

**Antônio Francisco de Almeida Neto**

**PROPRIOCEPÇÃO E RESPOSTAS MUSCULARES DO TORNOZELO DE  
ATLETAS UNIVERSITÁRIOS DE FUTEBOL**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

**Orientador:** Prof. Dr. Adalgiso C. Cardozo

Rio Claro-SP

2013

**Antônio Francisco de Almeida Neto**

**PROPRIOCEPÇÃO E RESPOSTAS MUSCULARES DO TORNOZELO DE  
ATLETAS UNIVERSITÁRIOS DE FUTEBOL**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

**Comissão Examinadora**

Prof. Dr. Adalgiso C. Cardozo – Universidade Estadual Paulista – IB/UNESP – Rio Claro

Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão – Universidade de São Paulo – EEFÉ/USP – São Paulo

Mauro Gonçalves – Universidade Estadual Paulista – IB/UNESP – Rio Claro

Rio Claro, 29 de Abril de 2013.

Aos meus pais, Ângela e Almir (*“in memorian”*), meus avós Rodney (*“in memorian”*), Helaine (*“in memorian”*), Antônio e Isaura, pela educação e oportunidades dadas desde criança até hoje, por sempre deixar que escolhesse meu próprio caminho, porém, sempre me orientando para chegar ao destino certo.

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a minha mãe por mais uma vez me apoiar ao escolher este caminho. Todo o suporte dado nesse tempo dedicado ao mestrado foi crucial para este momento.

Agradeço também a meus avós, pois sempre torceram por mim e deram força para seguir meu caminho.

Não poderia deixar de agradecer meus amigos do laboratório, sem os quais seria impossível realizar este trabalho. Agradeço não só pela ajuda durante a realização deste trabalho, mas pela amizade que temos que vai além do ambiente de estudo, proporcionando muitos momentos alegres.

Meu orientador, Prof. Dr. Adalgiso Cardozo, pela orientação e toda assistência prestada desde a concepção do trabalho. Foi fundamental contar com as sugestões e críticas de alguém com tanto conhecimento, fazendo com que meu aprendizado fosse extremamente agradável.

Agradeço também ao coordenador do Laboratório de Biomecânica da UNESP de Rio Claro, Prof. Dr. Mauro Gonçalves, por abrir as portas de um laboratório tão conceituado para realização deste trabalho e também pelas inúmeras contribuições, fazendo com que sempre tivesse uma visão crítica acerca dos procedimentos realizados.

Por fim, gostaria de agradecer a todos que não citei o nome, mas que estão comigo em meus pensamentos neste momento.

**“A imaginação é mais importante que a ciência, porque a ciência é limitada, ao passo que a imaginação abrange o mundo inteiro”.**

Albert Einstein

**“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original”.**

Albert Einstein

**“O cientista não é o homem que fornece as verdadeiras respostas, é quem faz as verdadeiras perguntas”.**

Claude Lévi-Strauss

## RESUMO

**Introdução:** o futebol é o esporte mais praticado no mundo, e por isso muitas pessoas estão expostas a lesões comuns de sua prática, sendo a mais comum o entorse de tornozelo. Em casos de entorses recidivos pode-se desenvolver a instabilidade funcional de tornozelo. O objetivo deste estudo foi comparar as respostas musculares e a propriocepção de atletas universitários de futebol e futsal com e sem instabilidade de tornozelo. **Métodos:** foram avaliados 20 atletas divididos em dois grupos: estável (GE: n=10; idade  $23,89 \pm 2,85$  anos; estatura  $1,75 \pm 0,05$ m; massa corporal  $79,40 \pm 8,35$ kg) e instável (GI: n=10; idade  $21,70 \pm 2,71$  anos; estatura  $1,74 \pm 0,04$ m; massa corporal  $71,88 \pm 6,94$ kg). Os atletas foram avaliados em dois dias. No primeiro dia foram realizados os testes de equilíbrio em apoio unipodal sobre uma plataforma de força e o de reposicionamento articular passivo do tornozelo em um dinamômetro isocinético. O teste de equilíbrio foi realizado com olhos abertos e fechados, foram feitas três tentativas para cada condição com duração de 20 segundos. A frequência de amostragem da plataforma de força foi ajustada em 2000 Hz. O teste de reposicionamento articular passivo foi realizado com ângulos alvo de  $10^\circ$  e  $20^\circ$ . No segundo dia foi realizado o teste de simulação de entorse enquanto eram coletados dados eletromiográficos e cinemáticos. No teste de simulação de entorse os atletas caminhavam sobre uma plataforma onde havia dispositivos para simular o movimento do entorse de tornozelo. O sinal eletromiográfico foi coletado nos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e fibular curto (FC), com frequência de amostragem de 2000 Hz, filtro passa-banda de 20-500 Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 no conversor). A cinemática foi coletada a 250 quadros por segundo, com marcadores fotorreflexivos fixados nos membros inferiores. Os dados obtidos eram referentes ao deslocamento total do centro de pressão, erro angular absoluto em  $10^\circ$  e  $20^\circ$ , tempo de resposta muscular, ativação muscular, taxa de aumento eletromiográfico (TAEMG), tempo até o pico de taxa de aumento eletromiográfico (tTAEMG) e ângulo máximo de inversão. **Resultados:** houve diferença entre os grupos para o erro angular absoluto a  $10^\circ$ , sendo que o GI apresentou maiores valores ( $p < 0,05$ ). O GE apresentou maior TAEMG para o músculo FL quando comparado ao GI ( $p < 0,05$ ). O tTAEMG do músculo FC do GE foi menor que do GI ( $p < 0,05$ ). Não houve diferença entre as demais variáveis. **Conclusões:** as respostas ao entorse de tornozelo do GE foram mais eficazes em relação ao GI.

