

**JAQUELINE LOURDES RIOS**

**AS ESTRATÉGIAS DE AJUSTE POSTURAL EM INDIVÍDUOS  
COM INSTABILIDADE FUNCIONAL DE TORNOZELO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina como requisito parcial para obtenção do grau de Mestra em Ciências do Movimento Humano.

Linha de pesquisa:  
Comportamento Motor.

Professor Orientador: Dr. Marcio José dos Santos.

**FLORIANÓPOLIS – SC  
2013**

R586e

Rios, Jaqueline Lourdes

As estratégias de ajuste postural em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo / Jaqueline Lourdes Rios. – 2013.

p. : il. ; 30 cm

**Bibliografia**

Orientador: Marcio José dos Santos.

Dissertação (mestrado)–Universidade do Estado de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, 2013.

1. Tornozelos – Lesões e ferimentos. 2. Distúrbios da postura. 3. Postura humana. 4. Equilíbrio (Fisiologia). I. Santos, Marcio José dos. II. Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. III. Título.

CDD – 617.584

**JAQUELINE LOURDES RIOS**

**AS ESTRATÉGIAS DE AJUSTE POSTURAL EM INDIVÍDUOS  
COM INSTABILIDADE FUNCIONAL DE TORNOZELO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina como requisito parcial para obtenção do grau de Mestra em Ciências do Movimento Humano.

**BANCA EXAMINADORA:**

Orientador :

\_\_\_\_\_  
Professor Dr. Marcio José dos Santos  
CEFID-UDESC

Membro:

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Hélio Roesler  
CEFID-UDESC

Membro:

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Rinaldo André Mezzarane  
UNB

Membro:

\_\_\_\_\_  
Prof. Dra. Susana Cristina Domenech  
CEFID-UDESC

**FLORIANÓPOLIS, 24 DE MAIO DE 2013.**



A todos que confiaram no meu trabalho e apoiaram minhas escolhas. Em especial ao meu pai e minha mãe pelo amor incondicional.



## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todos os professores que fizeram parte da minha formação, desde os professores da pré escola até os da pós-graduação, e em especial a minha primeira professora: a minha irmã, que sempre foi minha fonte de inspiração nos estudos. Foi minha irmã, Greize Cristina Rios, quem me ensinou a escrever as primeiras palavras, foi ela quem me fez despertar o interesse por estudar. Obrigada minha irmã querida.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, obrigada pelos ensinamentos acadêmicos e de vida. Com certeza, cada aula ministrada por vocês acrescentou muito na minha formação. Em especial agradeço ao meu orientador, com quem aprendi muito no Laboratório de Controle Motor (LADECOM). Professor Dr. Marcio José dos Santos, obrigada por manter vivo meu interesse em pesquisa e por ajudar a tornar possível este estudo.

Agradeço também aos meus pais, que sempre deram todo o suporte para a minha formação. Graças à dedicação deles, tive a oportunidade de estudar em ótimas escolas. Além disso, eles contribuíram imensamente na minha formação como pessoa, e sabemos que não é apenas de formação profissional que uma pessoa é feita, a parte moral é de grande valia. Obrigada por todos os ensinamentos que vocês me passaram e que ainda continuam passando. Espero nunca decepcionar vocês.

Não posso deixar de agradecer aos amigos, muito obrigada por entenderem os momentos que precisei me afastar para poder coletar, analisar e discutir os dados da dissertação. Obrigada por terem participado dos estudos pilotos e por terem escutado nos momentos em que eu precisei falar. Além do apoio dos antigos amigos (em especial, Nathália Vidal e Jéssica Zadroski), pude contar com as amizades que fiz durante o mestrado (afinal, fiz grandes amigos na disciplina de epistemologia).

Aos integrantes do LADECOM, obrigada pela ajuda durante as coletas. Marcelo Anderson Bracht e Josilene Conceição foi muito bom dividir o laboratório com vocês e compartilhar tantos momentos especiais. Ana Luiza Gorges e Hanna Bez Batti Angulski, vocês foram muito mais do que apenas alunas de iniciação científica, além de terem contribuído muito na minha formação como docente, vocês se tornaram amigas muito especiais. Espero ter contribuído também na formação acadêmica de vocês.

E claro, quero agradecer a todos os funcionários da universidade que deram suporte para a realização desse trabalho, em especial: a Solange Remor, secretária do PPGCMH, sempre disposta a ajudar; Salete, que sempre nos ajudou na limpeza da sala e se preocupava em trazer o cafezinho quentinho para casa Branca, além dos chás de capim cidreira e dos bilhetinhos e presentinhos nas datas comemorativas; José, sempre disposto a emprestar um parafuso, colocar um armário na parede e a consertar as portas do laboratório; Lucas, que deu o suporte necessário para que os computadores estivessem aptos a coletar e a processar os dados.

Muito obrigada a todos que contribuíram de alguma maneira para a realização deste trabalho!



“Mas avisam, então, cuidado, a morte!  
Podemos nós, talvez, evitar nossa sorte?  
Substituindo esse desejo pela rejeição da hipótese nula  
Relatando do tamanho do efeito o porte.  
Isso pode não garantir a glória  
Mas pelo menos conta-se uma história  
Que é justo o tipo de encanto  
Que faz avançar o nosso campo.”  
(Roberto Rosenthal)



## RESUMO

RIOS, Jaqueline Lourdes. **As estratégias de ajuste postural em indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo.** 2013. 129 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano – Área: Comportamento Motor) – Universidade do Estado de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2013.

Indivíduos com instabilidade funcional de tornozelo (IFT) apresentam déficits de equilíbrio. Esses déficits são demonstrados, na maioria dos estudos, através do aumento do deslocamento ou velocidade de movimento do centro de pressão corporal durante apoio unipodal. Entretanto, pouco se conhece sobre os ajustes posturais antecipatórios (APA) e compensatórios (APC) desses indivíduos durante perturbações posturais, que são comuns durante atividades do cotidiano, esportivas ou terapêuticas. O principal objetivo deste estudo foi investigar as estratégias de ajuste postural de indivíduos com IFT. Para tanto, a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos posturais em indivíduos com e sem IFT foram registradas e analisadas durante a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal em diferentes condições de instabilidade postural (superfície plana, espuma e mini trampolim). Os indivíduos com IFT mostraram um atraso na latência do músculo fibular longo (FL) quando comparados ao grupo controle. As magnitudes dos APAs e APCs foram similares entre os grupos, bem como dentre as condições experimentais. No entanto, a atividade EMG basal para os músculos da perna e da coxa diferiram entre as condições, principalmente entre a superfície plana e o mini trampolim, para ambos os grupos. Sendo assim, atividades terapêuticas, exercícios ou treinamentos funcionais e de equilíbrio devem objetivar melhorar o tempo de reação do músculo FL.

**Palavras-chave:** Instabilidade funcional de tornozelo; ajuste postural antecipatório; ajuste postural compensatório; latência; superfície instável.



## ABSTRACT

RIOS, Jaqueline Lourdes. **The strategies of postural adjustment in subjects with functional ankle instability.** 2013. 129 p. Dissertation (Master Degree in Human Movement Science – Area: Motor behavior) – Santa Catarina State University, Human Movement Science Program, Florianópolis, 2013.

Individuals with functional ankle instability (FAI) experience deficits in postural control. Such a postural instability have been demonstrated through increased Center of Pressure displacement or movement velocity when standing in single limb stance. It is unknown, however, the the anticipatory (APA) and compensatory (CPA) postural adjustments in these individuals during postural perturbations that are common during daily living, athletic and therapeutic activities. Therefore, the main objective of this study was to investigate the strategies of postural adjustment in individuals with FAI. The electromyographic (EMG) activity of postural muscles from a group of individuals with FAI and a matching control group were recorded and analyzed during the task of kicking a ball in single limb stance under different conditions of postural instability (even floor, foam and trampoline). The individuals with FAI showed a delay in the latency of the peroneus longus muscle (PL) when compared with the control group. The magnitude of APAs and CPAs were similar between groups, as well as within experimental conditions. However, the background muscle activity of the leg and thigh muscles was different between conditions, especially between even floor and trampoline conditions for both groups. These results suggest that therapeutic activities, functional exercises and balance training should aim in improving the reaction time of the PL muscle.

**Key words:** Functional ankle instability; anticipatory postural adjustment; compensatory postural adjustment; latency; unstable surface.



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Modelo de pêndulo invertido, mostrando as variáveis do centro de massa (COM), centro de pressão (COP), peso corporal (mg), e a altura (h) do COM, permitindo assim uma medida estimada direta da rigidez muscular (Winter, Patla <i>et al.</i> , 2001).....	<b>34</b>
<b>Figura 2.</b> O controle postural emerge da interação entre o indivíduo, a tarefa e suas demandas ambientais inerentes às restrições ambientais sobre as ações posturais (contexto) (adaptado de Shumway-Cook e Woollacott, 2001). .....	<b>35</b>
<b>Figura 3.</b> Representação esquemática sugerindo que a postura e a atividade motora principal são coordenadas por um comando central. Dessa forma, o comando para mover um membro está relacionado aos músculos posturais que antecipam o efeito que o movimento terá sobre o corpo do indivíduo ( <i>feedforward</i> ). Se a resposta postural for incorreta, ou se o membro encontrar algum distúrbio não previsto, ocorrerão correções reflexas da postura ( <i>feedback</i> ) (adaptado de Gahery e Massion, 1981). .....	<b>37</b>
<b>Figura 4.</b> Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).. .....	<b>39</b>
<b>Figura 5.</b> Diagrama com os critérios de inclusão e exclusão do estudo. ....	<b>44</b>
<b>Figura 6.</b> Eletromiógrafo (A); Eletrodo de superfície (B).....	<b>45</b>
<b>Figura 7.</b> Acelerômetro triaxial. ....	<b>46</b>
<b>Figura 8.</b> Plataforma de força, OR6-7 AMTI (Disponível em: <a href="http://www.amti.biz">http://www.amti.biz</a> ).....	<b>46</b>
<b>Figura 9.</b> Plataforma de força acoplada à estrutura de madeira, superfície plana.....	<b>47</b>
<b>Figura 10.</b> Estrutura confeccionada de espuma. Fonte: acervo próprio.. .....	<b>48</b>
<b>Figura 11.</b> Mini trampolim. Fonte: acervo próprio.....	<b>48</b>
<b>Figura 12.</b> Plano inclinado confeccionado em cano de PVC e ferro. Note que a altura no tripé é regulável, bem como a angulação da calha. Fonte: acervo próprio. ....	<b>49</b>

**Figura 13.** Posicionamento que os sujeitos deveriam adotar antes do início da tarefa: de pé em apoio unipodal sobre a perna com instabilidade de tornozelo. O membro contralateral foi posicionado com leve flexão de joelho e rotação externa de quadril de maneira que o calcâneo desta perna permanecesse na altura do maléolo medial da perna de suporte. As mãos foram apoiadas na cintura. Note que a figura representa o sujeito sobre a superfície plana e que a instabilidade funcional de tornozelo ocorre no tornozelo esquerdo (perna de apoio). Fonte: Acervo Próprio. ....51

**Figura 14.** Representação da tarefa de chutar a bola na superfície plana. Note que a instabilidade funcional de tornozelo ocorre no tornozelo esquerdo.....52

**Figura 15.** Latência muscular obtida durante a tarefa de chutar uma bola sobre a superfície plana. A média da latência muscular e o erro padrão da média para os músculos posturais foram calculadas a partir do *onset* do músculo adutor (ponto zero). Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL) e reto abdominal (RA). A unidade de medida está em milissegundos (ms). \* indica diferença estatística significante entre o gC e o gIFT.....56

**Figura 16.** Médias dos ajustes posturais antecipatórios (APA1, APA2) e compensatórios (APC) durante a tarefa de chutar uma bola sobre uma superfície plana, espuma e mini trampolim. A unidade de medida está em milivolts (mV). Valores positivos indicam ativação e negativo inibição muscular. Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), reto abdominal (RA) e adutor (AD). \* indica que houve diferença significativa da  $\int$ EMG da linha de base entre a superfície plana e a espuma e entre a superfície plana e o mini trampolim. # indica que houve diferença significativa da  $\int$ EMG da linha de base entre a espuma e o mini trampolim.....62



**Figura 17.** Média do deslocamento do COP no sentido ântero posterior (mCOPap) e medio lateral (mCOPml) obtida durante a tarefa de chutar uma bola sobre a superfície plana e sobre a espuma. A unidade de medida está em metros (m). Valores positivos e negativos para mCOPap indicam que o deslocamento do COP foi na direção anterior e posterior (plano sagital), respectivamente. Para a mCOPml os valores positivos indicam que o deslocamento do COP foi lateral e os valores negativos representam o deslocamento no sentido medial. Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT).....**64**

**Figura 18.** Representação esquemática da tarefa sobre a superfície rígida (esquerda), espuma (centro) e mini-trampolim (direita). .....**119**

**Figura 19.** JEMG (unidade arbitrária) dos músculos reto femoral da perna de chute (RFc), glúteo médio (GM), reto abdominal (RA), paravertebral lombar (PL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e sóleo (SOL) nas janelas de tempo APA1, APA2 e APC na superfície rígida, espuma e mini-trampolim. ....**122**

**Figura 20.** Média do traços da atividade EMG dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção lateral – GaL; e porção medial – GaM), fibular longo (FL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), abdominal (AB) e adutor (AD) nas três condições experimentais. A linha pontilhada representa o impacto da bola contra o pé do participante.....**127**

**Figura 21.** JEMG (unidade arbitrária) dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção lateral – GaL; e porção medial – GaM), fibular longo (FL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), abdominal (AB) e adutor (AD) nas janelas de tempo APA1, APA2 e APC na superfície rígida, espuma e mini-trampolim. ....**128**



## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Idade e dados antropométricos dos participantes do estudo.....	<b>55</b>
<b>Tabela 2.</b> Resultado ANOVA fatorial (2x3) durante a linha de base.....	<b>57</b>
<b>Tabela 3.</b> Resultado <i>pairwise</i> comparisons (LSD) da ANOVA fatorial (2x3) durante a linha de base.....	<b>58</b>
<b>Tabela 4.</b> Resultados ANOVA medidas repetidas.....	<b>59</b>
<b>Tabela 5.</b> Resultado ANOVA fatorial (2x3) durante o APA1, APA2 e APC, separadamente.....	<b>60</b>
<b>Tabela 6.</b> Resultado ANOVA fatorial (2x2) durante mCOPap e mCOPml.....	<b>63</b>



## LISTA DE ABREVEATURAS E SIGLAS

∫EMG – integral da atividade eletromiográfica

AD – adutor

APA – ajuste postural antecipatório

APA1 – ajuste postural antecipatório 1 (ou seja, antes do início do movimento da perna)

APA2 – ajuste postural antecipatório 2 (ou seja, antes do impacto da bola no pé do participante)

APC – ajuste postural compensatório

BF – bíceps femoral

CAIT – *Cumberland Ankle Instability Tool*

CMRR – taxa de rejeição de modo comum

COM – centro de massa corporal

COP – centro de pressão corporal

EMG – eletromiográfica

EVA – etileno vinil acetato

FL – fibular longo

IFT – instabilidade funcional de tornozelo

GasL – porção lateral do músculo gastrocnêmio

GasM – porção medial do músculo gastrocnêmio

gC – grupo controle

gIFT – grupo com instabilidade funcional de tornozelo

GM – glúteo médio

mCOP – média de deslocamento do centro de pressão corporal

mCOP<sub>ap</sub> – média de deslocamento do centro de pressão corporal na direção ântero posterior

mCOP<sub>ml</sub> – média de deslocamento do centro de pressão corporal na direção médio lateral

onset – início da atividade EMG

PL – paravertebral lombar

RA – reto abdominal

RF – reto femoral

SNC – sistema nervoso central

SOL – sóleo

TA – tibial anterior



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>25</b>
1.1	OBJETIVOS .....	28
1.1.1	Objetivo Geral.....	28
1.1.2	Objetivos Específicos .....	28
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>29</b>
2.1	<i>INSTABILIDADE FUNCIONAL DE TORNOZELO.....</i>	<i>29</i>
2.2	<i>CONTROLE POSTURAL E INSTABILIDADE FUNCIONAL DE TORNOZELO .....</i>	<i>31</i>
2.3	<i>ESTRATÉGIAS DE AJUSTE POSTURAL .....</i>	<i>33</i>
<b>3</b>	<b>MÉTODOS.....</b>	<b>43</b>
3.1	<i>CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA .....</i>	<i>43</i>
3.2	<i>PARTICIPANTES.....</i>	<i>43</i>
3.3	<i>INSTRUMENTOS DE COLETA.....</i>	<i>44</i>
3.3.1	Cumberland Ankle Instability Tool.....	44
3.3.2	Sistema de mensuração do sinal eletromiográfico ..	45
3.3.3	Acelerômetro .....	45
3.3.4	Plataforma de força .....	46
3.3.5	Superfície/condição de coleta .....	47
3.3.6	Plano inclinado .....	48
3.4	<i>PROCEDIMENTO DE COLETA .....</i>	<i>49</i>
3.5	<i>TRATAMENTO DOS DADOS.....</i>	<i>52</i>
3.5.1	Processamento de dados.....	52
3.5.2	Análise Estatística .....	54
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>55</b>
4.1	<i>CARACTERÍSTICA DOS PARTICIPANTES .....</i>	<i>55</i>
4.2	<i>LATÊNCIA MUSCULAR .....</i>	<i>55</i>
4.3	<i>INTEGRAL DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA ..</i>	<i>57</i>
4.3.1	Análise do efeito do grupo e da condição sobre a variabilidade da linha de base .....	57
4.3.2	Análise do efeito do grupo e da condição sobre a variabilidade da janela de tempo do APA1, APA2 e APC, separadamente .....	59
4.4	<i>DESLOCAMENTO DE CENTRO DE PRESSÃO CORPORAL.....</i>	<i>63</i>
4.4.1	Análise do efeito do grupo e da condição sobre a variabilidade $mCOP_{ap}$ e $mCOP_{ml}$ .....	63

<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>65</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>71</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIA LITERÁRIA .....</b>	<b>73</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>99</b>
	<b>ANEXO A .....</b>	<b>101</b>
	<b>ANEXO B .....</b>	<b>103</b>
	<b>APÊNDICE .....</b>	<b>113</b>
	<b>APÊNDICE A .....</b>	<b>115</b>
	<b>APÊNDICE B .....</b>	<b>117</b>
<b>1</b>	<b>ESTUDO PILOTO .....</b>	<b>117</b>
1.1	<i>MÉTODO – 1º MOMENTO .....</i>	<i>117</i>
1.1.1	Sujeitos.....	117
1.1.2	Instrumentos.....	117
1.1.3	Procedimentos .....	118
1.1.4	Processamento de dados .....	119
1.1.5	Análise estatística .....	120
1.2	<i>RESULTADOS – 1º MOMENTO .....</i>	<i>121</i>
1.2.1	Diferença entre janelas .....	121
1.2.2	Diferença entre as condições .....	121
1.3	<i>MÉTODO – 2º MOMENTO .....</i>	<i>123</i>
1.3.1	Sujeitos.....	123
1.3.2	Instrumentos.....	123
1.3.3	Procedimentos .....	124
1.3.4	Processamento de dados .....	125
1.3.5	Análise estatística .....	126
1.4	<i>RESULTADOS – 2º MOMENTO .....</i>	<i>126</i>
1.5	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>129</b>



## 1 INTRODUÇÃO

A instabilidade funcional de tornozelo (IFT), doença comum em desportistas (Verhagen, De Keizer *et al.*, 1995), foi primeiramente definida por Freeman (1965) como uma condição na qual os indivíduos sofrem entorse recorrente e/ou uma sensação de que seu tornozelo está "saindo do lugar", mesmo que não haja evidência de lesão do complexo ligamentar (Louwerens, Van Linge *et al.*, 1995; Hertel, 2000). As causas desta doença são geralmente atribuídas a fatores mecânicos, como: ruptura ligamentar (gerando frouxidão articular) (Liu, Siegler *et al.*, 2001; Hintermann, Boss *et al.*, 2002), anormalidades anatômicas (Datir e Connell, 2010) e processos inflamatórios crônicos e degenerativos (Taga, Shino *et al.*, 1993; Hintermann, Boss *et al.*, 2002); e a fatores funcionais: déficit proprioceptivo (Lentell, Baas *et al.*, 1995; Refshauge, Kilbreath *et al.*, 2003), prejuízo no controle postural (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Fu e Hui-Chan, 2005), fraqueza muscular do tornozelo (Tropp, 1986; Willems, Witvrouw *et al.*, 2002) e aumento do tempo de reação neuromuscular do tornozelo (Konradsen e Ravn, 1991; Vaes, Van Gheluwe *et al.*, 2001; Mora, Quinteiro-Blondin *et al.*, 2003). Entretanto, recentemente a IFT tem sido definida como uma combinação entre os diferentes fatores mecânicos e funcionais (Santos e Liu, 2008).

Os tratamentos para a IFT baseiam-se principalmente em fortalecimento muscular (Docherty, Moore *et al.*, 1998; Kaminski, Buckley *et al.*, 2003; Sekir, Yildiz *et al.*, 2007), exercícios pliométricos (Mckee, Ingersoll *et al.*, 2008; Henry, Mcloda *et al.*, 2010) e treino de equilíbrio (Freeman, Dean *et al.*, 1965; Fox, Docherty *et al.*, 2008). Este último, demonstrou melhorar as limitações funcionais do tornozelo em pacientes com IFT (Eils e Rosenbaum, 2001; Loudon, Santos *et al.*, 2008), reduzindo a reincidência das lesões (Tropp, Askling *et al.*, 1985; Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Verhagen, Van Der Beek *et al.*, 2004; Hertel e Olmsted-Kramer, 2007) e, preventivamente, a incidência de entorse lateral de tornozelo em jogadores de futebol com histórico de IFT após treino com disco proprioceptivo (Tropp, 1986). Sendo assim, o treino de equilíbrio tem sido considerado uma parte importante no processo de reabilitação e prevenção

de entorses recorrentes em indivíduos com IFT (Tropp, 1986; Bernier e Perrin, 1998; Rozzi, Lephart *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001).

