics**, v. 11, n. 3, p. 659-662, 2006.

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

FONG, D. T. et al. Biomechanics of supination ankle sprain: a case report of an accidental injury event in the laboratory, **The American Journal of Sports Medicine**. v.37, n. 11, p. 822-27, 2009.

FONG, D. T. et al. Televised tennis competitions kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: five cases from tennis competition. **The American Journal of Sports Medicine**. v.40, n. 11, p. 2627-32, 2012.

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

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

GARBER, C. E. et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 7, p. 1334-59, 2011.

GARBER, C. E. et al. Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparently Healthy Adults: Guidance for Prescribing Exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n.7, p. 1334-59, 2011.

GRIBBLE, P. A. et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 13, p. 1014–1018, 2014.

GROSS, M. T. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgments of joint position. **Physical Therapy**, v. 67, n. 10, p. 1505-9, 1987.

GRUNEBERG, C.; NIEUWENHUIJZEN P. H.; DUYSSENS J. Reflex responses in the lower leg following landing impact on an inverting and non-inverting platform. **The Journal of Physiology**, v. 550, n. pt 1, p. 985-93, 2003.

GUTIERREZ, G.M. et al. Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 1, p. 193-201, 2012.

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

HERTEL, J. Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain, **Sports Medicine**, v. 29, n. 5, p. 361-371, 2000.

HILLER, C. E. et al. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 45 n. 8, p. 660-72, 2011.

HILLER, C. E. et al. Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 87, n. 9, p. 1235-41, 2006.

HILLER, C. E.; KILBREATH, S. L.; REFSHAUGE, K. M. Chronic ankle instability: evolution of the model. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 2, p. 133-41, 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**, v. 101, n. 6, p. 511-19, 1996.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. São Paulo: Atheneu, 1993.

HORITA, T. et al. Exhausting stretch-shortening cycle (SSC) exercise causes greater impairment in SSC performance than in pure concentric performance. **European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology**, v.88, n.6, p. 527-34, 2002.

HOSEA, T. M.; CAREY, C. C.; HARRER, M. F. The gender issue: epidemiology of ankle injuries in athletes who participate in basketball. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 372 p. 45-9, 2000.

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

JAVED, A.; WALSH, H.P.J.; LEES, A. Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle. **Foot and Ankle Surgery**, v. 5, n. 3, p. 159-66, 1999.

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

KADADA, M. P. K.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 8, n. 3, p. 383-92, 1990.

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

KARLSSON, J.; WIGER, P. Longitudinal split of the peroneus brevis tendon and lateral ankle instability: treatment of concomitant lesions. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 4, p. 463-66, 2002.

KAY, A. D.; BLAZEVOICH, A. J. Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 4, p. 1249–1256, 2009.

KELLIS, E.; ARABATZI, F.; PAPADOPOULOS C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 13, n. 3, p. 229-38, 2003.

KNIGHT, A. C; WEIMAR, W. H. Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 20, n. 3, p. 321-32, 2011.

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

KONRADSEN L.; RAVN J.B. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. **International Journal of Sports Medicine**. v. 12, n. 3, p. 290-2, 1991.

KONRADSEN, L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.12, n.3, p. 199-203, 2002.

KONRADSEN, L., OLESEN, S., HANSEN, H. M. Ankle Sensorimotor Control and Eversion Strength after Acute Ankle Inversion Injuries. **The American Journal of Sports Medicine**, v.26, n. 1, p. 72-7. 1998.

KONRADSEN, L., VOIGT, M., HOJSGAARD C. Ankle inversion injuries, the role of dynamics mechanism. **The American Journal of Sports Medicine**, v.25, n.1, p. 54-8, 1997.

KONRADSEN, L.; RAVN, J.; B, SØRENSEN A. I. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. **Journal of Bone and Joint Surgery Br**, v. 75, n. 3, p. 433-6, 1993.

KRISTIANSLUND, E.; BAHR, R.; KROSSHAUG, T. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 14, p. 2576-8, 2011.