Os programas de reabilitação que utilizam o treino de equilíbrio normalmente envolvem perturbações posturais com os sujeitos em pé sobre colchonetes, mini trampolins (Eils e Rosenbaum, 2001) e discos proprioceptivos (Hoffman e Payne, 1995; Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Eils e Rosenbaum, 2001; Fitzgerald, Trakarnratanakul *et al.*, 2010). Esses programas de reabilitação não interferem simplesmente na propriocepção e no controle neuromuscular do tornozelo, eles atuam em outras regiões do corpo e outros sistemas que são responsáveis pelo equilíbrio postural. Dessa forma, trabalhos que utilizam este tipo de perturbações podem gerar alterações nas estratégias de ajuste postural (Aruin, Forrest *et al.*, 1998; Fitzgerald, Axe *et al.*, 2000; Aruin e Shiratori, 2003; Santos, Kanekar *et al.*, 2010a), ou seja, uma modificação nos ajustes posturais antecipatórios (APAs) (Santos e Aruin, 2009) e nos ajustes posturais compensatórios (APCs) (Henry, Fung *et al.*, 1998b). Por exemplo, quando a postura dos indivíduos foi perturbada sobre uma viga estreita ou sobre uma plataforma de equilíbrio (*rockboard*), os APAs diminuíram (Aruin, Forrest *et al.*, 1998; Carpenter, Frank *et al.*, 2001). Por outro lado, indivíduos em apoio unipodal aumentaram seus APAs em comparação ao apoio bipodal (Santos e Aruin, 2009). Entretanto, quando as perturbações posturais foram desencadeadas com os sujeitos sobre patins de rodas paralelas (*rollerskates*), não houve modificação nos APAs (Shiratori e Latash, 2000).

Estas modificações podem ser geradas pela modificação do estado de pré-ativação do córtex motor para a manutenção do equilíbrio (Solopova, Kazennikov *et al.*, 2003) como também pelas aferências periféricas, tais como as fibras Ia. Por exemplo, em indivíduos saudáveis, a resposta do músculo sóleo e tibial anterior aumentaram consideravelmente durante a estimulação magnética transcraniana do córtex motor sobre uma superfície instável, quando comparado ao solo rígido; em contrapartida, o reflexo-H do músculo sóleo diminuiu durante a estimulação elétrica no nervo tibial sobre a superfície instável (Solopova, Kazennikov *et al.*, 2003). Além disso, estudos tem sugerido que a

instabilidade postural pode modificar a magnitude da atividade cortical pré perturbação de acordo com a amplitude da perturbação, isso, quando o tamanho da perturbação pode ser previsto (Mochizuki, Boe *et al.*, 2010). Portanto, os treinos de equilíbrio utilizados na fisioterapia podem modificar a maneira de como o SNC modula a atividade muscular dependendo da demanda da tarefa, como a instabilidade postural, e necessitam ser estudados para o melhor entendimento dos treinos de equilíbrio.

No entanto, ainda não é conhecido como os indivíduos com IFT lidam com os APAs e APCs frente a perturbações da postura. Além disso, é desconhecido se essas estratégias de ajuste postural são modificadas em condições de instabilidade postural, uma vez que grande parte do tratamento dos indivíduos com IFT utilizam perturbações posturais em situações de instabilidade postural. Portanto, o principal objetivo deste estudo é investigar as estratégias de ajuste postural de sujeitos com IFT. E ainda, avaliar se condições de instabilidade postural modificam essas estratégias para estes indivíduos. Para tanto, a atividade eletromiográfica dos principais músculos posturais foi registrada e analisada durante a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal sobre diferentes superfícies. Baseada em estudos prévios, nossa **hipótese** é que ocorrerá uma alteração nos APAs e APCs de indivíduos com IFT em comparação ao controle. Nossa **segunda hipótese** é que as condições de instabilidade postural modificarão as estratégias de ajuste postural. Portanto, esse estudo se **justifica** uma vez que pretende elucidar como pacientes com IFT controlam suas estratégias de ajuste postural durante um exercício de reabilitação sensório-motora. Um melhor entendimento dessas respostas posturais mediante perturbações da postura contribuirá para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de intervenções fisioterapêuticas que almejem melhorar a estabilidade postural de indivíduos com IFT.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Investigar as estratégias de ajuste postural de indivíduos com IFT em condições de instabilidade postural.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Investigar a latência muscular em indivíduos com IFT frente a distúrbios da postura em diferentes condições de instabilidade postural.
- Investigar a atividade muscular basal em indivíduos com IFT frente a distúrbios da postura em diferentes condições de instabilidade postural.
- Investigar os APAs em indivíduos com IFT frente a distúrbios da postura em diferentes condições de instabilidade postural.
- Investigar os APCs em indivíduos com IFT frente a distúrbios da postura em diferentes condições de instabilidade postural.
- Comparar a latência, os APAs e APCs, assim como a atividade muscular basal entre os indivíduos com IFT e o grupo controle frente aos distúrbios da postura nas diferentes condições de instabilidade postural.
- Investigar o deslocamento do centro de pressão corporal (COP) em indivíduos com IFT frente a distúrbios da postura em diferentes condições de instabilidade postural.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 INSTABILIDADE FUNCIONAL DE TORNOZELO

A instabilidade funcional de tornozelo (IFT), doença comum em desportistas (Verhagen, De Keizer *et al.*, 1995), foi primeiramente definida por Freeman (1965) como uma condição na qual os indivíduos têm entorse recorrente e/ou uma sensação de que seu tornozelo está "saindo do lugar", mesmo que não haja evidência de lesão do complexo ligamentar (Louwerens, Van Linge *et al.*, 1995; Hertel, 2000). As causas desta doença são geralmente atribuídas à fatores mecânicos, como: ruptura ligamentar (gerando frouxidão articular) (Liu, Siegler *et al.*, 2001; Hintermann, Boss *et al.*, 2002), anormalidades anatômica (Datir e Connell, 2010) e processos inflamatórios crônicos e degenerativos (Taga, Shino *et al.*, 1993; Hintermann, Boss *et al.*, 2002); e a fatores funcionais: como déficit proprioceptivo (Lentell, Baas *et al.*, 1995; Refshauge, Kilbreath *et al.*, 2003), prejuízo no controle postural (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Fu e Hui-Chan, 2005), fraqueza muscular do tornozelo (Tropp, 1986; Willems, Witvrouw *et al.*, 2002) e aumento do tempo de reação neuromuscular (Konradsen e Ravn, 1991; Vaes, Van Gheluwe *et al.*, 2001; Mora, Quinteiro-Blondin *et al.*, 2003). Entretanto, a IFT é complexa e não pode ser explicada apenas por meio de fatores mecânicos ou funcionais (Hertel, 2002), mas sim, como uma das possíveis combinações entre esses fatores (Santos e Liu, 2008).

A incidência da IFT é desconhecida, porém sabe-se que é uma das consequências mais comuns de entorse de tornozelo (Kaminski e Hartsell, 2002; Webster e Gribble, 2010), sendo que 10-30% dos indivíduos com entorse de tornozelo desenvolvem IFT (Peters, Trevino *et al.*, 1991). A entorse de tornozelo vem sendo apontada como uma das lesões mais comuns em atividades esportivas (Garrick, 1977; Ekstrand e Tropp, 1990). Nos Estados Unidos da América, estima-se que ocorram entre 23.000 e 27.000 entorses por dia, e devido à semelhança cultural e das atividades esportivas praticadas nos países ocidentais é provável que este número possa ser estendido para os demais países (Verhagen, De Keizer *et al.*, 1995).

Pacientes com IFT apresentam sintomas residuais, como dor, edema, sensação de que o tornozelo está “saindo do lugar” e fraqueza, por semanas, ou mesmo anos, após a lesão inicial do tornozelo (Gerber, Williams *et al.*, 1998; Braun, 1999; Anandacoomarasamy e Barnsley, 2005), afetando, conseqüentemente, tarefas básicas do equilíbrio (Tropp, 1986; Konradsen e Ravn, 1991; Docherty, Valovich Mcleod *et al.*, 2006; Mckeeon e Hertel, 2008; Arnold, De La Motte *et al.*, 2009; Wikstrom, Naik *et al.*, 2009). A presença desses sintomas pode levar a diminuição da qualidade de vida e redução das capacidades funcionais, tais como mudança ou abandono de práticas esportivas (Anandacoomarasamy e Barnsley, 2005). Baseados nestes déficits reportados, clínicos têm desenvolvido uma variedade de protocolos de reabilitação, incluindo fortalecimento muscular (Docherty, Moore *et al.*, 1998; Kaminski, Buckley *et al.*, 2003; Sekir, Yildiz *et al.*, 2007), treino de equilíbrio (Freeman, Dean *et al.*, 1965; De Carlo e Talbot, 1986; Tropp, 1986; Gauffin, Tropp *et al.*, 1988; Brunt, Andersen *et al.*, 1992; Konradsen, Ravn *et al.*, 1993; Goldie, Evans *et al.*, 1994; Hoffman e Payne, 1995; Bernier e Perrin, 1998; Docherty, Moore *et al.*, 1998; Rozzi, Lephart *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001; Matsusaka, Yokoyama *et al.*, 2001; Hale, Hertel *et al.*, 2007; Fox, Docherty *et al.*, 2008) e exercícios pliométricos (Mckeeon, Ingersoll *et al.*, 2008; Henry, Mccloda *et al.*, 2010). Os resultados desses protocolos incluem melhora do senso de posição articular do tornozelo (Docherty, Moore *et al.*, 1998; Sekir, Yildiz *et al.*, 2007) e no controle postural (Mckeeon, Ingersoll *et al.*, 2008), bem como redução do *onset* do músculo tibial anterior após o período de treinamento (Osborne, Chou *et al.*, 2001).

Várias pesquisas demonstraram que os programas de reabilitação reduzem a reincidência das lesões (Tropp, Askling *et al.*, 1985; Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Verhagen, Van Der Beek *et al.*, 2004; Hertel e Olmsted-Kramer, 2007). Por exemplo, programa de reabilitação após entorse lateral aguda do tornozelo pode reduzir o número de entorses de repetição (Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Holme, Magnusson *et al.*, 1999), assim como o treino de equilíbrio (programa de exercícios proprioceptivos de multi estações) à curto prazo pode melhorar as limitações funcionais de tornozelo em pacientes com IFT (Eils

e Rosenbaum, 2001) e, que preventivamente, reduzem a incidência de entorse lateral de tornozelo em jogadores de futebol com histórico de IFT após treino com disco proprioceptivo (Tropp, 1986). Sendo assim, o treino de equilíbrio tem sido proposto por ser uma modalidade efetiva na reabilitação e prevenção de entorses recorrentes em indivíduos com IFT (Tropp, 1986; Bernier e Perrin, 1998; Rozzi, Lephart *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001). Além disso, órteses tem sido utilizadas para controlar o movimento do pé, reduzir o estresse biomecânico, suportar o arco plantar, aumentar a absorção de choque, aumentar a capacidade proprioceptiva e para posicionar a articulação subtalar mecanicamente numa posição mais estável (Nigg, Nurse *et al.*, 1999; Denegar e Miller, 2002; Mündermann, Nigg *et al.*, 2003; Mündermann, Nigg *et al.*, 2004).

## 2.2 CONTROLE POSTURAL E INSTABILIDADE FUNCIONAL DE TORNOZELO

Como mencionado, trabalhos apontam que indivíduos com IFT apresentam alteração no controle da postura (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Tropp e Odenrick, 1988; Goldie, Evans *et al.*, 1994; Ross e Guskiewicz, 2004; Docherty, Valovich McLeod *et al.*, 2006; Van Cingel, Kleinrensink *et al.*, 2006; Hertel e Olmsted-Kramer, 2007) e que o treino de equilíbrio representa uma importante parte do processo de reabilitação (Freeman, Dean *et al.*, 1965; De Carlo e Talbot, 1986; Tropp, 1986; Gauffin, Tropp *et al.*, 1988; Brunt, Andersen *et al.*, 1992; Konradsen, Ravn *et al.*, 1993; Goldie, Evans *et al.*, 1994; Hoffman e Payne, 1995; Bernier e Perrin, 1998; Docherty, Moore *et al.*, 1998; Rozzi, Lephart *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001; Matsusaka, Yokoyama *et al.*, 2001; Hale, Hertel *et al.*, 2007; Fox, Docherty *et al.*, 2008). Freeman e colaboradores (1967) foram os primeiros a descrever a correlação entre lesão no tornozelo e alterações no controle postural. Eles apontaram instabilidades posturais em pacientes com IFT quando visualmente observados em apoio unipodal com os olhos abertos e fechados (Freeman, Dean *et al.*, 1965). Anos mais tarde, muitos estudos utilizaram as variáveis das forças de reação do solo (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Tropp, Odenrick *et al.*, 1985; Tropp e Odenrick, 1988; Isakov e Mizrahi, 1997; Ross e

Guskiewicz, 2004) e alguns testes de organização sensorial (Fu e Hui-Chan, 2005) para avaliar o equilíbrio em indivíduos com IFT, onde tem-se observado déficits significativos no equilíbrio quando comparados ao grupo controle (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Tropp e Odenrick, 1988; Goldie, Evans *et al.*, 1994).

Baseado nos estudos supracitados, supõem-se que tanto para déficits de propriocepção quanto os de controle postural exista uma relação com a incoordenação motora gerada por uma desaferentação articular causada por uma lesão nos ligamentos do tornozelo (Freeman, Dean *et al.*, 1965). Tem-se demonstrado que os receptores ligamentares provavelmente tem um papel primário no senso de posição passiva do tornozelo e que este senso de posição pode estar debilitado após traumas na região (Glencross e Thornton, 1981; Gross, 1987; Konradsen, Ravn *et al.*, 1993). Várias deficiências sensório-motoras estão associadas à IFT, especificamente estes incluem: **1**) redução do senso de movimento articular (Garn e Newton, 1988; Refshauge, Kilbreath *et al.*, 2003); **2**) aumento do tempo de reação peroneal (Löfvenberg, Kärrholm *et al.*, 1995); e **3**) diminuição do equilíbrio (Gauffin, Tropp *et al.*, 1988; Tropp e Odenrick, 1988; Leanderson, Ekstam *et al.*, 1996).

Tradicionalmente, treinos de equilíbrio têm envolvido atividades em apoio unipodal sobre superfícies estáveis e instáveis (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984a; Eils e Rosenbaum, 2001), contudo, há evidências conflitantes de que o controle postural melhora em decorrência dos resultados de treino de equilíbrio em indivíduos com IFT (Bernier e Perrin, 1998; Rozzi, Lephart *et al.*, 1999; Eils e Rosenbaum, 2001). As mensurações tradicionalmente usadas para avaliar as melhorias do controle postural podem ter pouca sensibilidade para detectar estas melhorias (Hertel e Olmsted-Kramer, 2007). Entretanto, revisão sistemática sobre a efetividade do exercício ativo como intervenção para a instabilidade funcional de tornozelo observou que dos 16 artigos que contemplaram os critérios de inclusão, 12 utilizaram treino de equilíbrio, e destes, em apenas dois os participantes não apresentaram melhora do equilíbrio após intervenção conservadora (Loudon, Santos *et al.*, 2008).

Os programas de reabilitação que utilizam o treino de equilíbrio normalmente envolvem perturbações posturais com os



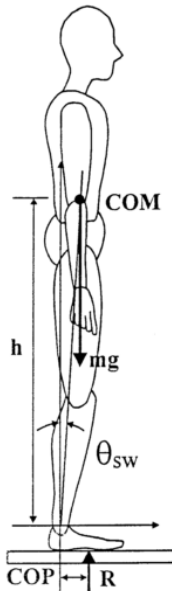
indivíduos em pé sobre colchonetes, mini trampolins (Eils e Rosenbaum, 2001) e discos proprioceptivos (Hoffman e Payne, 1995; Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Eils e Rosenbaum, 2001; Fitzgerald, Trakarnratanakul *et al.*, 2010). Esses programas não interferem apenas na propriocepção e no controle neuromuscular do tornozelo, eles atuam em outras regiões do corpo e outros sistemas que são responsáveis pelo equilíbrio postural, ou seja, podem gerar alterações nas estratégias de ajuste postural (Aruin, Forrest *et al.*, 1998; Fitzgerald, Axe *et al.*, 2000; Aruin e Shiratori, 2003; Santos, Kanekar *et al.*, 2010a). Por exemplo, quando a postura dos indivíduos foi perturbada sobre uma viga estreita ou sobre uma plataforma de equilíbrio, os APAs diminuíram (Aruin, Forrest *et al.*, 1998; Carpenter, Frank *et al.*, 2001). Por outro lado, indivíduos em apoio unipodal aumentaram seus APAs em comparação ao apoio bipodal (Santos e Aruin, 2009). Porém quando as perturbações posturais foram desencadeadas com os sujeitos sobre patins de rodas paralelas, não houve modificação nos APAs (Shiratori e Latash, 2000).

Estas modificações podem ser geradas pela modificação do estado de pré-ativação do córtex motor para a manutenção do equilíbrio como também pelas aferências periféricas, tais como as fibras Ia (Solopova, Kazennikov *et al.*, 2003). Além disso, estudos tem sugerido que a instabilidade postural pode modificar a magnitude da atividade cortical pré perturbação de acordo com a amplitude da perturbação, isso, quando o tamanho da perturbação pode ser previsto (Mochizuki, Boe *et al.*, 2010). Portanto, os treinos de equilíbrio utilizados na fisioterapia podem envolver áreas e vias do SNC, modificando suas repostas de acordo com a demanda da tarefa, como a instabilidade postural, e necessitam ser estudados para o melhor entendimento dos treinos de equilíbrio.

## 2.3 ESTRATÉGIAS DE AJUSTE POSTURAL

A postura bípede é considerada instável, uma vez que a maior parte da massa corporal do homem localiza-se dois terços da altura corporal acima do chão, por este motivo faz-se necessário uma série de estratégias para manter a postura ereta estável (Winter, 1995). Por ser uma habilidade precursora para o

início da maior parte das atividades diárias, muitos estudos sobre a postura estável em apoio bipodal tem sido desenvolvidos (Fitzpatrick, Gorman *et al.*, 1992; Fitzpatrick e McCloskey, 1994; Fitzpatrick, Burke *et al.*, 1996; Winter, Patla *et al.*, 1998; Winter, Patla *et al.*, 2001). Sendo assim, foi proposto um modelo que assume que os músculos atuam como um elástico para fazer com que o centro de pressão corporal (COP) movimente-se em fase com o centro de massa (COM) na postura estática vertical. Desta forma obtém um balanço corporal, atuando como um sistema de pêndulo invertido (Figura 1) (Winter, Patla *et al.*, 1998; Winter, Patla *et al.*, 2001).



**Figura 1.** Modelo de pêndulo invertido, mostrando as variáveis do centro de massa (COM), centro de pressão (COP), peso corporal ( $mg$ ), e a altura ( $h$ ) do COM, permitindo assim uma medida estimada direta da rigidez muscular (Winter, Patla *et al.*, 2001).

Mais especificadamente, o controle postural se dá pela interação entre o indivíduo, a tarefa e o contexto (Figura 2), envolvendo o controle da posição do corpo no espaço com a finalidade de estabilidade e orientação (Rothwell, 1987; Shumway-Cook e Woollacott, 2001). Os componentes essenciais

para manter a orientação vertical estável envolvem os seguintes processos: **1) motor**, incluindo sinergias das respostas musculares; **2) sensorial**, onde referências sensoriais múltiplas (sistema visual, vestibular e somatossensorial) são utilizadas pra analisar a posição e o movimento do corpo dentro de um determinado contexto, durante uma tarefa específica; e **3) os processos de integração de nível superior**, essenciais para mapear a sensação para a ação e garantir os aspectos de antecipação e adaptação do controle da postura (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

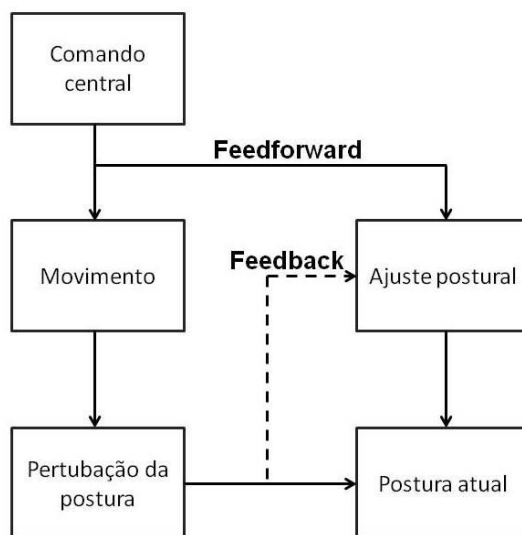


**Figura 2.** O controle postural emerge da interação entre o indivíduo, a tarefa e suas demandas ambientais inerentes às restrições ambientais sobre as ações posturais (contexto) (adaptado de Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

Quando a postura é perturbada, são utilizados dois principais ajustes posturais para manter o equilíbrio: o ajuste postural antecipatório (APA) (Belen'kiĭ, Gurfinkel' *et al.*, 1967) e o ajuste postural compensatório (APC) (Nashner e Mccollum, 1985). Os APAs foram inicialmente descritos por Belen'kiĭ e colaboradores em 1967 (Belen'kiĭ, Gurfinkel' *et al.*, 1967), onde foi reportada a existência de atividade elétrica nos músculos do tronco e dos membros superiores antes do início de uma flexão rápida de ombro com o indivíduo em pé. Sendo assim, o papel desempenhado pelo SNC durante o APA é o de prever as forças da perturbação da postura a ser gerada por um movimento focal ou por uma perturbação externa iminente e preparar uma contração muscular adequada para estabilizar o corpo antes que

a perturbação ocorra (Bouisset e Zattara, 1987; Zattara e Bouisset, 1988; Massion, 1992; Aruin e Latash, 1995a). O objetivo do APA é minimizar os efeitos adversos do distúrbio no equilíbrio postural através de respostas musculares antecipadas (Bouisset e Zattara, 1987; Santos, Kanekar *et al.*, 2010a). Desta maneira, os ajustes antecipatórios são desencadeados quando a perturbação do corpo é prevista e são controlados por mecanismos de *feedforward* (Bouisset e Zattara, 1987; Massion, 1992; Aruin e Latash, 1995a). Os mecanismos de controle por *feedforward* podem ocorrer após uma configuração de ganho de uma perturbação postural ou após a preparação para um ajuste postural antecipatório (Massion, 1992). Acredita-se que os processos de *feedforward* preveem as consequências sensoriais que a execução de um comando motor teria sobre o estado do corpo ligeiramente antes dos sinais aferentes reais que acompanham o movimento. A vantagem de tal antecipação é que ela permite ajustes rápidos no comportamento que seriam impossíveis através apenas de um *feedback* (Figura 3) (Danion e Latash, 2011). Por exemplo, os músculos das pernas e do tronco (músculos posturais) são ativados antecipatoriamente aos músculos do ombro durante a tarefa de elevar o braço, sendo assim, a contração da musculatura postural consiste em um APA, pois ela precede o início da tarefa (Aruin e Latash, 1995a).