LEARDINI, A. et al. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. **Gait & Posture**. v. 25, n. 3, p. 453-62, 2007.

LIEBERMAN D. E. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 40, n. 2, p. 63-72, 2012.

LÖFVENBERG, G. R. et al. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 23, n. 4, p. 414-7. 2004.

LOUWERENS J.W. et al. Peroneus longus and tibialis anterior muscle activity in the stance phase. A quantified electromyographic study of 10 controls and 25 patients with chronic ankle instability. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 66, n. 6, p. 517-23, 1995.

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

MCHUGH M.P.; COSGRAVE C.H. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 20, n. 2, 169-81, 2010.

MENACHO, M. D. et al. The peroneus reaction time during sudden inversion test: systematic review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 4, p. 559-65, 2010.

MOK, K. et al. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 7, p. 1548-52, 2011.

MONAGHAN K.; DELAHUNT E.; CAULFIELD B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 21, n. 2, p. 168-74, 2006.

MOORE, B. D. et al. The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12 n. 5 p. 351-360, 2002.

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

MOREIRA, T. S.; SABINO, G. S.; RESENDE, M. A. Instrumentos clínicos de avaliação funcional do tornozelo: revisão sistemática. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.17, n.1, p.88-93, 2010.

MOREIRA, V.; ANTUNES, F. Ankle sprains: from diagnosis to management. The physiatric view. **Acta Médica Portuguesa**, v. 21, n. 3, p. 285-292, 2008.

MORRISON, K. E.; KAMINSKI, T. W. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. **Journal of Athletic Training**, v. 42, n. 1, p. 135-42, 2007.

MORRISON, K. E. et al. Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. **Foot & Ankle International**, v. 31, n. 11, p. 994-1000, 2010.

MOSS, W. R. et al. Static stretching does not alter pre and post-landing muscle activation. **Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology**, v. 3, n. 1, p. 9, 2011.

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

NUMMELA, A; RUSKO, H; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n.5, p.605-609, 1994.

OSBORNE et al. The Effect of Ankle Disk Training on Muscle Reaction Time in Subjects with a History of Ankle Sprain. **The American Journal of Sports Medicine**, vol. 29, no. 5, p. 627-32, 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**, v.11, n. 6, 2005a.

PACHECO, A. M.; VAZ, M. A.; PACHECO, I. Plataforma de inversão para simulação do evento de entorse de tornozelo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10, 2003, Ouro Preto. **Anais...** Belo Horizonte: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005b.

PHILLIPS, E. M.; KENNEDY, M.A. The exercise prescription: a tool to improve physical activity. **PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation**. v. 4, n. 11, p. 818-55, 2012.

PINTO M. et al. Prospective analysis of ice hockey injuries at the Junior A level over the course of one season. **Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy Of Sport Medicine**. v. 9, n. 2, p. 70-4, 1999.

POHL M.B., MESSENGER N., BUCKLEY J.G. Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 21, n. 2, p. 175–83, 2006.

RAMANATHAN et al. The effect of varying footwear configurations on the peroneus longus muscle function following inversion. **Foot (Edinburgh, Scotland)**, v. 21, n. 1, p. 31-6, 2011.

RIEMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The Sensorimotor System, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. **Journal of Athletic Training**, v.37, n. 1, p. 71-79, 2002 a.

_____. The Sensorimotor System, Part II: The physiologic basis of functional joint stability. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 1, p. 80-84, 2002 b.

RIEMANN, B. L.; MYERS J. B.; LEPHART S. M. Sensorimotor system measurement techniques. **Journal of Athletic Training**, v.37, n.1, p. 85-98, 2002.

ROBBINS, S. E., GOUW G. J. Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 2, p. 217-24, 1998.

SCHMIDT et al. Reconstruction of the lateral ligaments: do the anatomical procedures restore physiologic ankle kinematics? **Foot & Ankle International**, v. 25, n. 1, p. 31-36, 2004.

SCHMIDT et al. The Peroneal Reaction Time (PRT) – Reference Data in a Healthy Sample Population. **Foot & Ankle International**, v. 26, n. 5, p. 382-386, 2005.