Estudos mostram que indivíduos saudáveis pré-selecionam suas estratégias para gerar ajustes posturais frente às perturbações da postura, sejam elas internas (geradas pelo movimento do próprio indivíduo como no levantamento brusco dos braços, ou durante o movimento iniciado voluntariamente pelas pernas) (Aruin e Latash, 1995a; Scholz e Latash, 1998), ou externa (produzida por interações com o contexto, como quando um indivíduo está de pé dentro de um ônibus em movimento, ou quando choca-se com outra pessoa ao caminhar em uma calçada movimentada) (Rogers, Hedman *et al.*, 2003; Santos, Kanekar *et al.*, 2010a). Além disso, têm-se demonstrado que os APAs são adaptados às características específicas do movimento focal, como a carga (Aruin e Latash, 1995b), direção (Aruin e Latash, 1995a), velocidade (Hodges e Richardson, 1999) e aceleração (Lee, Buchanan *et al.*, 1987; Zattara e Bouisset, 1988).



**Figura 3.** Representação esquemática sugerindo que a postura e a atividade motora principal são coordenadas por um comando central. Dessa forma, o comando para mover um membro está relacionado aos músculos posturais que antecipam o efeito que o movimento terá sobre o corpo do indivíduo (*feedforward*). Se a resposta postural for incorreta, ou se o membro encontrar algum distúrbio não previsto, ocorrerão correções reflexas da postura (*feedback*) (adaptado de Gahery e Massion, 1981).

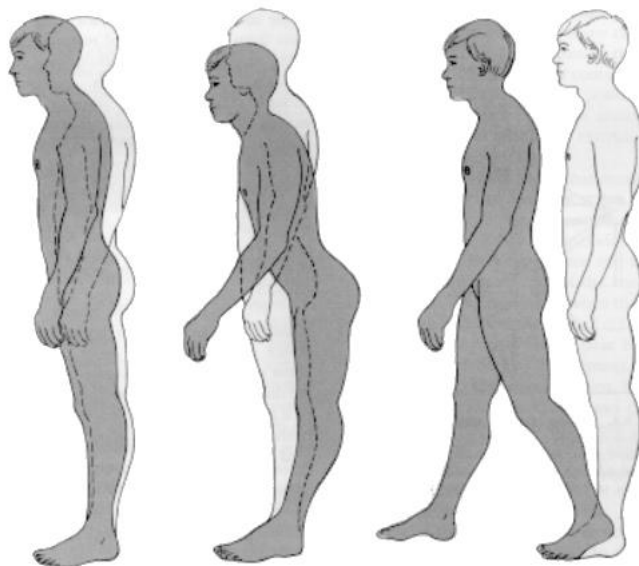
Sendo assim, o sistema nervoso central (SNC) está hábil para modificar as respostas com base nas características da perturbação (Shiratori e Latash, 2001), da tarefa (Shiratori e Latash, 2000) e da orientação postural (Arui e Latash, 1995a). Por exemplo, em condições de instabilidade postural, o SNC pode selecionar APAs diferentemente; elas podem ser atenuadas (Arui, Forrest *et al.*, 1998), aumentar sua magnitude (Santos e Arui, 2009) ou não sofrerem alterações (Shiratori e Latash, 2000). Quando a postura foi perturbada com os sujeitos sobre uma viga estreita os APAs reduziram (Arui, Forrest *et al.*, 1998). Por outro lado, indivíduos em apoio unipodal aumentaram seus APAs comparados à base regular e reduzida de apoio (Santos e

Aruin, 2009). Além disso, quando as perturbações posturais foram geradas com os sujeitos sobre patins de rodas paralelas (*rollerskates*), não houve modificação nos APAs (Shiratori e Latash, 2000).

Já os APCs tratam diretamente com a perturbação (são iniciados após a perturbação ter ocorrido) e implicam no acoplamento da ativação muscular postural e das estratégias de movimento (estratégia do tornozelo, do quadril e do passo) para restabelecer o equilíbrio postural e são controlados por mecanismos de *feedback* (Nashner e Cordo, 1981; Horak e Nashner, 1986; Macpherson, Horak *et al.*, 1989; Maki e Mcilroy, 1996; Henry, Fung *et al.*, 1998a; Park, Horak *et al.*, 2004; Alexandrov, Frolov *et al.*, 2005). Os APCs servem como mecanismos para restaurar a posição do deslocamento do COM depois que a perturbação já tenha ocorrido (Macpherson, Horak *et al.*, 1989; Maki e Mcilroy, 1996), enquanto os APAs servem para minimizar o deslocamento do COM imediatamente antes da perturbação (Bouisset e Zattara, 1987; Aruin e Latash, 1995b).

A estratégia do movimento postural do tornozelo caracteriza-se pela ativação sequencial dos músculos do tornozelo, joelho e quadril, fazendo com que o corpo gire sobre a articulação do tornozelo (Figura 4) (Alexander, Rivara *et al.*, 1992). Quando o corpo oscila para frente e para trás em resposta a uma perturbação, um torque é produzido sobre a articulação do tornozelo que deslocará o seu COM e o COP. Esta estratégia reposiciona o COM através do movimento do corpo todo como um pêndulo invertido de seguimento único através do torque produzido ao redor da articulação do tornozelo (Figura 1) (Horak, Nashner *et al.*, 1990). A estratégia de movimento do tornozelo é habitualmente utilizada nas situações em que a perturbação do equilíbrio é pequena e a superfície de apoio firme, requerendo força dos músculos do tornozelos (Shumway-Cook e Woollacott, 2001). Como a quantidade de força que pode ser gerada pelos músculos que rodeiam a articulação do tornozelo é relativamente pequena, esta estratégia é geralmente utilizada para controlar oscilação na postura em pé ou oscilando em uma pequena amplitude de movimento (Gatev, Thomas *et al.*, 1999). Quando a estratégia do tornozelo não é suficiente, como em perturbações mais amplas e rápidas, ou quando a superfície de apoio é flexível

ou menor que os pés (como sobre uma viga estreita), utiliza-se a estratégia do quadril (Horak e Nashner, 1986).



**Figura 4.** Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo (Shumway-Cook e Woollacott, 2001).

A estratégia de movimento do quadril controla o movimento do COM por meio da produção de movimento amplo e rápido nas articulações do quadril associado à rotação antifase dos tornozelos (Figura 4), caracteriza-se pela ativação dos músculos anteriores do tronco e perna, conjuntamente à um relativo aumento da força de reação do solo na superfície de suporte e à uma pequena ativação dos músculos do tornozelo (Horak, Nashner *et al.*, 1990). Entretanto, quando as estratégias do tornozelo e do quadril não são suficientes para recuperar o equilíbrio, um passo é utilizado para alinhar a base de apoio sob o COM (Figura 4) (Horak, Henry *et al.*, 1997; Rogers e Mille, 2003). Porém, sabe-se que em muitas condições a estratégia do passo ocorre mesmo quando o COM está dentro dos limites de

base de apoio (Mcilroy e Maki, 1993; Brown, Shumway-Cook *et al.*, 1999).

Estudos reportam que as respostas dos APCs dependem da direção e da magnitude da perturbação bem como das dimensões da base de suporte (Horak e Nashner, 1986; Henry, Fung *et al.*, 1998b; Dimitrova, Horak *et al.*, 2004), previsibilidade das características da perturbação (Burleigh e Horak, 1996), instruções (Mcilroy e Maki, 1993), superfície de contato entre o corpo e a base de apoio (Le Bozec, Bouisset *et al.*, 2008) e do envolvimento de uma tarefa secundária, como segurar um objeto nas mãos (Bateni, Zecevic *et al.*, 2004).

Embora menor atenção tenha sido gasta para investigar a relação entre os APAs e os APCs, sabe-se que a previsibilidade da perturbação é um fator importante na geração dos APAs e do seu efeito sobre a magnitude dos APCs. Assim, demonstrou-se que em indivíduos com os olhos vendados o SNC não gerou APAs (como quando atingido por um pendulo em movimento) (Santos, Kanekar *et al.*, 2010a; b), e, como consequência, tem uma maior resposta compensatória que objetiva restabelecer o equilíbrio do corpo após uma perturbação ter ocorrido (Santos, Kanekar *et al.*, 2010a). Ou seja, um robusto APA minimiza as correções do APC e do deslocamento do COP após perturbações posturais (Massion, 1992; Aruin e Latash, 1995b; Krishnan, Vennila *et al.*, 2011).

As estratégias de ajustes posturais podem estar alteradas em doenças, por exemplo: os APAs são influenciados por condições como fadiga muscular (Allison e Henry, 2002; Vuillerme, Nougier *et al.*, 2002; Strang e Berg, 2007; Strang, Choi *et al.*, 2008; Strang, Berg *et al.*, 2009), lombalgia (Hodges e Richardson, 1996; 1999; Hodges, 2001; Hodges, Moseley *et al.*, 2003), acidente vascular encefálico (Dickstein, Shefi *et al.*, 2004) e doença de Parkinson (Aruin, Neyman *et al.*, 1996; Dimitrova, Horak *et al.*, 2004); enquanto os APCs podem sofrer alterações em condições como a ataxia cerebelar (Bakker, Allum *et al.*, 2006), a perda vestibular periférica bilateral (Carpenter, Allum *et al.*, 2001) e a doença de Huntington (Huttunen e Hömberg, 1990). Uma outra doença na qual os estudos apontam severas alterações no controle postural é IFT (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Tropp e Odenrick, 1988; Goldie, Evans *et al.*, 1994; Ross



e Guskiewicz, 2004; Docherty, Valovich Mcleod *et al.*, 2006; Van Cingel, Kleinrensink *et al.*, 2006; Hertel e Olmsted-Kramer, 2007). Entretanto, ainda não é conhecido como o SNC destes indivíduos responde à distúrbios internos e externos da postura em diferentes condições de instabilidade da postura.

Em suma, com base na literatura supracitada, a IFT é uma condição na qual os indivíduos têm entorse recorrente e/ou uma sensação de que seu tornozelo está "saindo do lugar" (Freeman, 1965). As causas desta doença são geralmente atribuídas à: **1)** fatores mecânicos como ruptura ligamentar (gerando frouxidão articular) (Liu, Siegler *et al.*, 2001; Hintermann, Boss *et al.*, 2002), anormalidades anatômica (Datir e Connell, 2010) e processos crônicos inflamatórios e degenerativos (Taga, Shino *et al.*, 1993; Hintermann, Boss *et al.*, 2002); **2)** fatores funcionais como déficit proprioceptivo (Lentell, Baas *et al.*, 1995; Refshauge, Kilbreath *et al.*, 2003), prejuízo no controle postural (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Fu e Hui-Chan, 2005), fraqueza muscular do tornozelo (Tropp, 1986; Willems, Witvrouw *et al.*, 2002) e aumento do tempo de reação neuromuscular (Konradsen e Ravn, 1991; Vaes, Van Gheluwe *et al.*, 2001; Mora, Quinteiro-Blondin *et al.*, 2003); e **3)** uma das possíveis combinações entre os fatores mecânicos e os funcionais (Santos e Liu, 2008).

Os tratamentos para a IFT baseiam-se principalmente em fortalecimento muscular (Docherty, Moore *et al.*, 1998; Kaminski, Buckley *et al.*, 2003; Sekir, Yildiz *et al.*, 2007), treino de equilíbrio (Freeman, Dean *et al.*, 1965; Fox, Docherty *et al.*, 2008) e exercícios pliométricos (Mckeon, Ingersoll *et al.*, 2008; Henry, Mcloda *et al.*, 2010). Sendo que o treino de equilíbrio tem sido considerado uma parte importante do processo de reabilitação (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Tropp e Odenrick, 1988; Goldie, Evans *et al.*, 1994; Ross e Guskiewicz, 2004; Docherty, Valovich Mcleod *et al.*, 2006; Van Cingel, Kleinrensink *et al.*, 2006; Hertel e Olmsted-Kramer, 2007), atuando preventivamente (Tropp, 1986) e reduzindo a reincidência das lesões (Tropp, Askling *et al.*, 1985; Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Verhagen, Van Der Beek *et al.*, 2004; Hertel e Olmsted-Kramer, 2007). Esses treinos normalmente envolvem perturbações posturais com os sujeitos em pé sobre superfícies instáveis (Hoffman e Payne, 1995;

Wester, Jespersen *et al.*, 1996; Eils e Rosenbaum, 2001; Fitzgerald, Trakarnratanakul *et al.*, 2010; Aragão, Karamanidis *et al.*, 2011). Entretanto, esses programas de reabilitação que utilizam superfícies instáveis não interferem simplesmente na propriocepção e no controle neuromuscular do tornozelo, eles podem influenciar os APAs e APCs. Dessa forma, trabalhos que utilizam este tipo de perturbações geram alterações nas estratégias de ajuste postural (Aruin, Forrest *et al.*, 1998; Fitzgerald, Axe *et al.*, 2000; Aruin e Shiratori, 2003; Santos, Kanekar *et al.*, 2010a); ou seja, ocorre uma modificação nos ajustes posturais antecipatórios (Santos e Aruin, 2009) e nos ajustes posturais compensatórios (Henry, Fung *et al.*, 1998b). Além disso, estudos tem sugerido que a instabilidade postural pode alterar o estado de pré-ativação do córtex motor para a manutenção do equilíbrio (Solopova, Kazennikov *et al.*, 2003), assim como a magnitude da atividade cortical pré perturbação pode ser escalada pela amplitude da perturbação quando o tamanho da perturbação pode ser previsto (Mochizuki, Boe *et al.*, 2010). Portanto, os treinos de equilíbrio utilizados na fisioterapia podem envolver áreas e vias do SNC, modificando suas repostas de acordo com a demanda da tarefa, como a instabilidade postural, e necessitam ser estudados para o melhor entendimento dos treinos de equilíbrio.

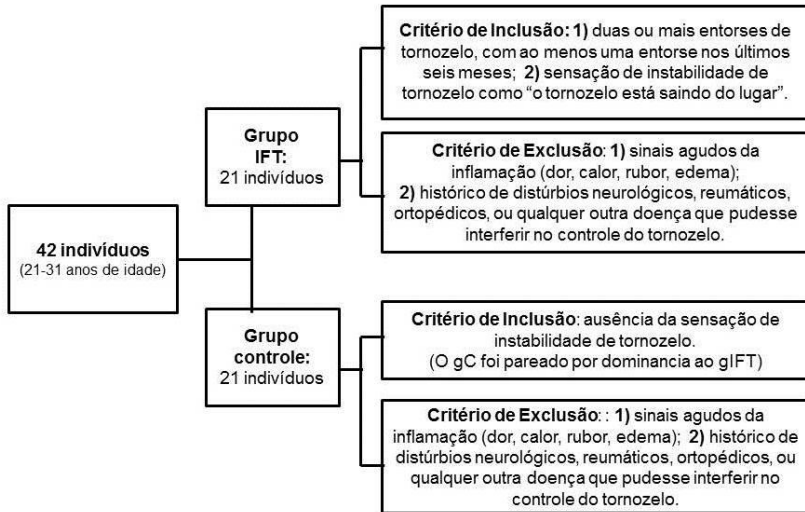
### **3 MÉTODOS**

#### **3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

A pesquisa caracterizou-se como um estudo quantitativo, com delineamento transversal e design quase-experimental, uma vez que a escolha dos participantes não foi aleatória (seleção não probabilística intencional). A seguir estão descritos os participantes, os instrumentos, o procedimento da coleta, o processamento e análise dos dados deste estudo.

#### **3.2 PARTICIPANTES**

Participaram deste estudo 42 adultos jovens voluntários, com idade entre 21 e 31 anos. Os participantes foram divididos em dois grupos: grupo com instabilidade funcional de tornozelo (gIFT, n = 21) e grupo controle (gC, n = 21). Os critérios de inclusão do gIFT foram: 1) histórico de duas ou mais entorses de tornozelo, com ao menos uma entorse nos últimos seis meses, 2) sensação de instabilidade de tornozelo como o tornozelo está “saindo do lugar”; e os critérios de exclusão: 1) sinais agudos de inflamação (dor, calor, rubor, edema), 2) histórico de distúrbios neurológicos, reumáticos, ortopédicos, ou qualquer outra doença que pudesse interferir no controle do tornozelo. O gC foi pareado por dominância ao gIFT, sendo critério de inclusão a ausência da sensação de instabilidade de tornozelo e os critérios de exclusão foram os mesmos adotados para o gIFT (Figura 5). Todos os indivíduos foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos realizados na pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UDESC, nº 205/2011).



**Figura 5.** Diagrama com os critérios de inclusão e exclusão do estudo.

### 3.3 INSTRUMENTOS DE COLETA

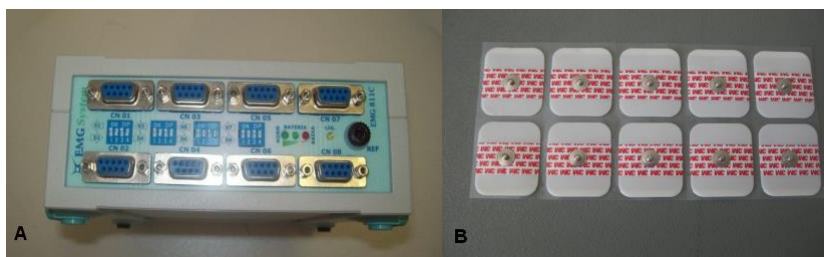
#### 3.3.1 Cumberland Ankle Instability Tool

O *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) é uma ferramenta simples, válida e confiável para mensurar a severidade da instabilidade funcional de tornozelo; composto por 9 itens, aos quais são atribuídas respostas independentes para o tornozelo direito e esquerdo, perfazendo um escore máximo de 30 pontos para cada tornozelo. A menor pontuação indica maior severidade da instabilidade funcional e o valor máximo significa estabilidade normal (Hiller, Refshauge *et al.*, 2006). No topo da ficha do CAIT constavam o número de identificação do sujeito, idade, massa corporal, altura, lateralidade e número de entorses (Anexo A).

Optou-se pela utilização da versão brasileira do CAIT (De Noronha, Refshauge *et al.*, 2008) para classificar o grau/severidade da IFT nos participantes deste estudo devido a sua confiabilidade, praticidade clínica e baixo custo.

### 3.3.2 Sistema de mensuração do sinal eletromiográfico

A aquisição e monitoramento da atividade elétrica muscular foi realizada através de dois eletromiógrafos (modelo 811C, EMG SYSTEM DO BRASIL®, Brasil) (Figura 6-A) com as seguintes especificações de aquisição do sinal: ganho de 2000, filtro interno passa banda de 23 a 500 Hz, modo de rejeição de taxa comum (*common mode rejection ratio* - CMRR) maior que 80 dB e amplificador diferencial. Foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis (modelo 223BRQ, 3M®, Brasil) (Figura 6-B) com área de gel em formato quadrangular (1x1 cm) confeccionados em prata e passivados em cloreto de prata (Ag/AgCl).



**Figura 6.** Eletromiógrafo (A); Eletrodo de superfície (B). Fonte: acervo próprio.

### 3.3.3 Acelerômetro

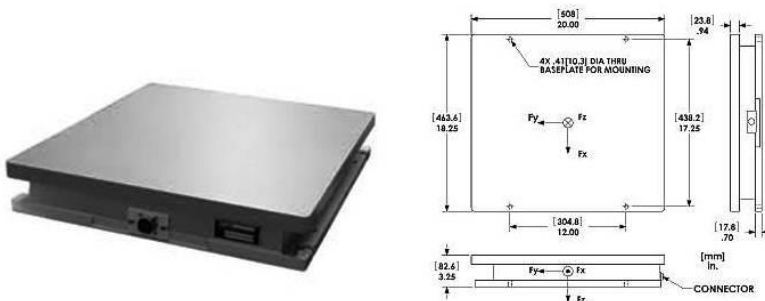
Os eventos mecânicos (descritos a seguir no tópico procedimentos) foram marcados por um acelerômetro (modelo ACL13000/03, EMG System do Brasil®, Brasil), de configuração triaxial (Figura 7).



**Figura 7.** Acelerômetro triaxial. Fonte: acervo próprio.

### 3.3.4 Plataforma de força

As forças de reação do solo ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e os momentos de força ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ) foram registrados por uma plataforma de força (AMTI modelo OR6-7, USA) (Figura 6), posicionada no chão do laboratório, encaixada em uma estrutura de madeira desmontável (147 cm x 81,1 cm x 8,3 cm) (Figura 9).

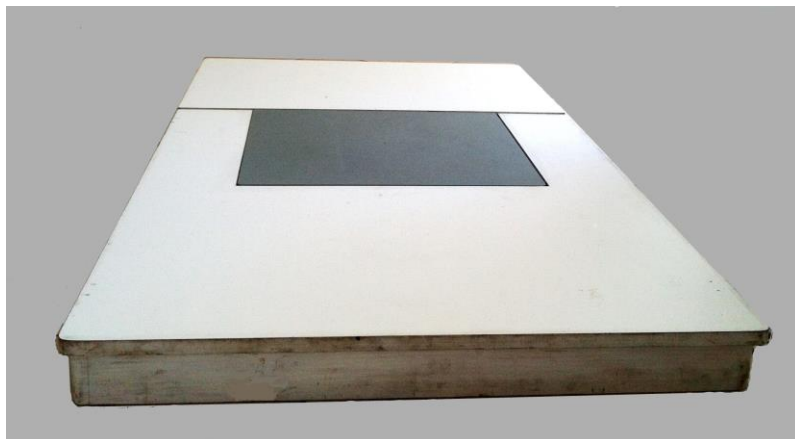


**Figura 8.** Plataforma de força, OR6-7 AMTI (Disponível em: <http://www.amti.biz>).

Todos os sinais (dados provenientes do eletromiógrafo, do acelerômetro e da plataforma de força) foram enviados ao computador através de um sistema de aquisição analógico digital (modelo PCI 6259, National Instruments, USA) com uma frequência de 1000 Hz e resolução de 16 bits adquiridos em ambiente LabView (SignalExpress ® 2010, Version 4.0. 0 for Windows ®, National Instruments ® Brand, USA).

### 3.3.5 Superfície/condição de coleta

Para esse estudo foram utilizadas três condições: uma superfície estável e duas instáveis. Para representar a superfície estável os indivíduos foram dispostos sobre a plataforma de força acoplada à superfície plana de madeira (147 x 81 x 8 cm) (Figura 9).



**Figura 9.** Plataforma de força acoplada à estrutura de madeira, superfície plana. Fonte: acervo próprio.

Uma das condições instáveis foi representada por uma estrutura de espuma (densidade  $28\text{kg/m}^3$ ) revestida por uma camada de borracha de etileno vinil acetato (EVA) de 1,0 cm de espessura (totalizando: 51 x 46 x 8 cm) (Figura 10) e por um mini trampolim (modelo Hidro Coil c/ Molas Inox 113, Polimet, Brasil)

de aço inox, composto por trinta e duas molas, pés soldados, tela sanet cor azul, com 100 cm de diâmetro e 25 cm de altura, suportando massa de até 150 kg (Figura 11).



**Figura 10.** Estrutura confeccionada de espuma. Fonte: acervo próprio.



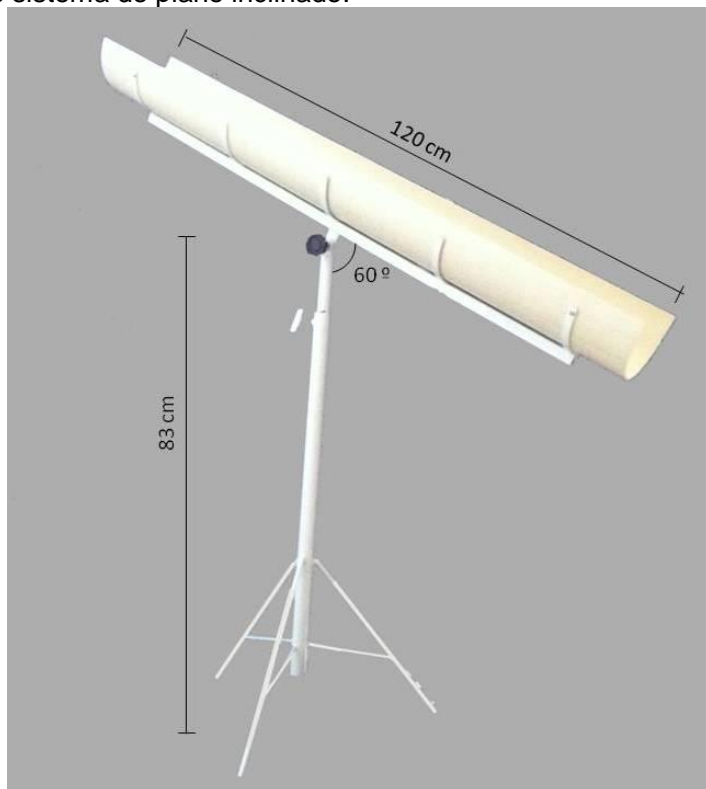
**Figura 11.** Mini trampolim. Fonte: acervo próprio

### 3.3.6 Plano inclinado

Para garantir que a tarefa fosse sempre a mesma para todos os participantes foi construído um sistema em plano inclinado, tipo escorregador. O sistema era formado por um tripé de ferro com uma calha de PVC (120 cm de comprimento) acoplada, tendo a altura (de 80 cm até 140 cm) e a angulação regulável. A altura foi fixada a 83 cm da superfície de apoio e a calha formou um ângulo de  $60^\circ$  com o tripé (Figura 12). A bola foi apoiada na extremidade superior e deslizou até o pé do participante. Sendo assim, a bola foi lançada na direção do pé dos indivíduos sempre com a mesma velocidade, uma vez que a



força da gravidade e a direção foram às mesmas. Chamaremos este sistema de plano inclinado.



**Figura 12.** Plano inclinado confeccionado em cano de PVC e ferro. Note que a altura no tripé é regulável, bem como a angulação da calha. Fonte: acervo próprio.

### 3.4 PROCEDIMENTO DE COLETA

Inicialmente os sujeitos foram informados acerca dos objetivos e procedimento que seriam realizados na pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (protocolo n. 205/2011). Em seguida responderam a ficha de identificação e o CAIT e foram instruídos a utilizar vestimenta

adequada para colocação dos eletrodos. O CAIT foi aplicado no formato de entrevista.

Previamente a fixação dos eletrodos foi realizada assepsia da pele com algodão umedecido em álcool 70% e tricotomização, quando necessário. Os eletrodos foram fixados na pele sobre os seguintes músculos: sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção lateral – GasL; e porção medial – GasM), fibular longo (FL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL) e reto abdominal (RA) do lado da instabilidade funcional de tornozelo (perna de apoio) e o músculo adutor (AD) do lado da perna de chute (executor da tarefa). A distância inter-eletrodos foi de 2 cm e dois eletrodos de referência foram posicionado no maléolo lateral e medial da perna de apoio. A perna de apoio do gC foi pareada por dominância ao gIFT. Todos os procedimentos realizados acima seguiram as normas SENIAM (Anexo B) (Hermens, Freriks *et al.*, 2000).

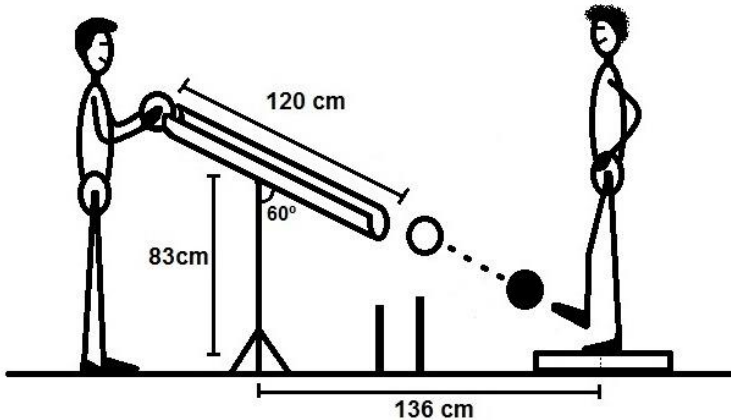
Em seguida, os indivíduos foram posicionados descalços, com as mãos na cintura, sobre o centro de três superfícies (marcadas previamente) com diferentes níveis de instabilidade: a superfície plana (Figura 9), a estrutura de espuma (Figura 10) e o mini trampolim (Figura 11). Os sujeitos foram posicionados de pé em apoio unipodal sobre a perna com instabilidade funcional de tornozelo. O membro contralateral foi posicionado com leve flexão de joelho e rotação externa de quadril de maneira que o calcâneo desta perna permanecesse na altura do maléolo medial da perna de suporte (Figura 13). As superfícies foram randomizadas através de sorteio.

A bola (modelo MAX 100 Termotec, mirim sub-11, Penalty, Brasil) foi lançada cinco vezes para cada condição (superfície plana, estrutura de espuma e mini trampolim), com o auxílio do plano inclinado, e o participante deveria devolvê-la ao experimentador com a perna de chute, fazendo com que a bola passasse entre dois bastões (Figura 14). O centro do tripé do plano inclinado ficou a uma distância de 136 cm do centro da superfície na qual os sujeitos foram testados. Antes do início da aquisição do sinal, dois lançamentos testes foram realizados com o objetivo de familiarização do participante com a tarefa proposta para cada condição. Os participantes foram solicitados a

informar (através da palavra “ok”) quando estivessem na postura mais estável possível (para todas as tentativas em todas as condições), e só após isto ocorrer que foi iniciada a coleta dos dados. Todo procedimento descrito acima foi executado pelo mesmo experimentador.



**Figura 13.** Posicionamento que os sujeitos deveriam adotar antes do início da tarefa: de pé em apoio unipodal sobre a perna com instabilidade de tornozelo. O membro contralateral foi posicionado com leve flexão de joelho e rotação externa de quadril de maneira que o calcâneo desta perna permanecesse na altura do maléolo medial da perna de suporte. As mãos foram apoiadas na cintura. Note que a figura representa o sujeito sobre a superfície plana e que a instabilidade funcional de tornozelo ocorre no tornozelo esquerdo (perna de apoio). Fonte: Acervo Próprio.



**Figura 14.** Representação da tarefa de chutar a bola na superfície plana. Note que a instabilidade funcional de tornozelo ocorre no tornozelo esquerdo.

## 3.5 TRATAMENTO DOS DADOS

### 3.5.1 Processamento de dados

Para calcular a latência da atividade EMG, os dados brutos foram filtrados (filtro Butterworth de 6° ordem, passa alta em 20 Hz) para remover possíveis artefatos. Subsequentemente, a atividade EMG foi tratada com um *nonlinear Teager-Kaiser Energy Operator* (TKEO), e filtrados novamente (6° ordem, zero-fase passa baixa em 50 Hz) para suavizar o sinal. Este método tem demonstrado alta acurácia para detectar o início da atividade EMG (*onset*) (Li, Zhou *et al.*, 2007; Solnik, Devita *et al.*, 2008). O TKEO ( $\Psi$ ) foi definido como:

$$\Psi[x(n)] = x^2(n) - x(n+1)x(n-1),$$

onde  $x$  é o valor da atividade EMG e  $n$  é o número de dados.

Em seguida as cinco tentativas da atividade EMG de cada músculo foram alinhadas pelo *onset* do músculo adutor (músculo focal), gerando a média das cinco tentativas para cada músculo. O *onset* do músculo adutor, assim como a latência dele

em relação a todos os outros músculos, foram identificados com a combinação de um algoritmo gerado por computador e inspeção visual das médias da atividade EMG, previamente tratadas. A latência foi identificada como o ponto onde o sinal suavizado excedeu (tanto positivo quanto negativamente) o limiar de dois desvios padrões da linha de base por mais de 25 ms.

Para calcular as integrais da atividade EMG ( $\int EMG$ ), primeiramente os dados brutos retificados foram filtrados com filtro *Butterworth* passa banda (30 – 400 Hz) de segunda ordem (De Luca, Gilmore *et al.*, 2010). A seguir, as janelas de tempo da  $\int EMG$  durante os APAs e o APCs foram demarcadas entorno de dois pontos obtidos através do sinal do acelerômetro. Esses pontos corresponderam ao início do movimento da perna ( $t_1$ ) e ao momento do impacto desta com a bola ( $t_2$ ). Tais janelas compreenderam 150 ms ( $x_0 - x_1$ ): 1) 100 ms antes de  $t_1$  até 50 ms após  $t_1$  referidos como APA1; 2) 100 ms antes de  $t_2$  até 50 ms após  $t_2$  referido como APA2, e 3) 50 ms após  $t_2$  até 200 ms após  $t_2$  denominado APC. As  $\int EMG$  foram corrigidas pela  $\int EMG$  da linha de base, que foi calculado no início da coleta (1-150ms) conforme a equação abaixo:

$$\int EMG = \int_{x_1}^{x_0} EMG - \int_{1.50}^1 EMG$$

onde  $\int EMG$  é a integral da atividade EMG dentro da janela de tempo determinada para as respostas antecipatórias e compensatórias ( $\int_{x_1}^{x_0} EMG$ ) menos a integral da linha de base da atividade EMG ( $\int_{1.50}^1 EMG$ ).

Já o deslocamento do COP foi calculado com a seguinte aproximação:

$$COP_x = \frac{-(M_y + F_x * d)}{F_z} \quad COP_y = \frac{M_x - F_y * d}{F_z}$$

onde  $M_x$  é o momento ao redor do plano sagital;  $M_y$  é o momento ao redor do plano frontal;  $F_y$  corresponde ao componente ântero posterior das forças de reação do solo;  $F_x$  corresponde ao componente médio lateral das forças de reação do solo;  $F_z$  é o componente vertical das forças de reação do solo

e  $d$  é a distância da origem da plataforma de força e a sua superfície.

A seguir, a média do deslocamento do COP (mCOP) na direção ântero posterior (mCOP<sub>ap</sub>) e na direção médio lateral (mCOP<sub>ml</sub>) foi calculada durante todo o intervalo de tempo da tarefa dinâmica, ou seja, 50 ms antes de  $t_1$  até 400 ms após  $t_2$ . A mCOP foi corrigida pela mCOP da linha de base, que foi calculada no início da coleta (1-150ms).

O tratamento dos dados, assim como a detecção da latência, o cálculo das  $\int$ EMG e da mCOP foram realizados através de rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (The MathWorks®, versão R2010b, EUA).

### 3.5.2 Análise Estatística

A pontuação obtida no CAIT e os dados da ficha de identificação foram analisados através de estatística descritiva (média, desvio padrão da média, valores mínimos e máximos). Inicialmente as variáveis dependente deste estudo (latência,  $\int$ EMG dos músculos estudados – SOL, GaL, GaM, FL, TA, BF, RF, GM, PL, AB e AD –, mCOP<sub>ap</sub> e mCOP<sub>ml</sub>) foram analisadas através de estatística descritiva (média, valores mínimos e máximos, desvio padrão e erro padrão da média). Para detectar a diferença entre os grupos para a latência muscular, foi realizado o teste  $t$  independente com a correção de *Bonferrone*, onde  $p$  precisaria assumir valores menores que 0,005 para ser considerado estatisticamente significativo. O nível de significância adotado para os demais testes foi  $p < 0,05$ . Para analisar o efeito das variáveis independentes (“grupo” e “condição”) sobre a variabilidade de cada uma das variáveis dependentes ( $\int$ EMG: linha de base, APA1, APA2, APC; COP: mCOP<sub>ap</sub> e mCOP<sub>ml</sub>) foi efetuada uma análise de variância (ANOVA) fatorial (para dados independentes) 2x3, considerando grupo (gC e gIFT) e condição (superfície plana, espuma e mini trampolim) para as  $\int$ EMG (linha de base, APA1, APA2 e APC). Adicionalmente, foi efetuada análise de variância (ANOVA) fatorial (para dados independentes) 2x2 para, considerando grupo (gC e gIFT) e condição (superfície plana e espuma) para o mCOP (mCOP<sub>ap</sub> e mCOP<sub>ml</sub>).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 CARACTERÍSTICA DOS PARTICIPANTES

Participaram deste estudo 42 indivíduos, dos quais 21 (13 mulheres e oito homens) compuseram o gC e 21 (13 mulheres e oito homens) o gIFT (Tabela 1). Destes, 36 eram destros e seis eram sinistros de membro inferior, sendo que três faziam parte do gC e três do gIFT.

**Tabela 1.** Idade e dados antropométricos dos participantes do estudo.

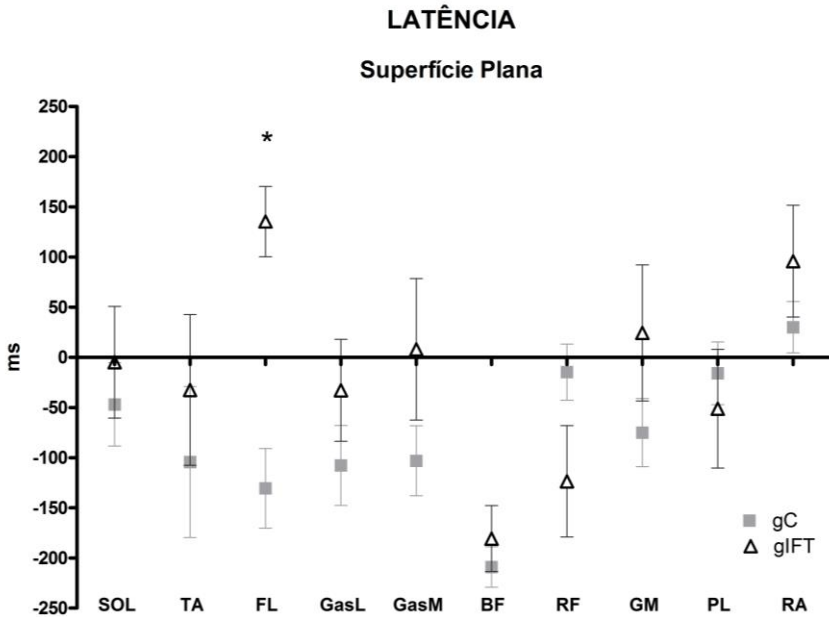
	gC		gIFT	
	Média	DP	Média	DP
<b>Idade</b> (anos)	25.05	2.91	24.90	3.39
<b>Massa Corporal</b> (kg)	67.70	12.18	70.19	12.76
<b>Altura</b> (m)	1.72	0.11	1.69	0.10

Onde gC = grupo controle; gIFT = grupo com instabilidade funcional de tornozelo; e DP = desvio padrão da média.

Os indivíduos do gIFT tiveram em média quatro entorses de tornozelo nos últimos dois anos (mínimo de duas e máximo de 10), e obtiveram pontuação 17 no CAIT (mínimo de 10 e máximo de 27) para a perna de apoio.

### 4.2 LATÊNCIA MUSCULAR

A latência da atividade EMG só foi analisada para a superfície plana, uma vez que nas condições instáveis (espuma e mini trampolim) a detecção do *onset* muscular não foi possível devido à excessiva flutuação do sinal eletromiográfico. A latência muscular do FL foi diferente entre os grupos, o músculo FL ativou tardiamente para o gIFT quando comparado ao gC ( $t = -4,907$ ;  $p < 0,001$ ). Para os demais músculos estudados (SOL, TA, GasL, GasM, BF, RF, GM, PL, RA) a latência muscular entre o gC e o gIFT foi similar (Figura 15).



**Figura 15.** Latência muscular obtida durante a tarefa de chutar uma bola sobre a superfície plana. A média da latência muscular e o erro padrão da média para os músculos posturais foram calculadas a partir do *onset* do músculo adutor (ponto zero). Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (glFT), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL) e reto abdominal (RA). A unidade de medida está em milissegundos (ms). \* indica diferença estatística significativa entre o gC e o glFT.



## 4.3 INTEGRAL DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

### 4.3.1 Análise do efeito do grupo e da condição sobre a variabilidade da linha de base

De maneira geral, ANOVA fatorial mostrou que a  $\int$ EMG da linha de base foi maior para as superfícies instáveis (espuma e mini trampolim) do que para a superfície plana (Tabela 2) e que estas ocorreram dentre todas as condições para os músculos distais e dentre a superfície plana e o mini trampolim e dentre a espuma e o mini trampolim para os músculos da coxa (Tabela 3). Pela análise do efeito simples (ANOVA de medidas repetidas) há evidência de que o efeito da condição sobre a  $\int$ EMG da linha de base seja genuíno (Tabela 4). Já ANOVA fatorial mostrou que não houve influência do grupo sobre a  $\int$ EMG da linha de base, assim como não houve interação entre condição e grupo sobre a  $\int$ EMG da linha de base.

**Tabela 2.** Resultado ANOVA fatorial (2x3) durante a linha de base.

	CONDIÇÃO		GRUPO		CONDIÇÃO X GRUPO	
	F	p	F	p	F	p
<b>SOL</b>	15.547	< 0.001*	0.046	0.831	0.224	0.800
<b>TA</b>	15.564	< 0.001*	0.752	0.391	0.079	0.924
<b>GasL</b>	11.131	< 0.001*	0.908	0.346	0.942	0.394
<b>GasM</b>	14.427	< 0.001*	0.133	0.718	0.092	0.912
<b>FL</b>	3.050	0.053	0.408	0.527	0.841	0.435
<b>BF</b>	8.520	< 0.001*	3.003	0.091	0.994	0.375
<b>RF</b>	7.299	0.001*	1.366	0.249	1.712	0.187
<b>GM</b>	3.805	0.026*	0.009	0.926	2.721	0.720
<b>PL</b>	1.055	0.353	0.722	0.401	0.625	0.538
<b>RA</b>	0.878	0.420	2.670	0.110	1.100	0.338
<b>AD</b>	0.856	0.429	0.086	0.770	0.211	0.810

Sóleo (SOL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral

lombar (PL), reto abdominal (RA) e adutor (AD). \* indica diferença estatística significativa.

**Tabela 3.** Resultado *pairwise comparisons* (LSD) da ANOVA fatorial (2x3) durante a linha de base.

		<i>p</i>	
		Espuma	Mini trampolim
<b>SOL</b>	Superfície plana	0.017*	<0.001*
	Espuma		0.001*
<b>TA</b>	Superfície plana	0.001*	<0.001*
	Espuma		0.006*
<b>GasL</b>	Superfície plana	0.003*	<0.001*
	Espuma		0.038*
<b>GasM</b>	Superfície plana	0.098	<0.001*
	Espuma		<0.001*
<b>BF</b>	Superfície plana	0.561	0.001*
	Espuma		0.002*
<b>RF</b>	Superfície plana	0.265	0.005*
	Espuma		0.008*
<b>GM</b>	Superfície plana	0.039*	0.025*
	Espuma		0.708

Grupo controle (gC ), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT ), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM). \* indica diferença estatística significativa.

**Tabela 4.** Resultados ANOVA medidas repetidas da linha de base, efeito simples.

	gC		gIFT	
	F	p	F	p
SOL	13.24	< 0.001*	5.823	0.006*
TA	9.417	< 0.001*	6.714	0.003*
GasL	18.185	< 0.001*	1.971	0.153
GasM	13.297	< 0.001*	4.473	0.018*
BF	5.603	0.007*	3.054	0.058
RF	7.258	0.002*	1.508	0.234
GM	4.507	0.017*	0.207	0.814

Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM). \* indica diferença estatística significante.