SENIAM - Surface EletroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Recommendations for sensor locations on individual muscles Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 18 junho 2012.

SERRÃO, J. C. **Aspectos biomecânicos da influência do calçado esportivo na locomoção humana**. São Paulo, 1999. 164f. Tese (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

SHAW, M. Y.; GRIBBLE, P.A.; FRYE, J.L. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. **Journal of Athletic Training**; v.43, n.2, p.164–171, 2008.

SHETH, P. et al. Ankle disk training influents reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 4, p. 538-42, 1997.

SILVA, A. S; ABDALLA, R. J.; FISBERG, M. Incidence of musculoskeletal injuries in elite female basketball athletes. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 1, p. 43-6, 2007.

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**, v. 12, n. 2, p. 85-9, 2006.

SIMIC L.; SARABON N.; MARKOVIC, G. Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review. **Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports**, v. 23: n. 2, p. 131–148, 2013.

SOLOMONOW, M. Sensory – Motor control of ligaments and associate neuromuscular disorders. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, p. 6, p. 549-67, 2006.

SPAULDING, S.J.; LIVINGSTON, L.A.; HARTSELL, C. The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles. **Gait & Posture**, v. 17, n. 2, 152-8, 2003.

STANISLAW, S. et al. Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. **European Journal of Applied Physiology And Occupational Physiology**, v. 110, n. 3, p. 489-98, 2010.

STEWART, M. et al. Warm-up or stretch as preparation for sprint performance? **Journal of Science and Medicine in Sport/ Sports Medicine Australia**. v. 10, n. 6, p. 403-10, 2007.

TANAKA, H.; MASON, L. Chronic ankle instability. **Orthopaedics and Trauma**, v. 25, n. 4, p. 269-78, 2011.

TAYLOR, D. C. et al. Viscoelastic properties of muscle–tendon units. The biomechanical effects of stretching. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 3, p. 300-9, 1990.

TAYLOR, K. L. et al. Negative effect of static stretching restored when combined with a sport specific warm-up component. **Journal of Science and Medicine in Sport/ Sports Medicine Australia**, v. 12, n. 6, p. 657-61, 2009.

TOURNÉ, Y. et al. Chronic ankle instability. Which tests to assess the lesions? Which therapeutic options? **Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR**, v. 96, n. 4, p. 433-46, 2010.

UĞURLU, M. et al. Anatomy of the lateral complex of the ankle joint in relation to peroneal tendons, distal fibula and talus: a cadaveric study. **Joint Diseases & Related Surgery**, v. 21, n. 3, p. 153-8, 2010.

VAES, P.; DUQUET, W.; GHELUWE, B. V. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 4, p. 475-80, 2002.

VALDERRABANO, V. et al. Ligamentous posttraumatic ankle osteoarthritis. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 4, p. 612-20, 2005.

WADE, G. M.; JONES, G. The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. **Physical Therapy**, v. 77, n. 6, p. 619-628, 1997.

WIKSTROM E.A.; POWERS, M.E.; TILLMAN, M.D. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. **Journal of Athletic Training**, v.39, n.3, p.247–253, 2004.

WILLENS ET AL. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. **Gait & Posture**, v. 21, n. 4, p. 379-87, 2005.

WILSON, E. L.; MADIGAN, M. L. Effects of fatigue and gender on peroneal reflexes elicited by sudden ankle inversion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 2, p. 160-6, 2007.

WOLTRING, H. J. A Fortran package for generalized, cross-validation spline smoothing and differentiation. **Advances in Engineering Software**. v. 8, n. 2, p. 104-13, 1986.

WOODS C., HAWKINS R., HULSE M., HODSON A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. **British Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 3, p. 233-8, 1994.

WRIGHT, I. C. et al. The influence of foot positioning on ankle sprains. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 05, p. 513-519, 2000.

YEUNG, M. S. et al. An epidemiological survey on ankle sprain. **British Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 2, p. 112-6, 1994.