#### 4.3.2 Análise do efeito do grupo e da condição sobre a variabilidade da janela de tempo do APA1, APA2 e APC, separadamente

De maneira geral, em relação à análise dos efeitos principais, verificou-se que houve influência da condição e do grupo sobre a  $\int$ EMG dentro das janelas de tempo dos ajustes antecipatórios (APA1 e APA2) e compensatório (APC) para apenas alguns dos músculos estudados (Tabela 5) (Figura 16). Ou seja, a  $\int$ EMG foi maior na superfície plana para o TA ( $F = 3,268$ ;  $p = 0,043$ ) e o FL ( $F = 3,157$ ;  $p = 0,048$ ) dentro da janela de tempo do APA1. Houve interação entre o grupo e a condição na janela de tempo do APA1 para o músculo SOL ( $F = 3,202$ ;  $p = 0,046$ ). A  $\int$ EMG foi maior na espuma para o GasM ( $F = 3,273$ ;  $p = 0,043$ ) dentro da janela de tempo do APA2. A  $\int$ EMG foi maior para o gIFT do que para o gC dentro da janela de tempo do APC para o músculo PL ( $F = 8,144$ ;  $p = 0,007$ ).

Pela análise do efeito simples não há evidência de que o efeito da condição sobre o APA1 (gC  $\rightarrow$  TA:  $F = 2,780$   $p = 0,074$ ;

FL:  $F= 3,171$   $p = 0,053$ ; gIFT  $\rightarrow$  TA:  $F= 1,716$   $p= 0,193$ ; FL:  $F= 0,582$   $p = 0,563$ ) e APA2 (gC  $\rightarrow$  GasM:  $F= 2,499$   $p= 0,095$ ; gIFT  $\rightarrow$  GasM:  $F= 1,203$   $p=0,311$ ) seja genuíno. Já a análise do efeito simples do grupo sobre o APC no músculo PL mostrou-se genuíno, ou seja, o gIFT teve a resposta EMG maior do que o gC na janela de tempo APC para as três condições experimentais (superfície plana:  $t = -2,056$   $p = 0,046$ ; espuma:  $t = -2,466$   $p = 0,019$ ; mini trampolim:  $t = -3,079$   $p = 0,004$ ).

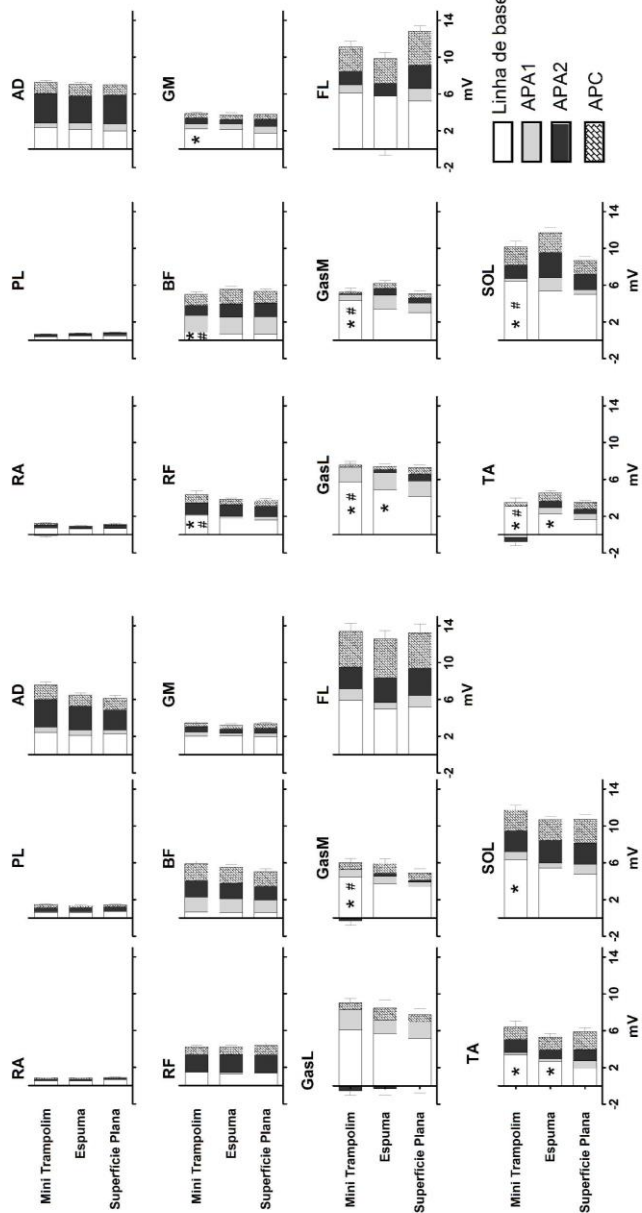
**Tabela 5.** Resultado ANOVA fatorial (2x3) durante o APA1, APA2 e APC, separadamente.

		CONDIÇÃO		GRUPO		CONDIÇÃO X GRUPO	
		F	p	F	p	F	p
APA1	<b>SOL</b>	0.861	0.426	0.037	0.849	3.202	0.046*
	<b>TA</b>	3.268	0.043*	0.182	0.672	1.476	0.235
	<b>GasL</b>	0.395	0.675	0.035	0.854	1.645	0.199
	<b>GasM</b>	1.498	0.230	0.701	0.408	1.022	0.365
	<b>FL</b>	3.157	0.048*	0.313	0.579	0.607	0.547
	<b>BF</b>	0.184	0.832	1.102	0.319	0.688	0.505
	<b>RF</b>	1.853	0.163	1.536	0.222	0.502	0.607
	<b>GM</b>	0.315	0.731	2.854	0.099	1.532	0.222
	<b>PL</b>	0.121	0.886	0.783	0.381	1.068	3.480
	<b>RA</b>	0.761	0.471	0.710	0.405	0.941	0.395
	<b>AD</b>	0.337	0.715	0.462	0.501	1.176	0.314
APA2	<b>SOL</b>	0.194	0.151	0.338	0.564	1.275	2.850
	<b>TA</b>	0.354	0.703	3.373	0.074	1.341	2.670
	<b>GasL</b>	2.284	0.108	0.858	0.360	0.081	0.922
	<b>GasM</b>	3.273	0.043*	0.409	0.526	0.001	0.999
	<b>FL</b>	1.679	0.193	1.174	0.285	0.512	0.602
	<b>BF</b>	0.339	0.714	0.392	0.535	2.627	0.079
	<b>RF</b>	0.075	0.927	1.739	0.195	0.044	0.957
	<b>GM</b>	2.652	0.770	0.056	0.814	0.740	0.480

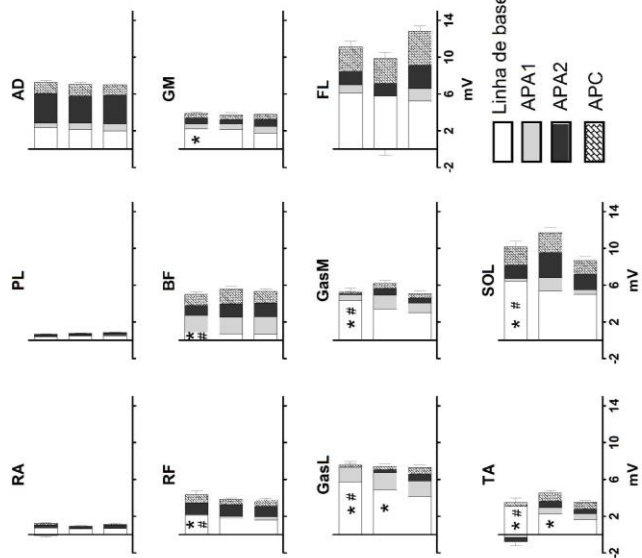
	<b>PL</b>	0.086	0.918	2.278	0.139	0.051	0.950
	<b>RA</b>	0.433	0.650	0.929	0.341	1.195	0.308
	<b>AD</b>	1.910	0.155	0.686	0.413	1.291	0.281
<b>APC</b>	<b>SOL</b>	0.187	0.830	0.627	0.433	1.177	0.313
	<b>TA</b>	0.751	0.475	3.905	0.055	0.391	0.677
	<b>GasL</b>	0.409	0.665	0.847	0.363	0.542	0.584
	<b>GasM</b>	0.631	0.535	0.821	0.370	0.123	0.885
	<b>FL</b>	0.559	0.574	1.124	0.295	0.987	0.377
	<b>BF</b>	1.716	0.186	1.141	0.292	1.168	0.316
	<b>RF</b>	0.425	0.655	0.308	0.582	1.083	0.343
	<b>GM</b>	0.060	0.942	0.100	0.754	0.580	0.943
	<b>PL</b>	0.667	0.516	8.144	0.007*	1.525	0.224
	<b>RA</b>	1.654	0.198	0.006	0.938	1.475	0.235
	<b>AD</b>	1.362	0.262	0.178	0.675	0.912	0.406

Ajuste postural antecipatório 1 (APA1), ajuste postural antecipatório 2 (APA2), ajuste postural compensatório (APC), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), reto abdominal (RA) e adutor (AD). \* indica diferença estatística significante.

## gIFT



## gC



**Figura 16.** Médias dos ajustes posturais antecipatórios (APA1, APA2) e compensatórios (APC) durante a tarefa de chutar uma bola sobre uma superfície plana, espuma e mini trampolim. A unidade de medida está em milivolts (mV). Valores positivos indicam ativação e negativo inibição muscular. Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT), sóleo (SOL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL), porção lateral do gastrocnêmio (GasL), porção medial do gastrocnêmio (GasM), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), reto abdominal (RA) e adutor (AD). \* indica que houve diferença significativa da JEMG da linha de base entre a superfície plana e a espuma e entre a superfície plana e o mini trampolim. # indica que houve diferença significativa da JEMG da linha de base entre a espuma e o mini trampolim.

#### 4.4 DESLOCAMENTO DE CENTRO DE PRESSÃO CORPORAL

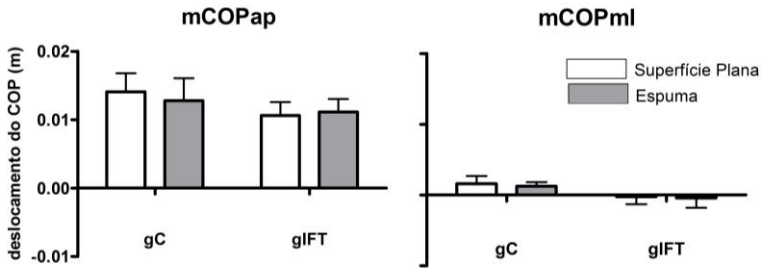
##### 4.4.1 Análise do efeito do grupo e da condição sobre a variabilidade $mCOP_{ap}$ e $mCOP_{ml}$

A  $mCOP_{ap}$  e  $mCOP_{ml}$  para o gC e gIFT estão plotados na Figura 17. O deslocamento  $mCOP_{ap}$  ocorreu na direção anterior para ambos os grupos e condições. Já o deslocamento da  $mCOP_{ml}$  para o gC foi lateral enquanto para o gIFT foi medial. Entretanto, verificou-se que não há influência da condição e do grupo sobre a  $mCOP_{ap}$  e  $mCOP_{ml}$  (Tabela 6).

**Tabela 6.** Resultado ANOVA fatorial (2x2) durante  $mCOP_{ap}$  e  $mCOP_{ml}$ .

	CONDIÇÃO		GRUPO		CONDIÇÃO X GRUPO	
	F	p	F	p	F	p
<b>mCOPap</b>	0.103	0.750	0.571	0.454	0.586	0.448
<b>mCOPml</b>	0.114	0.737	1.808	1.860	0.011	0.917

Média do deslocamento do COP no sentido ântero posterior ( $mCOP_{ap}$ ),  
média do deslocamento do COP no sentido médio lateral ( $mCOP_{ml}$ ).



**Figura 17.** Média do deslocamento do COP no sentido ântero posterior ( $mCOP_{ap}$ ) e medio lateral ( $mCOP_{ml}$ ) obtida durante a tarefa de chutar uma bola sobre a superfície plana e sobre a espuma. A unidade de medida está em metros (m). Valores positivos e negativos para  $mCOP_{ap}$  indicam que o deslocamento do COP foi na direção anterior e posterior (plano sagital), respectivamente. Para a  $mCOP_{ml}$  os valores positivos indicam que o deslocamento do COP foi lateral e os valores negativos representam o deslocamento no sentido medial. Grupo controle (gC), grupo instabilidade funcional de tornozelo (gIFT).



## 5 DISCUSSÃO

É bem conhecido que indivíduos com IFT apresentam déficits de equilíbrio e propriocepção. Entretanto, pouco se sabe sobre como o SNC controla os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios durante perturbações posturais em atividades que são comuns durante a prática desportiva ou tratamentos para prevenir e reabilitar esses indivíduos. Portanto, este estudo foi elaborado para investigar as estratégias de ajuste postural em indivíduos com IFT durante perturbações que são geralmente usadas em clínicas e clubes de futebol para melhorar o controle do equilíbrio e propriocepção desses pacientes, ou seja, chutar uma bola em movimento sobre superfícies estáveis e instáveis. Uma vez que o bola foi lançada da mesma distância e com velocidade similar para todos os participantes e condições, a magnitude das perturbações foi homogênea durante todo o experimento. Assim, os resultados observados foram relacionados com as condições experimentais.

Neste estudo, de maneira geral, as latências dos músculos posturais variaram de 100 até 150 ms antes do *onset* do músculo focal (adutor). Estudos anteriores demonstraram latências semelhantes tanto para perturbação interna (Bouisset e Zattara, 1987) quanto externa (Santos, Kanekar et al., 2010a) da postura. Portanto, durante a realização da tarefa de chutar uma bola em movimento, o SNC ativa os músculos posturais da perna de apoio antes do início do movimento da perna de chute, gerando um aumento da atividade EMG na janela de tempo típica de APA; semelhante a tarefas que envolvem perturbações internas (Aruin e Latash, 1995a), e perturbações externas - como parar um pêndulo em movimento (Santos, Kanekar et al., 2010a) ou segurar uma carga (Lacquaniti & Maioli, 1989), o que confirma o controle antecipatório do SNC com base na memória e experiência, tal como foi demonstrado em muitos outros estudos, desde o trabalho pioneiro de Belenkii e colaboradores (Belen'kiĭ, Gurfinkel' et al., 1967; Massion, 1992).

Neste estudo, a latência da atividade EMG do músculo FL foi atrasada para o gIFT quando comparado ao gC na superfície plana. Os resultados desse estudo estão em paralelo com as investigações de deslocamento angular repentino do

tornozelo (em inversão) que apontam um aumento do tempo de reação do músculo FL para pessoas com IFT (65ms) quando comparado ao controle (49ms), o que poderia ser responsável pela instabilidade crônica do tornozelo (Löfvenberg, Kärrholm et al., 1995). Além disso, foi demonstrado que pacientes com IFT possuem um atraso eletromecânico e na latência do FL quando sofrem uma perturbação em inversão durante a marcha (Hopkins, Brown et al., 2009). Esse atraso na ativação do músculo FL pode ser secundário a uma lesão nas terminações nervosas localizadas na articulação do tornozelo (Nitz, Dobner et al., 1985) que pode levar a perda da propriocepção (Freeman, Dean et al., 1965). De fato, muitos estudos tem demonstrado redução na velocidade de condução nervosa após lesões do tornozelo em inversão (Meals, 1977; Nitz, Dobner et al., 1985; Kleinrensink, Stoeckart et al., 1994). Além disso, essa desafferentação parcial do tornozelo pode fazer com que os indivíduos com entorses repetitivas de tornozelo tenham dificuldade em detectar o movimento articular do tornozelo precisamente, como fazem os indivíduos saudáveis (Freeman, 1965; Forkin, Koczur et al., 1996; Refshauge, Kilbreath et al., 2003). Isso pode causar um atraso da ativação dos músculos que promovem a estabilidade do tornozelo, entre eles o FL. Portanto, os resultados do presente estudo sugerem que indivíduos com IFT não somente tem atraso na latência do músculo FL durante súbita inversão, provocada artificialmente (Hopkins, Brown et al., 2009), mas também durante atividades dinâmicas comuns na prática desportiva, como a de chutar uma bola em apoio unipodal. Este atraso pode propiciar a recidiva das entorses de tornozelo durante essas atividades, uma vez que o músculo FL é um importante estabilizador da inversão de tornozelo.

A atividade EMG da linha de base foi similar entre os indivíduos com IFT quando comparados ao controle. Interessante, foi que, de maneira geral, a linha de base da atividade EMG foi maior nas superfícies instáveis (espuma e mini trampolim) do que na superfície plana, especialmente para os músculos distais e da coxa. Estudos prévios demonstraram que perturbações posturais realizadas em indivíduos em pé sobre superfícies instáveis podem modificar os APAs (Aruin, Forrest et

*al.*, 1998; Henry, Fung *et al.*, 1998b; Fitzgerald, Axe *et al.*, 2000; Carpenter, Frank *et al.*, 2001; Santos e Aruin, 2009). Por exemplo, quando indivíduos saudáveis foram instruídos a soltar subitamente uma carga sustentada com as mãos estando em pé sobre uma tábua de equilíbrio, a atividade dos músculos tibial anterior e sóleo diminuíram em comparação a condição em pé sobre uma superfície estável. Os autores sugerem que essa diminuição pode ser devido ao fato de que os APAs aumentariam ainda mais a instabilidade dos sujeitos, por isso, seriam inibidos pelo SNC (Aruin, Forrest *et al.*, 1998). Porém, os estudos mencionados acima não analisaram sistematicamente a linha de base das atividades musculares e, alguns, usaram a linha de base para calcular as JEMGs.

Em contrapartida, assim como em nosso estudo, pesquisa mais recente apontou que durante a vibração do tendão aquileu com sujeitos em pé sobre superfície instável durante perturbação interna da postura (mover os braços), o músculo SOL e TA tiveram um aumento da atividade EMG da linha de base que não foi acompanhado por mudanças nos APAs (Slijper e Latash, 2004). Os resultados desse estudo em conjunto com os deste, mostram que a linha de base da atividade eletromiográfica pode está afetada pela alteração proprioceptiva muscular, seja ela por vibração ou pelo efeito da superfície instável na qual os sujeitos estavam posicionados em apoio unipodal. Mais especificamente, no presente estudo, os músculos distais, próximos à superfície de suporte, aumentam a atividade da linha de base em superfícies instáveis quando comparado à estável. É provável que esse aumento na atividade muscular seja para aumentar a rigidez do tornozelo na tentativa de promover maior estabilidade articular a esse nível e, como consequência, melhorar o controle postural.

As modificações na atividade EMG da linha de base encontradas nesse estudo podem estar associadas à teoria do ponto de equilíbrio (*equilibrium point hypothesis* - EPH). A teoria do EPH estabelece que os *inputs* do sistema nervoso (centrais ou periféricos) dependem de um conjunto de variáveis mecânicas endereçadas como configuração corrente do corpo (CC). Essas por sua vez, seriam comparadas com a configuração de referência (RC) do corpo mediada em todos os níveis do SNC.

Desta forma, a ativação dos músculos seriam ajustadas, nesse circuito de *feedback*, de acordo com as diferenças entre RC e CC (Feldman e Latash, 2005). No presente estudo, indivíduos em pé sobre superfícies instáveis alteraram a posição e comprimento da articulação do tornozelo e dos músculos entorno dela, respectivamente. Esta modificação nas superfícies instáveis altera o CC (articulação do tornozelo) em relação a superfície plana; isso é percebido pelo SNC que ajusta a diferença entre RC e CC alterando o limiar de ativação muscular de acordo com o novo estado em que o indivíduo se encontra. Portanto, dependendo da posição inicial do indivíduo, a atividade muscular basal é ativada de maneira distinta, como observada em nosso estudo para os músculos mais próximos às superfícies de apoio. Em outras palavras, situações que mimetizam o treino de equilíbrio em superfícies instáveis, podem fazer com que o SNC utilize estratégias que aumentem a atividade EMG basal para manter o equilíbrio postural e não necessariamente mudem os APAs ou APCs para contrarreatar ao distúrbio postural.

Com relação às janelas de tempo, não foram observadas diferenças entre os grupos, e, de maneira geral, a magnitude nos APA1, ou seja, antes do deslocamento da perna no movimento de chutar a bola, foi menor em relação ao APA2 e APC que consistem no momento anterior ao impacto e após o impacto da bola, respectivamente. Ao mover a perna os valores da JEMG para APA1 foram baixos, possivelmente devido ao fato de que esse movimento consistiu em uma pequena perturbação interna da postura que é criada pelo deslocamento do membro.

Em contrapartida, no presente estudo, robustos APAs foram observados imediatamente antes do impacto da bola (APA2). Atividades musculares antecipatórias similares foram vistas em estudos que utilizam perturbações externas tais como pegar (Shiratori e Latash, 2001) e liberar (Aruin, Forrest *et al.*, 1998) uma carga ou contrarreatar ao impacto de um pêndulo em movimento (Santos e Aruin, 2009). Isto sugere que antes de uma perturbação externa prevista da postura, ou seja, quando os sujeitos sabem o momento da perturbação, há geralmente uma atividade antecipatória na tentativa de diminuir as reações compensatórias que são potencialmente provocadas pelo distúrbio externo (Santos, Kanekar *et al.*, 2010a). Entretanto, no

presente estudo, o APA1 e APA2 não foram suficientes para estabilizar por completo a postura dos indivíduos, sendo assim, uma atividade muscular compensatória se fez necessária para preservar o equilíbrio e manter a postura em apoio unipodal após chutar a bola.

Estudos têm demonstrado que quando a postura de indivíduos é perturbada durante apoio unipodal ocorre uma grande coativação muscular (Aruin, Forrest *et al.*, 1998; Santos e Aruin, 2009). Por exemplo, durante perturbações laterais da postura induzidas no ombro de indivíduos através de um pêndulo em movimento, a condição em apoio unipodal, diferentemente da condição bipodal, demonstrou uma coativação entre os pares musculares BF e RF e os músculos GM e oblíquo externo bilateralmente (Santos e Aruin, 2009). No presente estudo, as perturbações foram ântero posteriores e induzidas no membro inferior, contudo, demonstraram coativações musculares similares entre os músculos agonista antagonista para os pares estudados. A coativação antecipatória dos músculos ventrais e dorsais frente a perturbações da postura em condições de instabilidade postural já fora descrita anteriormente e consiste em uma estratégia que permite aumentar a estabilidade/rigidez articular (*stiffness*) afim de melhor contrarreatar as perturbações da postura (Aruin e Latash, 1995a; Santos e Aruin, 2009). Portanto, este estudo sugere que independente da direção e do nível da perturbação o apoio unipodal faz com que o SNC gere uma coativação dos músculos posturais durante as respostas antecipatórias e compensatórias, o que promove maior estabilidade postural durante perturbações da postura.

O deslocamento do COP ocorreu na direção anterior para ambos os grupos, com magnitude similar entre os grupos e condições, indicando que tanto os indivíduos com IFT como os saudáveis tiveram deslocamento similar dos segmentos corporais no sentido anterior durante a tarefa de chutar uma bola em movimento. Já no plano frontal, o deslocamento do COP foi muito pequeno e também similar entre os grupos, provavelmente devido à característica da perturbação postural que ocorreu preferencialmente no sentido ântero posterior. O deslocamento anterior observado nesse estudo provavelmente se deve ao movimento da perna dos indivíduos, que foi anterior para que

esses pudessem chutar a bola que estava a caminho. Não obstante, esse deslocamento anterior do COP proporcionou o equilíbrio postural dos indivíduos ao mesmo tempo em que eles chutaram a bola.

A instabilidade postural ou déficit de equilíbrio em indivíduos com IFT está em debate na literatura. Ao mesmo tempo em que alguns apontam que indivíduos com IFT apresentam maior instabilidade postural (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Fu e Hui-Chan, 2005), outros falharam em demonstrar os mesmos resultados (Isakov e Mizrahi, 1997; Baier e Hopf, 1998; Bernier e Perrin, 1998). A discrepância entre esses estudos, incluindo o presente estudo, pode ser devido a diferentes características dos indivíduos estudados, do tipo de tarefa realizada, ou ambos. Por exemplo, a amostra de indivíduos com IFT nesse estudo foi composta por indivíduos com severidade moderada, em alguns estudos citados acima a severidade é desconhecida (Tropp, Ekstrand *et al.*, 1984b; Isakov e Mizrahi, 1997; Fu e Hui-Chan, 2005). Estudos recentes demonstraram que as causas da IFT são individuais e multifatoriais, i.e, alguns indivíduos com IFT podem, ou não, apresentar déficits de equilíbrio (Santos e Liu, 2008). Por exemplo, Santos e colaboradores demonstraram que somente quatro dos 21 indivíduos analisados apresentaram déficits de equilíbrio em relação ao grupo controle (Santos e Liu, 2008). Portanto, é possível que a maioria dos indivíduos analisados nesse estudo não possua déficits de equilíbrio, apesar de demonstrarem um atraso na latência do músculo FL.

## 6 CONCLUSÃO

Os indivíduos com IFT ativaram tardiamente o músculo fibular longo em comparação ao grupo controle durante a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal. Esta alteração pode estar relacionada com o mecanismo da entorse em inversão do tornozelo, que pode provocar desaferentação nas estruturas laterais do tornozelo, afetando o músculo FL. A magnitude das estratégias de ajustes posturais (APA e APC) durante a tarefa de chutar uma bola em apoio unipodal não se mostrou diferente tanto entre os grupos (gC e gIFT) quanto dentre as superfícies (plana, espuma e mini trampolim) sobre as quais os indivíduos foram posicionados. No entanto, a linha de base da atividade EMG aumentou quando os indivíduos foram posicionados sobre as superfícies instáveis, principalmente para os músculos distais. Portanto, atividades terapêuticas, exercícios ou treinamentos funcionais e de equilíbrio que utilizam perturbações posturais em superfícies instáveis seriam úteis para modificar apenas a atividade basal dos músculos próximos à superfície e não necessariamente os APAs e APCs. Sendo assim, os resultados desse estudo sugerem futuras investigações objetivando melhor entender os efeitos benéficos do aumento da atividade muscular basal como efeito dos exercícios em superfícies instáveis (espumas e trampolim). Adicionalmente, novos estudos devem ser desenvolvidos a fim de testar atividades terapêuticas, exercícios ou treinamentos funcionais e de equilíbrio na melhora do atraso do tempo de reação do músculo FL.





## 7 REFERÊNCIA LITERÁRIA

ALEXANDER, B. H.; RIVARA, F. P.; WOLF, M. E. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. **Am J Public Health**, v. 82, n. 7, p. 1020-3, Jul 1992. ISSN 0090-0036. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1609903> >.

ALEXANDROV, A. V. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biol Cybern**, v. 93, n. 5, p. 309-22, Nov 2005. ISSN 0340-1200. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16228222> >.

ALLISON, G. T.; HENRY, S. M. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 17, n. 5, p. 414-7, Jun 2002. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12084547> >.

ANANDACOOMARASAMY, A.; BARNESLEY, L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. **Br J Sports Med**, v. 39, n. 3, p. e14; discussion e14, Mar 2005. ISSN 1473-0480. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15728682> >.

ARAGÃO, F. A. et al. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 21, n. 3, p. 512-8, Jun 2011. ISSN 1873-5711. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21306917> >.

ARNOLD, B. L. et al. Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 5, p. 1048-62, May 2009. ISSN 1530-0315. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19346982> >.

ARUIN, A.; SHIRATORI, T. Anticipatory postural adjustments while sitting: the effects of different leg supports. **Exp Brain Res**, v. 151, n. 1, p. 46-53, Jul 2003. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12740726> >.

ARUIN, A. S.; FORREST, W. R.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 109, n. 4, p. 350-9, Aug 1998. ISSN 0013-4694. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9751298> >.

ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Exp Brain Res**, v. 103, n. 2, p. 323-32, 1995a. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7789439> >.

\_\_\_\_\_. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. **Exp Brain Res**, v. 106, n. 2, p. 291-300, 1995b. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8566194> >.

ARUIN, A. S. et al. Are there deficits in anticipatory postural adjustments in Parkinson's disease? **Neuroreport**, v. 7, n. 11, p. 1794-6, Jul 1996. ISSN 0959-4965. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8905667> >.

BAIER, M.; HOPF, T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n. 8, p. 939-44, Aug 1998. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9710166> >.

BAKKER, M. et al. Postural responses to multidirectional stance perturbations in cerebellar ataxia. **Exp Neurol**, v. 202, n. 1, p. 21-35, Nov 2006. ISSN 0014-4886. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16808916> >.

BATENI, H. et al. Resolving conflicts in task demands during balance recovery: does holding an object inhibit compensatory grasping? **Exp Brain Res**, v. 157, n. 1, p. 49-58, Jul 2004. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14758453> >.

BELEN'KIĬ, V. E.; GURFINKEL', V. S.; PAL'TSEV, E. I. [Control elements of voluntary movements]. **Biofizika**, v. 12, n. 1, p. 135-41, 1967 Jan-Feb 1967. ISSN 0006-3029. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5623488> >.

BERNIER, J. N.; PERRIN, D. H. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 27, n. 4, p. 264-75, Apr 1998. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9549710> >.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **J Biomech**, v. 20, n. 8, p. 735-42, 1987. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3654672> >.

BRAUN, B. L. Effects of ankle sprain in a general clinic population 6 to 18 months after medical evaluation. **Arch Fam Med**, v. 8, n. 2, p. 143-8, 1999 Mar-Apr 1999. ISSN 1063-3987. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10101985> >.

BROWN, L. A.; SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Attentional demands and postural recovery: the effects of aging. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 54, n. 4, p. M165-71, Apr 1999. ISSN 1079-5006. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10219006> >.

BRUNT, D. et al. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, n. 2, p. 171-6, Feb 1992. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1549005> >.

BURLEIGH, A.; HORAK, F. Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. **J Neurophysiol**, v. 75, n. 4, p. 1619-28, Apr 1996. ISSN 0022-3077. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8727400> >.

CARPENTER, M. G.; ALLUM, J. H.; HONEGGER, F. Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing. **Exp Brain Res**, v. 140, n. 1, p. 95-111, Sep 2001. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11500802> >.

CARPENTER, M. G. et al. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Exp Brain Res**, v. 138, n. 2, p. 210-8, May 2001. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11417462> >.

DANION, F. D. R.; LATASH, M. L. **Motor control : theories, experiments, and applications**. New York: Oxford University Press, 2011. xxiv, 511 p. ISBN 9780195395273 (alk. paper)

0195395271 (alk. paper).

DATIR, A.; CONNELL, D. Imaging of impingement lesions in the ankle. **Top Magn Reson Imaging**, v. 21, n. 1, p. 15-23, Feb 2010. ISSN 1536-1004. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21317565> >.

DE CARLO, M. S.; TALBOT, R. W. Evaluation of ankle joint proprioception following injection of the anterior talofibular ligament\*. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 8, n. 2, p. 70-6, 1986. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18802238> >.

DE LUCA, C. J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **J Biomech**, v. 43, n. 8, p. 1573-9, May 2010. ISSN 1873-2380. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20206934> >.

DE NORONHA, M. et al. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). **Disabil Rehabil**, v. 30, n. 26, p. 1959-65, 2008. ISSN 0963-8288. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18720109> >.

DENEGAR, C. R.; MILLER, S. J. Can Chronic Ankle Instability Be Prevented? Rethinking Management of Lateral Ankle Sprains. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 430-435, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937564> >.

DICKSTEIN, R. et al. Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, n. 2, p. 261-7, Feb 2004. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14966711> >.

DIMITROVA, D.; HORAK, F. B.; NUTT, J. G. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. **J Neurophysiol**, v. 91, n. 1, p. 489-501, Jan 2004. ISSN 0022-3077. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12944541> >.

DOCHERTY, C. L.; MOORE, J. H.; ARNOLD, B. L. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. **J Athl Train**, v. 33, n. 4, p. 310-4, Oct 1998. ISSN 1062-6050. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558526> >.

DOCHERTY, C. L.; VALOVICH MCLEOD, T. C.; SHULTZ, S. J. Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system. **Clin J Sport Med**, v. 16, n. 3, p. 203-8, May 2006. ISSN 1050-642X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16778539> >.

EILS, E.; ROSENBAUM, D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 12, p. 1991-8, Dec 2001. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11740289> >.

EKSTRAND, J.; TROPP, H. The incidence of ankle sprains in soccer. **Foot Ankle**, v. 11, n. 1, p. 41-4, Aug 1990. ISSN 0198-0211. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2210532> >.

FELDMAN, A. G.; LATASH, M. L. Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis. **Exp Brain Res**, v. 161, n. 1, p. 91-103, Feb

2005. ISSN 0014-4819. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15490137> >.

FITZGERALD, D. et al. Effects of a wobble board-based therapeutic exergaming system for balance training on dynamic postural stability and intrinsic motivation levels. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 1, p. 11-9, Jan 2010. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20044704> >.

FITZGERALD, G. K.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physical active individuals. **Phys Ther**, v. 80, n. 2, p. 128-40, Feb 2000. ISSN 0031-9023. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10654060> >.

FITZPATRICK, R.; BURKE, D.; GANDEVIA, S. C. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. **J Neurophysiol**, v. 76, n. 6, p. 3994-4008, Dec 1996. ISSN 0022-3077. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8985895> >.

FITZPATRICK, R.; MCCLOSKEY, D. I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. **J Physiol**, v. 478 ( Pt 1), p. 173-86, Jul 1994. ISSN 0022-3751. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7965833> >.

FITZPATRICK, R. C. et al. Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics. **J Physiol**, v. 458, p. 69-83, Dec 1992. ISSN 0022-3751. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1338796> >.

FORKIN, D. M. et al. Evaluation of kinesthetic deficits indicative of balance control in gymnasts with unilateral chronic ankle sprains. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 23, n. 4, p. 245-50, Apr 1996. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8775369> >.

FOX, J. et al. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. **J Athl Train**, v. 43, n. 1, p. 51-4, 2008 Jan-Mar 2008. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18335013> >.

FREEMAN, M. A. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. **J Bone Joint Surg Br**, v. 47, n. 4, p. 669-77, Nov 1965. ISSN 0301-620X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5846766> >.

FREEMAN, M. A.; DEAN, M. R.; HANHAM, I. W. The etiology and prevention of functional instability of the foot. **J Bone Joint Surg Br**, v. 47, n. 4, p. 678-85, Nov 1965. ISSN 0301-620X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5846767> >.

FREEMAN, M. A.; WYKE, B. The innervation of the ankle joint. An anatomical and histological study in the cat. **Acta Anat (Basel)**, v. 68, n. 3, p. 321-33, 1967. ISSN 0001-5180. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5591904> >.

FU, A. S.; HUI-CHAN, C. W. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 8, p. 1174-82, Aug 2005. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16000667> >.



GAHERY, Y.; MASSION, J. COORDINATION BETWEEN POSTURE AND MOVEMENT. **Trends in Neurosciences**, v. 4, n. 8, p. 199-202, 1981. ISSN 0166-2236. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1981MD40400009 >.

GARN, S. N.; NEWTON, R. A. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. **Phys Ther**, v. 68, n. 11, p. 1667-71, Nov 1988. ISSN 0031-9023. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3186791> >.

GARRICK, J. G. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. **Am J Sports Med**, v. 5, n. 6, p. 241-2, 1977 Nov-Dec 1977. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/563179> >.

GATEV, P. et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **J Physiol**, v. 514 ( Pt 3), p. 915-28, Feb 1999. ISSN 0022-3751. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9882761> >.

GAUFFIN, H.; TROPP, H.; ODENRICK, P. Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, v. 9, n. 2, p. 141-4, Apr 1988. ISSN 0172-4622. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3384520> >.

GERBER, J. P. et al. Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. **Foot Ankle Int**, v. 19, n. 10, p. 653-60, Oct 1998. ISSN 1071-1007. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9801078> >.

GLENCROSS, D.; THORNTON, E. Position sense following joint injury. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 21, n. 1, p. 23-7, Mar

1981. ISSN 0022-4707. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7278217> >.

GOLDIE, P. A.; EVANS, O. M.; BACH, T. M. Postural control following inversion injuries of the ankle. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n. 9, p. 969-75, Sep 1994. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8085932> >.

GROSS, M. T. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. **Phys Ther**, v. 67, n. 10, p. 1505-9, Oct 1987. ISSN 0031-9023. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3659134> >.

HALE, S. A.; HERTEL, J.; OLMSTED-KRAMER, L. C. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 37, n. 6, p. 303-11, Jun 2007. ISSN 0190-6011. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17612356> >.

HENRY, B. et al. The effect of plyometric training on peroneal latency. **J Sport Rehabil**, v. 19, n. 3, p. 288-300, Aug 2010. ISSN 1056-6716. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20811078> >.

HENRY, S. M.; FUNG, J.; HORAK, F. B. Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 6, n. 1, p. 32-42, Mar 1998a. ISSN 1063-6528. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9535521> >.

\_\_\_\_\_. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. **J Neurophysiol**, v. 80, n. 4, p. 1939-50, Oct 1998b. ISSN 0022-3077. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9772251> >.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n. 5, p. 361-74, Oct 2000. ISSN 1050-6411. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445> >.

HERTEL, J. Functional instability following lateral ankle sprain. **Sports Med**, v. 29, n. 5, p. 361-71, May 2000. ISSN 0112-1642. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10840868> >.

\_\_\_\_\_. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 364-375, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937557> >.

HERTEL, J.; OLMSTED-KRAMER, L. C. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. **Gait Posture**, v. 25, n. 1, p. 33-9, Jan 2007. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16446093> >.

HILLER, C. E. et al. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, n. 9, p. 1235-41, Sep 2006. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16935061> >.

HINTERMANN, B.; BOSS, A.; SCHÄFER, D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. **Am J Sports Med**, v. 30, n. 3, p. 402-9, 2002 May-Jun 2002. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12016082> >.

HODGES, P. W. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Exp Brain Res**, v. 141, n. 2, p. 261-6, Nov 2001. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11713638> >.

HODGES, P. W. et al. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. **Exp Brain Res**, v. 151, n. 2, p. 262-71, Jul 2003. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12783146> >.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 21, n. 22, p. 2640-50, Nov 1996. ISSN 0362-2436. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8961451> >.

\_\_\_\_\_. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, n. 9, p. 1005-12, Sep 1999. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10489000> >.

HOFFMAN, M.; PAYNE, V. G. The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 21, n. 2, p. 90-3, Feb 1995. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7711762> >.

HOLME, E. et al. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. **Scand J Med Sci Sports**, v. 9, n. 2, p. 104-9, Apr 1999. ISSN 0905-7188. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10220845> >.

HOPKINS, J. T. et al. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. **J Orthop Res**, v. 27, n. 12, p. 1541-6, Dec 2009. ISSN 1554-527X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19569189> >.

HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. **Phys Ther**, v. 77, n. 5, p. 517-33, May 1997. ISSN 0031-9023. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9149762> >.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **J Neurophysiol**, v. 55, n. 6, p. 1369-81, Jun 1986. ISSN 0022-3077. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3734861> >.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Exp Brain Res**, v. 82, n. 1, p. 167-77, 1990. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2257901> >.

HUTTUNEN, J.; HÖMBERG, V. EMG responses in leg muscles to postural perturbations in Huntington's disease. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 53, n. 1, p. 55-62, Jan 1990. ISSN 0022-3050. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2154557> >.

ISAKOV, E.; MIZRAHI, J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? **Br J Sports Med**, v. 31, n. 1, p. 65-7, Mar 1997. ISSN 0306-3674. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9132216> >.

KAMINSKI, T. W. et al. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. **Br J Sports Med**, v. 37, n. 5, p. 410-5; discussion 415, 2003. ISSN 0306-3674. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14514531> >.

KAMINSKI, T. W.; HARTSELL, H. D. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 394-405, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937561> >.

KLEINRENSINK, G. J. et al. Lowered motor conduction velocity of the peroneal nerve after inversion trauma. **Med Sci Sports Exerc**, v. 26, n. 7, p. 877-83, Jul 1994. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7934762> >.

KONRADSEN, L.; RAVN, J. B. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. **Int J Sports Med**, v. 12, n. 3, p. 290-2, Jun 1991. ISSN 0172-4622. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1889937> >.

KONRADSEN, L.; RAVN, J. B.; SØRENSEN, A. I. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. **J Bone Joint Surg Br**, v. 75, n. 3, p. 433-6, May 1993. ISSN 0301-620X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8496215> >.

KRISHNAN, V.; VENNILA, K.; ARUIN, A. S. Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. **Exp Brain Res**, v. 212, n. 3, p. 385-97, Jul 2011. ISSN 1432-1106. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21643717> >.

LE BOZEC, S.; BOUISSET, S.; RIBREAU, C. Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). **Neurosci Lett**, v. 448, n. 3, p. 250-4, Dec 2008. ISSN 0304-3940. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18955114> >.

LEANDERSON, J.; EKSTAM, S.; SALOMONSSON, C. Taping of the ankle--the effect on postural sway during perturbation, before and after a training session. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 4, n. 1, p. 53-6, 1996. ISSN 0942-2056. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8819065> >.

LEE, W. A.; BUCHANAN, T. S.; ROGERS, M. W. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. **Exp Brain Res**, v. 66, n. 2, p. 257-70, 1987. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3595773> >.

LENTELL, G. et al. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 21, n. 4, p. 206-15, Apr 1995. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7773272> >.

LI, X. Y.; ZHOU, P.; ARUIN, A. S. Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. **Ann Biomed Eng**, v. 35, n. 9, p. 1532-1538, Sep 2007. ISSN 0090-6964. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000248823800005 >.

LIU, W.; SIEGLER, S.; TECHNER, L. Quantitative measurement of ankle passive flexibility using an arthrometer on sprained ankles. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 16, n. 3, p. 237-44, Mar 2001. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11240059> >.

LOUDON, J. K. et al. The effectiveness of active exercise as an intervention for functional ankle instability: a systematic review. **Sports Med**, v. 38, n. 7, p. 553-63, 2008. ISSN 0112-1642. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18557658> >.

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 Orthop Scand**, v. 66, n. 6, p. 517-23, Dec 1995. ISSN 0001-6470. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8553819> >.

LÖFVENBERG, R. et al. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. **Am J Sports Med**, v. 23, n. 4, p. 414-7, 1995 Jul-Aug 1995. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7573649> >.

MACPHERSON, J. M. et al. Stance dependence of automatic postural adjustments in humans. **Exp Brain Res**, v. 78, n. 3, p. 557-66, 1989. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2612599> >.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clin Geriatr Med**, v. 12, n. 4, p. 635-58, Nov 1996. ISSN 0749-0690. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8890108> >.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Prog Neurobiol**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992. ISSN 0301-0082. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1736324> >.



MATSUSAKA, N. et al. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 1, p. 25-30, 2001 Jan-Feb 2001. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11206252> >.

MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Changes in early 'automatic' postural responses associated with the prior-planning and execution of a compensatory step. **Brain Res**, v. 631, n. 2, p. 203-11, Dec 1993. ISSN 0006-8993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8131048> >.

MCKEON, P. O.; HERTEL, J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. **J Athl Train**, v. 43, n. 3, p. 293-304, 2008 May-Jun 2008. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18523566> >.

MCKEON, P. O. et al. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, n. 10, p. 1810-9, Oct 2008. ISSN 1530-0315. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18799992> >.

MEALS, R. A. Peroneal-nerve palsy complicating ankle sprain. Report of two cases and review of the literature. **J Bone Joint Surg Am**, v. 59, n. 7, p. 966-8, Oct 1977. ISSN 0021-9355. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/409719> >.

MOCHIZUKI, G. et al. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability. **Neuroscience**, v. 170, n. 2, p. 599-609, Oct 2010. ISSN 1873-7544. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20633605> >.

MORA, I. et al. Electromechanical assessment of ankle stability. **Eur J Appl Physiol**, v. 88, n. 6, p. 558-64, Feb 2003. ISSN 1439-6319. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12560955> >.