ZAMPIERI, C.; ALMEIDA, G. L. Instabilidade funcional do tornozelo: controle motor e aplicação fisioterapêutica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 7, n. 2, p. 101-14. 2003.

9. ANEXOS

Anexo 1 - Parecer consubstanciado do CEP

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO												
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP												
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA Título da Pesquisa: Estabilidade articular: uma abordagem Biomecânica Pesquisador: Julio Cerca Serrão Área Temática: Versão: 1 CAAE: 06899512.5.0000.5391 Instituição Proponente: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo - EEFE /												
DADOS DO PARECER Número do Parecer: 133.682 Data da Relatoria: 30/08/2012 Apresentação do Projeto: O projeto está muito bem apresentado e justificado. A introdução é clara e fornece subsídios para a importância do projeto. O projeto é importante para a área da Biomecânica e é exequível. Objetivo da Pesquisa: O projeto apresenta como objetivo principal analisar o papel dos músculos eversores e Inversores do complexo tornozelo-pé na preparação, manutenção e restauração da estabilidade articular. Como objetivos secundários descrever a função do músculo fibular terceiro no andar, no correr e no salto com contra-movimento; 2. Descrever o tempo de reação, a sequência de ativação e a magnitude do sinal eletromiográfico dos músculos eversores e Inversores do complexo tornozelo-pé em resposta a simulação de uma entorse em inversão em portadores de instabilidade articular do complexo tornozelo-pé e indivíduos saudáveis; 3. Analisar a Influência da fadiga e do alongamento muscular sobre a resposta reflexa muscular; 4. Analisar variáveis Cinemáticas, Cinéticas e Eletromiográficas na locomoção de portadores de instabilidade articular do tornozelo. 5. Determinar fatores que contribuem para a instabilidade articular do complexo tornozelo-pé; Avaliação dos Riscos e Benefícios: O estudo descreverá a ação dos músculos fibular terceiro, fibular longo, tibial anterior e gastrocnêmio lateral durante o andar, o correr e o salto vertical. O estudo da função destes músculos pode trazer estratégias mais adequadas para prevenção da entorse e, para a reabilitação dos indivíduos que sofreram a lesão. O estudo apresenta risco baixo, desta forma os benefícios se												
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="2">Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65</td> <td>CEP: 08.757-060</td> </tr> <tr> <td>Bairro:</td> <td>Município:</td> <td></td> </tr> <tr> <td>UF: SP</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Telefone: (113)091-3097</td> <td>Fax: (113)812-4141</td> <td>E-mail: cep39@usp.br</td> </tr> </table>	Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65		CEP: 08.757-060	Bairro:	Município:		UF: SP			Telefone: (113)091-3097	Fax: (113)812-4141	E-mail: cep39@usp.br
Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65		CEP: 08.757-060										
Bairro:	Município:											
UF: SP												
Telefone: (113)091-3097	Fax: (113)812-4141	E-mail: cep39@usp.br										

Anexo 1 – Parecer consubstanciado do CEP (Cont.)

ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

sobreposição aos riscos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O conhecimento acerca dos mecanismos de controle da estabilidade articular é fundamental para os profissionais que atuam no processo de ensino-aprendizagem de atividades que envolvam a expressão do movimento humano, no treinamento de atletas amadores e de alto nível e na prevenção e tratamento de lesões.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está preenchido adequadamente.

Recomendações:

O projeto pode ser aprovado

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Protocolo aprovado na reunião ordinária do Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo realizada em 25/10/2012.