MUNDERMANN, A. et al. Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activity. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 20, n. 1, p. 71-84, Feb 2004. ISSN 1065-8483. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000188889900006 >.

MÜNDERMANN, A. et al. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 18, n. 3, p. 254-62, Mar 2003. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12620789> >.

NASHNER, L. M.; CORDO, P. J. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. **Exp Brain Res**, v. 43, n. 3-4, p. 395-405, 1981. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7262232> >.

NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements - a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 8, n. 1, p. 135-150, 1985. ISSN 0140-525X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1985ANN3200080 >.

NIGG, B. M.; NURSE, M. A.; STEFANYSHYN, D. J. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. **Med Sci Sports Exerc**, v. 31, n. 7 Suppl, p. S421-8, Jul 1999. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10416543> >.

NITZ, A. J.; DOBNER, J. J.; KERSEY, D. Nerve injury and grades II and III ankle sprains. **Am J Sports Med**, v. 13, n. 3, p. 177-82, 1985 May-Jun 1985. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4014532> >.

OSBORNE, M. D. et al. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 5, p. 627-32, 2001 Sep-Oct 2001. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11573922> >.

PARK, S.; HORAK, F. B.; KUO, A. D. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. **Exp Brain Res**, v. 154, n. 4, p. 417-27, Feb 2004. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14618285> >.

PETERS, J. W.; TREVINO, S. G.; RENSTROM, P. A. Chronic lateral ankle instability. **Foot Ankle**, v. 12, n. 3, p. 182-91, Dec 1991. ISSN 0198-0211. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1791012> >.

REFSHAUGE, K. M.; KILBREATH, S. L.; RAYMOND, J. Deficits in detection of inversion and eversion movements among subjects with recurrent ankle sprains. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, n. 4, p. 166-73; discussion 173-6, Apr 2003. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12723673> >.

ROGERS, M. W. et al. Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. **Brain Res Cogn Brain Res**, v. 16, n. 2, p. 192-8, Apr 2003. ISSN 0926-6410. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12668227> >.

ROGERS, M. W.; MILLE, M. L. Lateral stability and falls in older people. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 31, n. 4, p. 182-7, Oct 2003. ISSN 0091-6331. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14571957> >.

ROSS, S. E.; GUSKIEWICZ, K. M. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. **Clin J Sport Med**, v. 14, n. 6, p. 332-8, Nov 2004. ISSN 1050-642X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15523204> >.

ROTHWELL, J. C. **Control of human voluntary movement**. Rockville, Md.: Aspen Publishers, 1987. xii, 325 p. ISBN 0871893118.

ROZZI, S. L. et al. Balance training for persons with functionally unstable ankles. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 29, n. 8, p. 478-86, Aug 1999. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10444738> >.

SANTOS, M. J.; ARUIN, A. S. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 3, p. 532-41, Jun 2009. ISSN 1873-5711. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18249139> >.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 3, p. 388-97, Jun 2010a. ISSN 1873-5711. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19660966> >.

\_\_\_\_\_. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 3, p. 398-405, Jun 2010b. ISSN 1873-5711. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20156693> >.

SANTOS, M. J.; LIU, W. Possible factors related to functional ankle instability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 3, p. 150-7, Mar 2008. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18383650> >.

SCHOLZ, J. P.; LATASH, M. L. A study of a bimanual synergy associated with holding an object. **Human Movement Science**, v. 17, n. 6, p. 753-779, Dec 1998. ISSN 0167-9457. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000077575400003 >.

SEKIR, U. et al. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 15, n. 5, p. 654-64, May 2007. ISSN 0942-2056. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16770637> >.

SHIRATORI, T.; LATASH, M. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. **Clin Neurophysiol**, v. 111, n. 4, p. 613-23, Apr 2000. ISSN 1388-2457. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10727912> >.

SHIRATORI, T.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. **Clin Neurophysiol**, v. 112, n. 7, p. 1250-65, Jul 2001. ISSN 1388-2457. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11516737> >.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control : theory and practical applications**. 2nd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. x, 614 p. ISBN 068330643X. Disponível em: < <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy0711/00064290-d.html> >. Disponível em: < <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy1012/00064290-t.html> >.

SLIJPER, H.; LATASH, M. L. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. **Brain Res**, v. 1015, n. 1-2, p. 57-72, Jul 2004. ISSN 0006-8993. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15223367> >.

SOLNIK, S. et al. Teager-Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio. **Acta Bioeng Biomech**, v. 10, n. 2, p. 65-68, 2008. ISSN 1509-409X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000260473200009 >.

SOLOPOVA, I. A. et al. Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. **Neurosci Lett**, v. 337, n. 1, p. 25-8, Jan 2003. ISSN 0304-3940. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12524163> >.

STRANG, A. J.; BERG, W. P. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. **Exp Brain Res**, v. 178, n. 1, p. 49-61, Mar 2007. ISSN 0014-4819. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17039358> >.

STRANG, A. J.; BERG, W. P.; HIERONYMUS, M. Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. **Exp Brain Res**, v. 197, n. 3, p. 245-54, Aug 2009. ISSN 1432-1106. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19568737> >.

STRANG, A. J.; CHOI, H. J.; BERG, W. P. The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 48, n. 1, p. 9-16, Mar 2008. ISSN 0022-4707. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18212704> >.

TAGA, I. et al. Articular cartilage lesions in ankles with lateral ligament injury. An arthroscopic study. **Am J Sports Med**, v. 21, n. 1, p. 120-6; discussion 126-7, 1993 Jan-Feb 1993. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8427352> >.

TROPP, H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, v. 7, n. 5, p. 291-4, Oct 1986. ISSN 0172-4622. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3793339> >.

TROPP, H.; ASKLING, C.; GILLQUIST, J. Prevention of ankle sprains. **Am J Sports Med**, v. 13, n. 4, p. 259-62, 1985 Jul-Aug 1985. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3927758> >.

TROPP, H.; EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. **Am J Sports Med**, v. 12, n. 3, p. 185-8, 1984 May-Jun 1984a. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6742298> >.

\_\_\_\_\_. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. **Med Sci Sports Exerc**, v. 16, n. 1, p. 64-6, 1984b. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6708781> >.

TROPP, H.; ODENRICK, P. Postural control in single-limb stance. **J Orthop Res**, v. 6, n. 6, p. 833-9, 1988. ISSN 0736-0266. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3171763> >.

TROPP, H.; ODENRICK, P.; GILLQUIST, J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. **Int J Sports Med**, v. 6, n. 3, p. 180-2, Jun 1985. ISSN 0172-4622. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4030196> >.

VAES, P.; VAN GHELUWE, B.; DUQUET, W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 31, n. 12, p. 741-52, Dec 2001. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11767249> >.

VAN CINGEL, R. E. et al. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, n. 2, p. 72-9, Feb 2006. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16494074> >.

VERHAGEN, E. et al. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. **Am J Sports Med**, v. 32, n. 6, p. 1385-93, Sep 2004. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15310562> >.

VERHAGEN, R. A.; DE KEIZER, G.; VAN DIJK, C. N. Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. **Arch Orthop Trauma Surg**, v. 114, n. 2, p. 92-6, 1995. ISSN 0936-8051. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7734241> >.



VUILLERME, N.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 42, n. 3, p. 289-94, Sep 2002. ISSN 0022-4707. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12094117> >.

WEBSTER, K. A.; GRIBBLE, P. A. Functional rehabilitation interventions for chronic ankle instability: a systematic review. **J Sport Rehabil**, v. 19, n. 1, p. 98-114, Feb 2010. ISSN 1056-6716. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20231748> >.

WESTER, J. U. et al. Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 23, n. 5, p. 332-6, May 1996. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8728532> >.

WIKSTROM, E. A. et al. Balance capabilities after lateral ankle trauma and intervention: a meta-analysis. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 6, p. 1287-95, Jun 2009. ISSN 1530-0315. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19461536> >.

WILLEMS, T. et al. Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 487-493, Dec 2002. ISSN 1938-162X. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937572> >.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296828499> >.

WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 80, n. 3, p. 1211-21, Sep 1998. ISSN 0022-3077. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9744933> >.

\_\_\_\_\_. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 85, n. 6, p. 2630-3, Jun 2001. ISSN 0022-3077. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11387407> >.

ZATTARA, M.; BOUISSET, S. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 51, n. 7, p. 956-65, Jul 1988. ISSN 0022-3050. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3204405> >.

## **ANEXOS**

ANEXO A – Ficha de identificação.

ANEXO B – Normas SENIAM: tradução livre para o português.



## ANEXO A

### FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

Número de identificação: \_\_\_\_\_

Data da avaliação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_.

Data de Nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_. Idade: \_\_\_

Altura: \_\_\_\_\_cm Massa corporal: \_\_\_\_\_ Kg

Lateralidade membro inferior: (        ) destro (        )sinistro

Número de entorses de tornozelo: \_\_\_\_\_

Data da última entorse \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Instabilidade de tornozelo: (    ) não

(    ) sim, à direita;

(    ) sim, à esquerda;

(    ) sim, em ambos

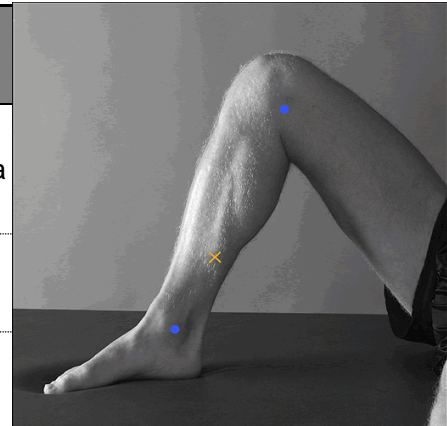
Perna de apoio para a coleta: (    ) direita (    ) esquerda



## ANEXO B

### Recomendação para colocação de eletrodo no músculo sóleo

<b>Postura inicial</b>	Sentando com o joelho flexionado aproximadamente 90 graus e o calcanhar/pé da perna investigada apoiado no chão.
<b>Localização do eletrodo</b>	Devem ser colocados a 2/3 na linha entre o côndilo medial do fêmur e o maléolo medial.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Na direção da linha entre o côndilo medial e o maléolo medial.



**Recomendação para colocação de eletrodo no tibial anterior****Postura inicial**

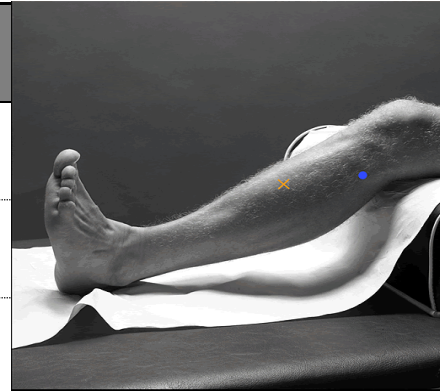
Supina ou sentado.

**Localização do eletrodo**

Devem ser colocados a 1/3 na linha entre a ponta da fíbula e o ápice do maléolo medial.

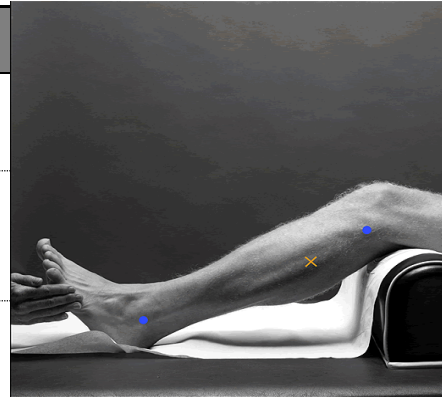
**Orientação do eletrodo**

Na direção da linha entre a ponta da fíbula e o ápice do maléolo medial





<b>Recomendação para colocação de eletrodo no fibular longo</b>	
<b>Postura inicial</b>	Sentado com a perna rodada medialmente.
<b>Localização do eletrodo</b>	Devem ser colocados a 25% sobre a linha entre a ponta da cabeça da fíbula e o ápice do maléolo lateral.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Na direção da linha entre a ponta da cabeça da fíbula e o ápice do maléolo lateral



**Recomendação para colocação de eletrodo no gastrocnêmio (porção medial)**

**Postura inicial** Deitado sobre a barriga com a face voltada para baixo, o joelho estendido e o pé projetado sobre a extremidade da mesa.

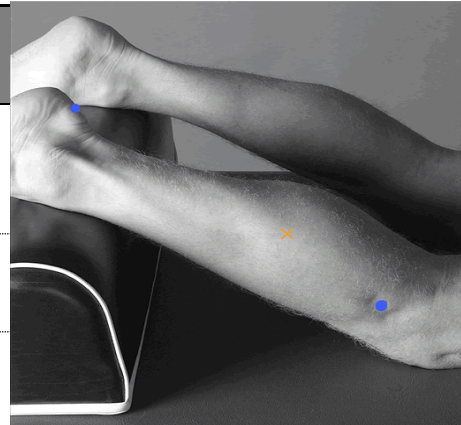
**Localização do eletrodo** Devem ser colocados no local mais proeminente do ventre muscular.

**Orientação do eletrodo** Na direção da perna



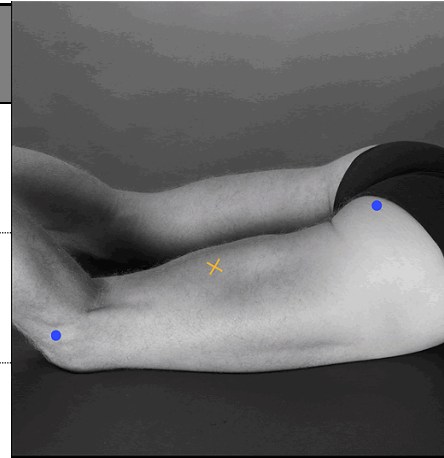
### Recomendação para colocação de eletrodo no gastrocnêmio (porção lateral)

<b>Postura inicial</b>	Deitado sobre a barriga com a face voltada para baixo, o joelho estendido e o pé projetado sobre a extremidade da mesa.
<b>Localização do eletrodo</b>	Devem ser colocados no 1/3 entre a cabeça da fíbula e o calcânhar.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Na direção da perna



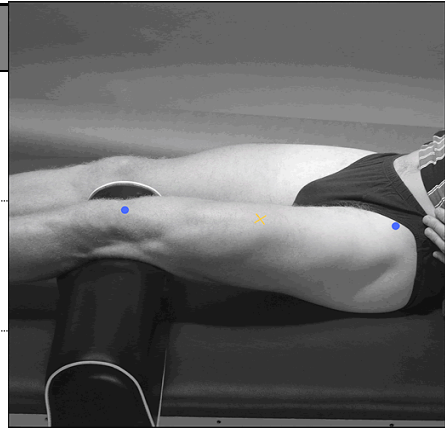
**Recomendação para colocação de eletrodo no bíceps femoral**

<b>Postura inicial</b>	Deitado sobre a barriga com a face voltada para baixo e joelhos em flexão (a menos de 90 graus).
<b>Localização do eletrodo</b>	Devem ser colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Na direção da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia.



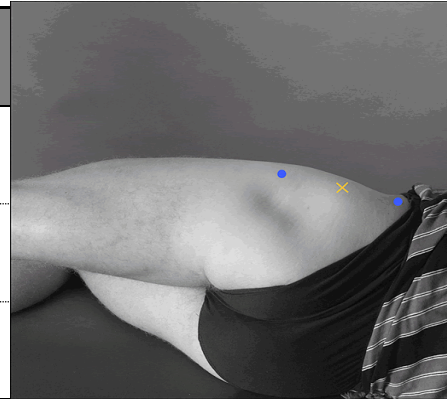
**Recomendação para colocação de eletrodo no reto femoral**

<b>Postura inicial</b>	Sentado em uma mesa com os joelhos em ligeira flexão e a parte superior do corpo ligeiramente curvada para trás.
<b>Localização do eletrodo</b>	Devem ser colocados a 50% sobre a linha do espinha ilíaca ântero superior até a parte superior da patela.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Na direção da linha a partir da espinha ilíaca anterior superior até parte superior da patela.



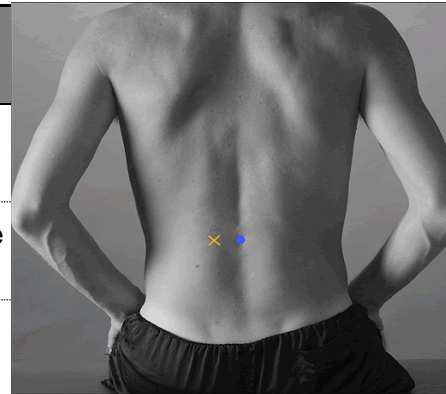
**Recomendação para colocação de eletrodo no glúteo médio**

<b>Postura inicial</b>	Decúbito lateral
<b>Localização do eletrodo</b>	Devem ser colocados a 50% sobre a linha formada entre a crista ilíaca e o trocânter.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Na direção da linha entre a crista ilíaca e o trocânter.



### Recomendação para colocação de eletrodo no paravertebral

<b>Postura inicial</b>	Decúbito ventral com a coluna vertebral lombar ligeiramente flexionada.
<b>Localização do eletrodo</b>	Os eletrodos devem ser colocados lateralmente a 2 dedos do processo espinhoso de L1.
<b>Orientação do eletrodo</b>	Vertical







## **APÊNDICE**

APÊNDICE A – Cronograma.

APÊNDICE B – Estudo Piloto.







## APÊNDICE B

### 1 ESTUDO PILOTO

Um estudo piloto foi projetado para definir a escolha dos músculos e adequar da tarefa proposta. Este estudo foi dividido em dois momentos. A seguir teremos o método e resultados para os dois momentos do estudo piloto.

#### 1.1 MÉTODO – 1º MOMENTO

##### 1.1.1 Sujeitos

Participaram do estudo quinze indivíduos jovens (8 homens e 7 mulheres) com idade entre 19 e 24 anos e média de 22,2 ( $\pm 1,93$ ) anos, com massa corporal entre 45 e 75kg com média de 65,34 ( $\pm 8,59$ ) kg e altura entre 1,54 e 1,80m com média de 1,70 ( $\pm 0,06$ ) m. Os critérios de inclusão foram: indivíduos saudáveis com idade entre 18 e 30 anos. Os critérios de exclusão foram: apresentar histórico de problemas ortopédicos, distúrbios neurológicos, reumáticos graves ou qualquer outra doença que pudesse interferir na execução da tarefa. Todos os indivíduos selecionados foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos realizados no trabalho e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual de Santa Catarina - UDESC (protocolo172/2010).

##### 1.1.2 Instrumentos

A avaliação da atividade elétrica dos músculos foi realizada através de um aparelho de eletromiografia (modelo 811C, EMG System do Brasil®, Brasil) com saída analógica, ganho de 2000, filtro passa banda de 23 a 500Hz, CMRR maior que 80dB e amplificador diferencial. O registro dos eventos mecânicos (descritos no tópico procedimentos) e da perturbação foram marcados por um acelerômetro (modelo ACL13000/03, EMG System do Brasil®, Brasil) afixado no maléolo lateral da

perna dominante. Todos os sinais foram enviados a um computador através de um sistema de aquisição análogo-digital (modelo PCI 6259, National Instruments®, EUA) com uma frequência de 1000Hz e resolução de 16 bits, adquiridos por meio do software LabView SignalExpress 2010® (Versão 4.0.0 for Windows®, National Instruments®, EUA).

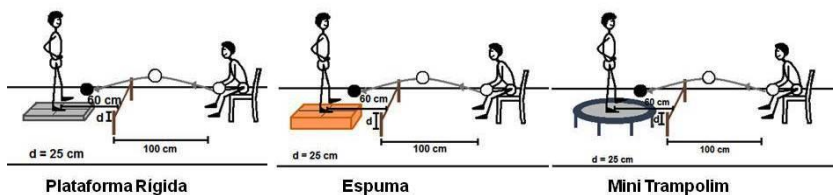
### 1.1.3 Procedimentos

Eletrodos de superfície descartáveis (223BRQ, 3M®, Brasil) foram afixados, após limpeza com álcool 70% e tricotomização, sobre os seguintes músculos: SOL, TA, BF, RF, PL, RA e GM do lado não dominante (perna de apoio) e no músculo reto femoral do lado dominante (RFc) (músculo focal). Um eletrodo referência foi disposto sobre a região do maléolo lateral da tibia da perna não dominante. A distância inter-eletrodos foi de 20 mm e os procedimentos acima seguiram as normas SENIAM (Anexo B) (Hermens, Freriks et al., 2000). Um acelerômetro foi afixado no maléolo lateral da perna dominante para marcar o início do movimento da perna e o impacto do pé contra a bola.

Os indivíduos foram posicionados descalços e instruídos a manter a postura ortostática estável em apoio unipodal sobre o membro não dominante. O sujeito foi orientado a manter o membro contralateral posicionado com leve flexão de joelho e rotação externa de quadril, de maneira que o pé da perna em suspensão permanecesse na altura do maléolo medial da perna de apoio. As mãos deveriam estar apoiadas na cintura (Figura 12). Os indivíduos receberam perturbações posturais externas desencadeadas por uma bola. O experimentador manteve-se posicionado sentado a 1 m dos sujeitos e lançou a bola a uma altura e distância fixa. Essa altura foi marcada por uma barra transversal de 25 cm de altura e posicionada 60 cm a frente dos indivíduos (medido a partir da tibia da perna de apoio) para que a bola chegasse na mesma altura e direção durante a sequência de lançamentos, independentemente da superfície em que o sujeito se encontrava. Todos os indivíduos foram orientados a

chutar a bola, devolvendo-a para o examinador, mantendo a postura o mais estável possível após a perturbação (Figura 15).

Todos os indivíduos foram submetidos a sete perturbações em três diferentes condições: 1) superfície rígida, caracterizada por um piso de madeira; 2) espuma, estrutura de espuma (densidade  $28\text{kg/m}^3$ ) revestida por uma camada de borracha EVA de 1,0 cm de altura (totalizando  $51 \times 46 \times 8$ ); e 3) mini- trampolim (Hidro Coil com molas inox 113, Polimet, Brasil), mini cama elástica com 100cm de diâmetro e 25cm de altura, suportando massa de até 150kg. Os indivíduos foram requisitados a posicionar o pé de apoio no centro dessas superfícies. Antes do início da coleta dos dados, três arremessos foram realizados para familiarização do participante com a tarefa proposta. Todos os lançamentos foram realizados pelo mesmo experimentador. As condições foram randomizadas através de sorteio.



**Figura 18.** Representação esquemática da tarefa sobre a superfície rígida (esquerda), espuma (centro) e mini-trampolim (direita).

#### 1.1.4 Processamento de dados

Os sinais foram analisados usando-se rotinas em programa Matlab. Para o cálculo das  $\int \text{EMG}$ , os dados brutos foram filtrados com um filtro butterworth passa banda (30 – 400 Hz) de segunda ordem (De Luca, Gilmore et al., 2010). As  $\int \text{EMG}$  durante os APAs e APC foram demarcadas entorno de dois pontos: o momento do início do movimento da perna dominante definido por  $t_1$  e o impacto desta com a bola definido como  $t_2$ . Cada janela demarcada a partir desses dois pontos ( $t_1$  e  $t_2$ ) compreenderam um espaço de tempo de 150 ms ( $x_0 - x_1$ ): 1) 100 ms antes de  $t_1$  até 50 ms após  $t_1$ , sendo o ajuste postural

antecipatório relacionado ao movimento da perna ( $APA_1$ ); 2) 100 ms antes de  $t_2$  até 50 ms após  $t_0$  referido como  $APA_2$  (ajuste antecipatório relacionado ao impacto da bola); e 3) 50 ms após  $t_2$  até 200 ms após  $t_0$  denominado APC. Tais  $\int EMG$  foram corrigidas pela  $\int EMG$  da linha de base, que foi calculada no início da coleta (1-150ms) conforme a equação abaixo:

$$\int EMG = \int_{x_1}^{x_0} EMG - \int_{150}^1 EMG$$

onde  $\int EMG$  é a integral da EMG dentro da janela de tempo determinada para as respostas antecipatórias e compensatórias ( $\int_{x_1}^{x_0} EMG$ ) menos a integral da linha de base da EMG ( $\int_{150}^1 EMG$ ).

Uma rotina em Matlab foi utilizada para normalizar as  $\int EMGs$  entre os sujeitos e as diferentes condições. A normalização incluiu a obtenção do VMA $\int EMG$  para cada músculo de cada sujeito dentre todas as condições e janelas de tempo. Em seguida dividiu-se cada  $\int EMG$  pelo seu VMA $\int EMG$  respectivo. Como resultado, os possíveis valores de  $\int EMG$  para cada músculo variaram entre -1 e 1, com valores positivos associados à ativação e os negativos à inibição muscular.

### 1.1.5 Análise estatística

Análises de variância (ANOVA) de medidas repetidas, com o fator condição (rígida, espuma e mini-trampolim) e o fator janelas de tempo ( $APA_1$ ,  $APA_2$  e APC), foram usadas para comparar as médias das sete tentativas das estratégias de ajuste postural, ou seja,  $\int EMGs$  para cada músculo. Análises “post hoc” (LSD) foram usadas para determinar as diferenças entre os pares de janelas de tempo e condições. Para todos os testes o limiar indicativo de significância estatística foi fixado em  $p < 0,05$ .



## 1.2 RESULTADOS – 1º MOMENTO

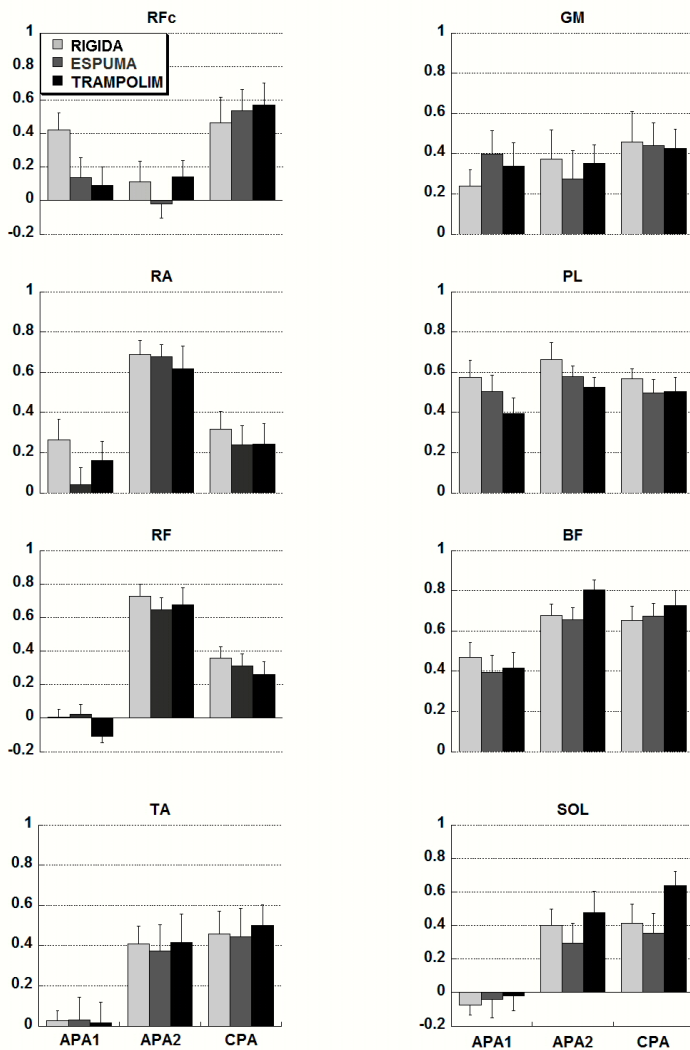
### 1.2.1 Diferença entre janelas

Houve diferença estatisticamente significativa entre as janelas de tempo para a maioria dos músculos testados: (SOL:  $F = 31,751$ ,  $p < 0,001$ ; TA:  $F = 17,586$ ,  $p < 0,001$ ; BF:  $F = 6,329$ ,  $p = 0,005$ ; RF:  $F = 79,616$ ,  $p < 0,001$ ; RA:  $F = 29,627$ ,  $p < 0,001$ ; Rfc:  $F = 16,117$ ,  $p < 0,001$ ). Entretanto, para os músculos paravertebral lombar e glúteo médio não houve diferença significativa entre as janelas de tempo (PL:  $F = 0,736$ ,  $p = 0,488$ ; GM:  $F = 1,216$ ,  $p = 0,312$ , respectivamente). De maneira geral, para quase todos os músculos onde ocorreu diferença entre as janelas de tempo, a análise post hoc demonstrou que as  $\int$ EMGs nas janelas APA<sub>1</sub> foram significativamente menores do que as  $\int$ EMG nas janelas APA<sub>2</sub> e APC. Enquanto a magnitude das  $\int$ EMG foi similar entre as janelas APA<sub>2</sub> e APC. Já para o músculo Rfc a análise post hoc demonstrou que as integrais da atividade eletromiográfica ( $\int$ EMG) nas janelas APA<sub>1</sub> foram maiores do que as  $\int$ EMG nas janelas APA<sub>2</sub> ao contrário da maioria dos músculos estudados. (Figura 16).

### 1.2.2 Diferença entre as condições

Não foram observadas diferenças estatísticas significativas entre as condições em nenhum músculo postural: (SOL:  $F = 0,953$ ,  $p = 0,398$ ; TA:  $F = 0,26$ ,  $p = 0,975$ ; BF:  $F = 1,340$ ,  $p = 0,278$ ; RF:  $F = 0,688$ ,  $p = 0,511$ ; PL:  $F = 2,065$ ,  $p = 0,146$ ; RA:  $F = 0,136$ ,  $p = 0,631$ ; GM:  $F = 0,057$ ,  $p = 0,945$ ; Rfc:  $F = 0,960$ ,  $p = 0,395$ ). O músculo SOL inibiu na janela de tempo do APA<sub>1</sub> nas três condições (rígida, espuma e mini-trampolim) e em contrapartida ativação nas janelas de tempo APA<sub>2</sub> e APC foi observada (Figura 16).

Não houve interação entre condição (rígida, espuma, mini-trampolim) e janela (APA<sub>1</sub>, APA<sub>2</sub> e APC) para nenhum dos músculos estudados.



**Figura 19.** JEMG (unidade arbitrária) dos músculos reto femoral da perna de chute (RFc), glúteo médio (GM), reto abdominal (RA), paravertebral lombar (PL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e sóleo (SOL) nas janelas de tempo APA1, APA2 e APC na superfície rígida, espuma e mini-trampolim.

### 1.3 MÉTODO – 2º MOMENTO

O 2º momento do estudo piloto diferiu do 1º momento em alguns aspectos: 1) bola utilizada, 2) estrutura de auxílio para o lançamento da bola, 3) comando durante a execução da tarefa, 4) janelas de tempos e 5) a análise estatística. As modificações estão sublinhadas no texto a seguir.

#### 1.3.1 Sujeitos

Participaram do estudo três indivíduos jovens com idade entre 23 e 29 anos e média de 26  $\pm$ 3 anos, com massa corporal entre 53,6 e 70kg com média de 62,9  $\pm$ 8,4 kg e altura entre 1,68 e 1,82 m com média de 1,73  $\pm$ 0,07 m. Os critérios de inclusão foram: indivíduos com histórico de duas ou mais entorses de tornozelo, com ao menos uma entorse nos últimos seis meses, sensação de instabilidade de tornozelo como o tornozelo está “saindo do lugar” e idade entre 18 e 30 anos. Os critérios de exclusão foram: apresentar histórico de problemas ortopédicos, distúrbios neurológicos, reumáticos graves ou qualquer outra doença que pudesse interferir na execução da tarefa. Todos os indivíduos selecionados foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos realizados no trabalho e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual de Santa Catarina - UDESC (protocolo n. 205/2011).

#### 1.3.2 Instrumentos

A avaliação da atividade elétrica dos músculos foi realizada através de um aparelho de eletromiografia (modelo 811C, EMG System do Brasil®, Brasil) com saída analógica, ganho de 2000, filtro passa banda de 23 a 500Hz, CMRR maior que 80dB e amplificador diferencial. O registro dos eventos mecânicos (descritos no tópico procedimentos) e da perturbação foram marcados por um acelerômetro (modelo ACL13000/03, EMG System do Brasil®, Brasil) afixado no maléolo lateral da perna dominante. Todos os sinais foram enviados a um computador através de um sistema de aquisição análogo-digital

(modelo PCI 6259, National Instruments®, EUA) com uma frequência de 1000Hz e resolução de 16 bits, adquiridos por meio do software LabView SignalExpress 2010® (Versão 4.0.0 for Windows®, National Instruments®, EUA).

### 1.3.3 Procedimentos

Inicialmente os sujeitos foram informados acerca dos objetivos e procedimento a serem realizados na pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (protocolo n. 205/2011). Em seguida foram instruídos a utilizar vestimenta adequada para colocação dos eletrodos.

Previamente a fixação dos eletrodos foi realizada assepsia da pele com algodão umedecido em álcool 70% e tricotomização, quando necessário. Os eletrodos foram fixados na pele sobre os seguintes músculos: sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção lateral – GaL; e porção medial – GaM), fibular longo (FL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL) e abdominal (AB) do lado não dominante (perna de apoio) e o músculo adutor (AD) do lado dominante (executor da tarefa). A distância inter-eletrodos foi de 2 cm e dois eletrodos de referência foram posicionado no maléolo lateral e medial da perna de apoio. Todos os procedimentos realizados acima seguiram as normas SENIAM (Anexo B) (Hermens, Freriks *et al.*, 2000). Um acelerômetro foi afixado no maléolo lateral da perna de chute (executora da tarefa) para marcar o início do movimento da perna e o impacto do pé contra a bola.

Em seguida, os indivíduos foram posicionados descalços sobre o centro de três superfícies (marcadas previamente) com diferentes níveis de instabilidade: a plataforma rígida (Figura 8), a estrutura de espuma (Figura 9) e o mini trampolim (Figura 10). Os sujeitos foram posicionados de pé em apoio unipodal sobre a perna de apoio (com IFT). O membro contralateral foi posicionado com leve flexão de joelho e rotação externa de quadril de maneira que o calcâneo desta perna permanecesse na altura do maléolo medial da perna de suporte. As mãos foram apoiadas na cintura. As superfícies foram randomizadas através de sorteio.

A bola foi lançada cinco vezes em cada condição (plataforma rígida, estrutura de espuma e mini trampolim), com o auxílio do plano inclinado, e o participante deveria devolve-la ao experimentador com a perna de chute (Figura 13). O centro do tripé do plano inclinado ficou a uma distância de 136 cm do centro da superfície na qual os sujeitos foram testados. Antes do início da aquisição do sinal, dois lançamentos testes foram realizados com o objetivo de familiarização do participante com a tarefa proposta para cada condição. Os participantes foram solicitados a informar (através da palavra “ok”) quando estivessem na postura mais estável possível (para todas as tentativas em todas as condições), e só após isto ocorrer que a coleta dos dados foi iniciada. Todo procedimento descrito acima foi executado pelo mesmo experimentador.

#### 1.3.4 Processamento de dados

Os sinais foram analisados usando-se rotinas em programa Matlab. Para o cálculo das  $\int EMG$ , os dados brutos foram filtrados com um filtro butterworth passa banda (30 – 400 Hz) de segunda ordem (De Luca, Gilmore et al., 2010). As  $\int EMG$  durante os APAs e APC foram demarcadas entorno de dois pontos: o momento do início do movimento da perna dominante definido por  $t_1$  e o impacto desta com a bola definido como  $t_2$ . Cada janela demarcada a partir desses dois pontos ( $t_1$  e  $t_2$ ) compreenderam um espaço de tempo de 150 ms ( $x_0 - x_1$ ): 1) 100 ms antes de  $t_1$  até 50 ms após  $t_1$ , sendo o ajuste postural antecipatório relacionado ao movimento da perna ( $APA_1$ ); 2) 100 ms antes de  $t_2$  até 50 ms após  $t_0$  referido como  $APA_2$  (ajuste antecipatório relacionado ao impacto da bola, 3) 50 ms após  $t_2$  até 200 ms após  $t_0$  denominado  $APC_1$  e 4) 200 ms após  $t_2$  até 350 ms após  $t_2$  denominado  $APC_2$ . Tais  $\int EMG$  foram corrigidas pela  $\int EMG$  da linha de base, que foi calculada no início da coleta (1-150ms) conforme a equação abaixo:

$$\int EMG = \int_{x_1}^{x_0} EMG - \int_{150}^1 EMG$$

onde  $\int EMG$  é a integral da EMG dentro da janela de tempo determinada para as respostas antecipatórias e compensatórias

$(\int_{x1}^{x0} EMG )$  menos a integral da linha de base da EMG  $(\int_{150}^1 EMG )$ .

Uma rotina em Matlab foi utilizada para normalizar as  $\int EMG$ s entre os sujeitos e as diferentes condições. A normalização incluiu a obtenção do VMA $\int EMG$  para cada músculo de cada sujeito dentre todas as condições e janelas de tempo. Em seguida dividiu-se cada  $\int EMG$  pelo seu VMA $\int EMG$  respectivo. Como resultado, os possíveis valores de  $\int EMG$  para cada músculo variaram entre -1 e 1, com valores positivos associados à ativação e os negativos à inibição muscular.

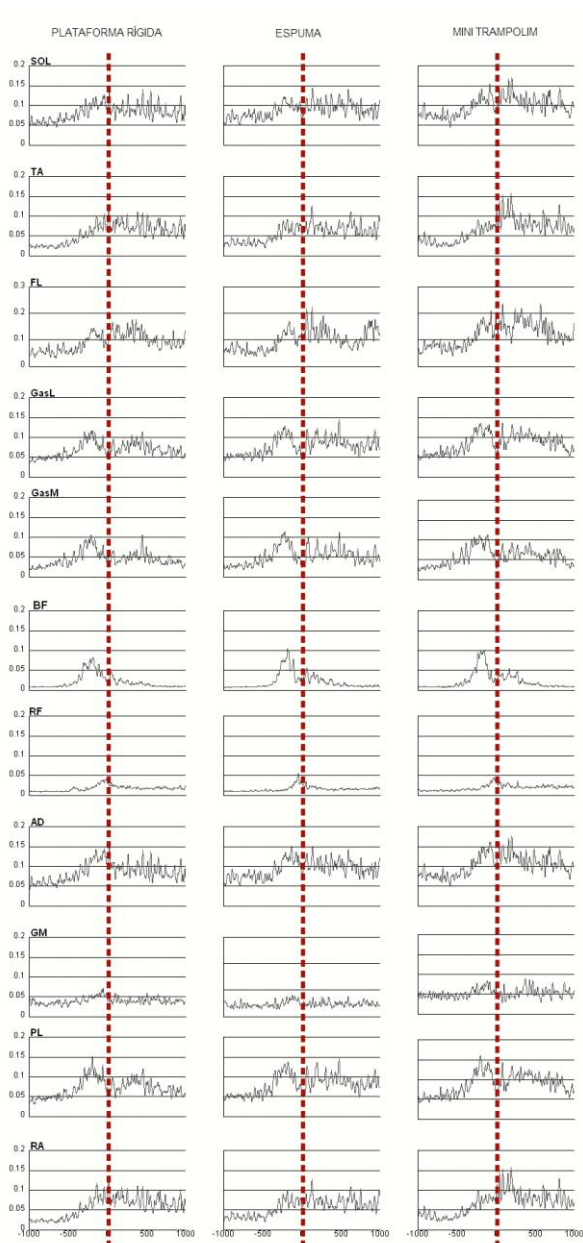
### 1.3.5 Análise estatística

Foi realizada estatística descritiva: média e erro padrão da média.

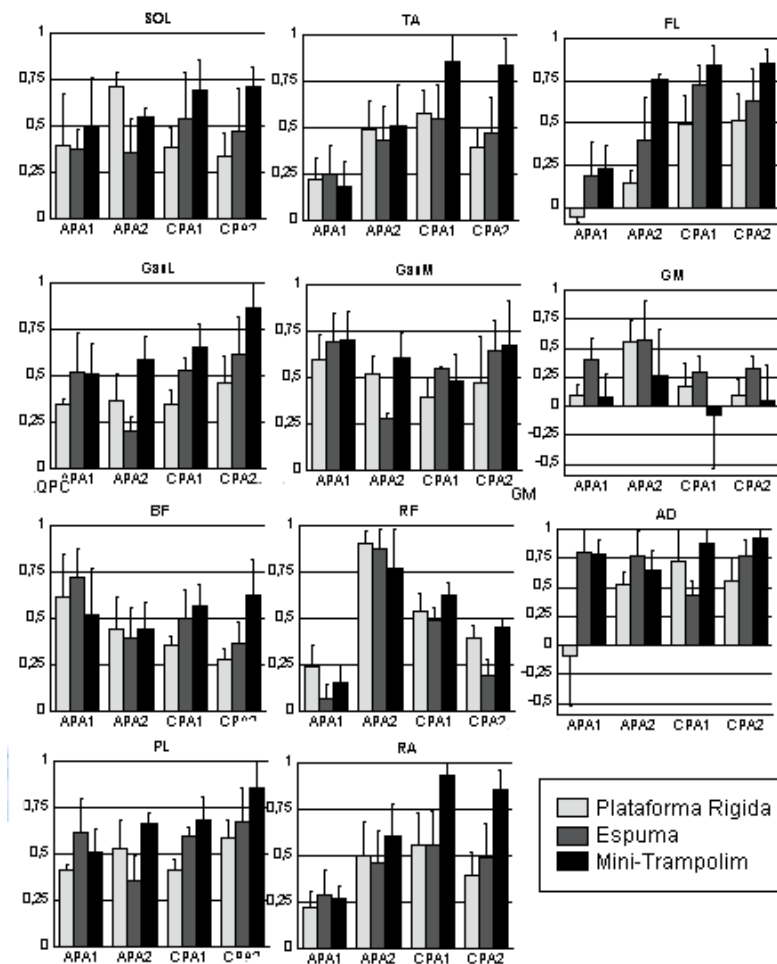
## 1.4 RESULTADOS – 2º MOMENTO

A Figura 17 mostra a média dos traços da atividade EMG para todos os músculos dos três os sujeitos estudados nas três condições experimentais. O momento do impacto da bola no pé do sujeito é representado pelo ponto 0 (linha tracejada). Observe a atividade antecipatória dos músculos nas três condições e note também o padrão antagonista adotado pelos pares musculares SOL-TA e BF-RF.

Já na Figura 18 podemos observar o aumento da atividade EMG para a maior parte dos músculos e janelas de tempo na condição mini-trampolim. Note também que ocorreu uma atividade EMG grande na janela de tempo CPA<sub>2</sub>, motivo pelo qual essa variável foi incluída nas análises.



**Figura 20.** Média do traços da atividade EMG dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção lateral – GaL; e porção medial – GaM), fibular longo (FL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), abdominal (AB) e adutor (AD) nas três condições experimentais. A linha pontilhada representa o impacto da bola contra o pé do participante.



**Figura 21.** JEMG (unidade arbitrária) dos músculos sóleo (SOL), gastrocnêmio (porção lateral – GaL; e porção medial – GaM), fibular longo (FL), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), glúteo médio (GM), paravertebral lombar (PL), abdominal (AB) e adutor (AD) nas janelas de tempo APA1, APA2 e APC na superfície rígida, espuma e mini-trampolim.



## 1.5 CONCLUSÃO

A realização do estudo piloto foi muito importante para a familiarização do experimentador com os equipamentos de coleta e programas utilizados para a coleta e para o processamento dos dados. Neste período foram desenvolvidas rotinas em MatLab para que os futuros dados coletados sejam processados. Além disso, foi confirmado que a pesquisa é viável com o design experimental proposto. Algumas alterações foram realizadas na sessão dos métodos para a melhora do design experimental, como por exemplo, a utilização de um plano inclinado para garantir que a bola chegasse sempre com a mesma velocidade e na mesma direção no pé do participante, gerando magnitudes similares. Com isso, as possíveis diferenças a serem encontradas entre os grupos (grupo controle e grupo instabilidade funcional de tornozelo) e as condições experimentais (superfície rígida, espuma e mini trampolim) foram relacionadas com as características dos grupos e das condições e não com a magnitude da perturbação.