29 de Outubro de 2012

Assinador por:
Maria Augusta Peduti Da'Molin Kles
(Coordenador)

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 85
Bairro: CEP: 08.757-060
UF: SP Município:
Telefone: (11) 3091-3097 Fax: (11) 3012-4141 E-mail: cep30@usp.br

Anexo 2 - Questionário de Seleção Amostral

Abaixo seguem um questionário para seleção da amostra do projeto intitulado “ESTABILIDADE ARTICULAR: UMA ABORDAGEM BIOMECÂNICA”, Responsáveis: Professor Doutor Júlio Cerca Serrão, alunos: Alex Sandra O. Cerqueira Soares, e-mail: lesoares@usp.br e Vinícius Soares, e-mail: vini_soares88@hotmail.com (Escola De Educação Física E Esporte – USP, aprovado pelo comitê de ética local, protocolo no. 133.682). O questionário tem como objetivo levantar aspectos relacionados aos critérios de inclusão e exclusão que servirão para formação da nossa amostra. Você responderá questões sobre sua saúde no geral além de itens específicos relacionados a condição do seu pé e a ocorrência de entorses do seu tornozelo. Se vc tiver alguma dúvida durante o preenchimento do questionário envie um e-mail para lesoares@usp.br (Alex Sandra) que prontamente responderei.

Agradecemos a sua participação nessa fase do estudo. Caso você atenda aos critérios adotados entraremos em contato para convidá-la para participação nos procedimentos experimentais que ocorrerão na Escola de Educação Física e Esporte. Aquelas que não forem selecionadas mas quiserem participar do estudo entre em contato com os alunos responsáveis pela pesquisa.

Questionário 1:

Nome: .....
 Peso: ..... Altura: .....
 Qual o seu membro inferior dominante? .....(pé que utiliza para chutar)

1. Você pratica alguma modalidade esportiva além do futsal? Sim ( ) Não ( )
 Se sim, qual? .....
 Quantas vezes por semana?.....
 .....
2. Possui doenças cardiorrespiratórias (asma, hipertensão, etc.) ou diabetes?
 Sim ( ) Não ( ) Se sim, qual?.....
3. Você apresenta algum distúrbio do sistema neurológico?
 Sim ( ) Não ( ) Se sim, qual? .....
4. Você apresenta algum distúrbio do sistema vestibular?
 Sim ( ) Não ( ) Se sim, qual? .....
5. Você já sofreu alguma entorse de tornozelo? ( ) Não ( ) Sim
 Caso a resposta seja sim, qual a frequência: ( ) Raramente ( ) frequentemente ( ) Sempre
 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 .....
 .....
 .....
 .....

Anexo 2 – Questionário de Seleção Amostral (Cont.)

Quantas entorses você já sofreu (caso tenham ocorrido bilateralmente descreva o mês e ano para cada episódio em cada tornozelo)? .....

.....

Quando foi o último (mês/ano)? ..... Lado: .....

Para seu entorse mais grave, responda: Quando ocorreu (mês/ano), como ocorreu e lado: .....

.....

Quais os procedimentos adotados, tratamentos recebidos e evolução.....

.....

Após algum dos seus episódios de entorse do tornozelo você passou a sofrer os sinais e sintomas descritos a seguir: ( ) falseios, ( ) sensação de instabilidade, ( ) dor, ( ) inchaço, ( ) entorses recorrentes, outros: .....

Em relação aos falseios estes ocorrem: ( ) Raramente ( ) Com frequência ( ) Sempre.

Qual a frequência semanal? .....

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 à ocorrência da entorse? .....

.....

As entorses repercutiram na sua vida social e profissional? ( ) Não ( ) Sim, Como: .....

.....

Você acredita que você sofre de instabilidade crônica do tornozelo? .....

Caso sua resposta seja sim, descreva como você percebe ou sente a instabilidade: .....

.....

6. Você apresenta dor no pé? Sim ( ) Não ( ) Qual pé?.....

8. Apresenta ou apresentou alguma lesão osteo-mio-articular? Sim ( ) Não ( )

Qual? ..... Quando (mês/ano)?.....

Qual? ..... Quando (mês/ano)?.....

9. Já teve alguma fratura? Sim ( ) Não ( )

Qual? ..... Quando (mês/ano)?.....

Qual? ..... Quando (mês/ano)?.....

Anexo 3 - Termo de Consentimento Livre Esclarecido - Procedimento experimental 1

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.

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL**1. DADOS DO INDIVÍDUO**

Nome completo _____
 Sexo ☐ Masculino _____
           ☐ Feminino _____
 RG _____
 Data de nascimento _____
 Endereço completo _____
 CEP _____
 Fone _____
 e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____
 Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____
 Sexo ☐ Masculino _____
           ☐ Feminino _____
 RG _____
 Data de nascimento _____
 Endereço completo _____
 CEP _____
 Fone _____
 e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA**1. Título do Projeto de Pesquisa**

Estabilidade articular: uma abordagem biomecânica.

2. Pesquisador Responsável

Professor Doutor Júlio Cerca Serrão.

3. Cargo/Função

Professor universitário, ORIENTADOR.

4. Avaliação do risco da pesquisa:

☐ RISCO MÍNIMO   ☒ RISCO BAIXO   ☐ RISCO MÉDIO   ☐ RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

5 anos

Anexo 3 - Termo de Consentimento Livre Esclarecido - Procedimento experimental 1

(Cont.)

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

Estas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo que tem como objetivo principal descrever a ação do m. fibular curto, fibular longo, gastrocnêmio lateral e tibial anterior durante o andar, o correr e o salto vertical além de verificar sua resposta após uma simulação de uma entorse. Em conjunto será analisada a força aplicada ao chão e os movimentos articulares durante tais tarefas.

Para caracterização dos voluntários serão respondidos três questionários (1 – informações gerais; 2 – descrição da presença e das características de sintomas nos ossos, articulações e músculos e, 3 – descrição do nível de atividade física) e realizada uma anamnese (exame ortopédica). Para registro do andar e correr após você passar por um tempo de adaptação plataformas fixadas ao chão irão mensurar a força que você aplica sobre elas e, 7 câmeras digitais filmarão seus movimento. Nas filmagens somente ficarão registradas as trajetórias de bolinhas que serão posicionadas na sua perna e no seu pé. Estas permitirão reconstruir os movimentos, pois sua imagem real não será registrada. Logo após, você será orientado a permanecer com um pé em cima de cada plataforma e, após comando, realizará um salto vertical com mãos posicionadas sobre a cintura. Para o andar e correr serão registrados 3 tentativas de 12 segundos em cada velocidade e, para o salto vertical 20. Para análise da ação muscular após a simulação da entorse do tornozelo será utilizada uma plataforma que irá realizar o movimento de inclinação da articulação de forma inesperada. Você será posicionado com um pé em cima de cada plataforma e será medida a atividade elétrica dos músculos fibular curto, fibular longo, tibial anterior e gastrocnêmio lateral. A simulação oferece baixo risco para a ocorrência de uma entorse verdadeira, pois, a amplitude máxima da plataforma (30º) é menor do que a amplitude que a articulação pode alcançar.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Todos os experimentos serão realizados de forma não invasiva. Em qualquer etapa deste estudo você terá acesso aos profissionais responsáveis para esclarecimento de eventuais dúvidas. Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo e não há compensação financeira relacionada à sua participação. Você receberá dos pesquisadores bem como do Hospital Universitário ou do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, assistência e acompanhamento por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

Desde logo fica garantido a confidencialidade, sigilo e privacidade das informações. Em caso de recusa você não será penalizado(a) de forma alguma. Além disso, você tem liberdade de retirar seu consentimento e deixar de participar do estudo a qualquer momento, sem que isto traga qualquer prejuízo.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Pesquisador responsável: Professor Doutor Júlio Cerca Serrão, endereço: Av. Professor Mello Moraes, 65, São Paulo – CEP: 05508-900. Telefone para contato: (11) 3091-3184.

Pesquisadora gerente: Alex Sandra Oliveira de Cerqueira Soares, endereço: Rua: Pio XII, 275 Jardim Esplanada, São José dos Campos – CEP: 12242-750. Telefone para contato: (12) 9151-2348.

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

_____
assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

_____
assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

Anexo 4 - Termo de Consentimento Livre Esclarecido - Procedimentos experimentais 2 e 3

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.

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL**1. DADOS DO INDIVÍDUO**

Nome completo _____
 Sexo ☐ Masculino _____
           ☐ Feminino _____
 RG _____
 Data de nascimento _____
 Endereço completo _____
 CEP _____
 Fone _____
 e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____
 Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____
 Sexo ☐ Masculino _____
           ☐ Feminino _____
 RG _____
 Data de nascimento _____
 Endereço completo _____
 CEP _____
 Fone _____
 e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa
2. Pesquisador Responsável
3. Cargo/Função
4. Avaliação do risco da pesquisa:
☐ RISCO MÍNIMO   ☒ RISCO BAIXO   ☐ RISCO MÉDIO   ☐ RISCO MAIOR
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)
5. Duração da Pesquisa

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

Estas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo que tem como objetivo principal descrever a ação dos músculos fibular curto, fibular longo, tibial anterior e gastrocnêmio lateral durante o andar, o correr e o salto vertical. Além disso, será analisada a resposta de cada músculo após uma simulação de uma entorse do tornozelo. O maior conhecimento acerca da função destes músculos pode trazer estratégias mais adequadas para prevenção da entorse e, para a reabilitação daqueles que sofreram a lesão.

Anexo 4 - Termo de Consentimento Livre Esclarecido - Procedimentos experimentais 2 e 3

(Cont.)

Para caracterização dos voluntários serão respondidos três questionários (1 – informações gerais; 2 – descrição da presença e das características de sintomas nos ossos, articulações e músculos e, 3 – descrição do nível de atividade física) e realizada uma anamnese (exame ortopédico). Para registro do andar e correr após você passar por um tempo de adaptação plataformas fixadas ao chão irão mensurar a força que você aplica sobre elas e, 7 câmeras digitais filmarão seus movimentos. Nas filmagens somente ficarão registradas as trajetórias de bolinhas que serão posicionadas na sua perna e no seu pé. Estas permitirão reconstruir os movimentos, pois sua imagem real não será registrada. Logo após, você será orientado a permanecer com um pé em cima de cada plataforma e, após comando, realizará um salto vertical com mãos posicionadas sobre a cintura. Para o andar e correr serão registradas 3 tentativas de 12 segundos em cada velocidade e, para o salto vertical 20. Para análise da ação muscular após a simulação da entorse do tornozelo será utilizada uma plataforma que irá realizar o movimento de inclinação da articulação de forma inesperada. Você será posicionado com um pé em cima de cada plataforma e mensurada a atividade elétrica dos músculos. Após será analisada a influência do alongamento e da fadiga muscular sobre a resposta dos músculos selecionados após a simulação da entorse. Assim, em duas diferentes datas previamente sorteadas será realizada uma série de alongamentos e/ou a realização de um protocolo para indução da fadiga e, antes e após analisada a resposta muscular após a simulação da entorse. A simulação oferece baixo risco para a ocorrência de uma entorse verdadeira pois, a amplitude máxima da plataforma (30°) é menor do que a amplitude que a articulação pode alcançar.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Todos os experimentos serão realizados de forma não invasiva. Em qualquer etapa deste estudo você terá acesso aos profissionais responsáveis para esclarecimento de eventuais dúvidas. Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo e não há compensação financeira relacionada à sua participação. Você receberá dos pesquisadores bem como do Hospital Universitário ou do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, assistência e acompanhamento por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

Desde logo fica garantido a confidencialidade, sigilo e privacidade das informações. Em caso de recusa você não será penalizado(a) de forma alguma. Além disso, você tem liberdade de retirar seu consentimento e deixar de participar do estudo a qualquer momento, sem que isto traga qualquer prejuízo.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Pesquisador responsável: Professor Doutor Júlio Cerca Serrão Pesquisadora gerente: Alex Sandra Oliveira de Cerqueira Soares

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

---

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

---

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

Anexo 5 - Questionário: Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

Versão brasileira do CAIT			
	Esq	Dir	Pontuação
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
Às 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

A escala numérica segue a direita. Na versão entregue ao paciente a escala não é visível (de NORONHA et al., 2008).