**Palavras-chave:** Entorse de tornozelo. Ativação muscular. Biomecânica.

## ABSTRACT

**Introduction:** soccer is the most practiced sport in the world, and several people are exposed to the common injuries of this sport, and the ankle sprain is the most common injury. In case of several ankle sprains, the functional ankle instability may occur. The aim of the present study was to compare the muscular responses and the proprioception of college soccer and futsal athletes with and without ankle instability.

**Methods:** were evaluated 20 athletes divided into two groups: stable (GE: n=10; age  $23,89 \pm 2,85$  years; height  $1,75 \pm 0,05$ m; body mass  $79,40 \pm 8,35$ kg) and unstable (GI: n=10; age  $21,70 \pm 2,71$  years; height  $1,74 \pm 0,04$ m; body mass  $71,88 \pm 6,94$ kg). The athletes were evaluated in two days. On the first were performed the single-leg balance test on a force plate and the passive ankle joint repositioning test on the isokinetic dynamometer. The balance test was performed with eyes opened and closed, were recorded three trials of 20 seconds for each condition. The sample rate was set to 2000 Hz. The passive joint repositioning test was performed with target angles of  $10^\circ$  and  $20^\circ$ . On the second day, the ankle sprain simulation test was performed while electromyographic and kinematic data were collected. The athletes had to walk on a platform with ankle sprain simulation devices. The electromyographic signal of the *tibialis anterior* (TA), the *peroneus longus* (FL) and *peroneus brevis* (FC), with sample rate of 2000 Hz, band-pass filter of 20-500 Hz, gain of 2000 times (20 times on the pre-amplificator and 100 on the conversor). The kinematic was collected with sample rate of 250 frames per second, with fotorreflexive markers attached to the lower limbs. The data obtained was relative to center of pressure displacements, absolute angular error in  $10^\circ$  and  $20^\circ$ , muscular response time, muscular activation, electromyographic raise rate (TAEMG), time to peak of electromyographic raise rate (tTAEMG) and maximum inversion angle.

**Results:** there was difference between the groups in the absolute angular error in  $10^\circ$ , with higher values to the GI ( $p < 0,05$ ). The GE had a higher TAEMG to the FL muscle when compared to the GI ( $p < 0,05$ ). The tTAEMG of the FC muscle on the GE group was lower than the GI ( $p < 0,05$ ). There were no differences on the other variables. **Conclusions:** the responses to the ankle sprain were more effective on the GE compared to the GI.

**Keywords:** Ankle sprain. Muscular activation. Biomechanics.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	9
2. JUSTIFICATIVA.....	12
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
3.1. Entorse de tornozelo e instabilidade funcional de tornozelo .....	13
3.2. Propriocepção .....	14
3.3. Plataforma de força e centro de pressão .....	17
3.4. Teste de reposicionamento articular passivo .....	18
3.5. Plataformas de simulação de inversão.....	19
3.6. Eletromiografia de superfície e tempo de ativação muscular .....	20
3.7. Cinemática .....	21
4. OBJETIVOS.....	23
4.1. OBJETIVO GERAL .....	23
4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	23
5. MÉTODOS.....	24
5.1. Aspectos éticos .....	24
5.2. Amostra .....	24
5.3. Equipamentos .....	26
5.3.1. Plataforma de força .....	26
5.3.2. Dinamômetro isocinético .....	26
5.3.3. Plataforma de simulação de entorse .....	26
5.3.4. Eletromiografia.....	27
5.3.5. Cinemetria .....	28
5.4. Desenho experimental .....	29
5.5. Processamento e determinação das variáveis do estudo .....	36
5.6 Análise estatística .....	41
6. RESULTADOS .....	43
7. DISCUSSÃO.....	46
8. CONCLUSÕES.....	51
REFERÊNCIAS .....	52
Apêndice A .....	63
Apêndice B .....	65
Anexo A .....	66
Anexo B .....	67

## 1. INTRODUÇÃO

O futebol é uma modalidade esportiva de equipe com características de esforços intermitentes que exige a execução de habilidades técnicas durante este exercício (RUSSEL, BENTON e KINGSLEY, 2010). É o esporte mais praticado no mundo com milhões de praticantes nos mais diversos níveis, e por isso, inúmeras pessoas estão expostas a lesões comuns da prática desse esporte (LEES e NOLAN, 1998; REIN et al., 2011; SIEGLE e LAMES, 2012). Dentre estas lesões, o entorse de tornozelo é uma das mais comuns (LE GALL, CARLING e REILLY, 2008; OZTEKIN et al., 2009; REIN et al., 2011).

Modalidades esportivas que apresentam movimentos de mudança de direção em alta velocidade, saltos e corrida apresentam alta incidência de entorses de tornozelo, em especial esportes com bola (EKSTRAND e TROPP, 1990; LE GALL, CARLING e REILLY, 2008; REIN et al., 2011). A ocorrência de entorses é prejudicial aos praticantes e as equipes, pois resulta em consequências como dor, sensação de falseio, fraqueza muscular, crepitação articular, prejuízo do gesto esportivo e afastamento dos treinos e competições (de LOËS, DAHLSTEDT e THOMÉE, 2000; HAN, RICARD e FELLINGHAM, 2009; REIN et al., 2011).

A maior parte dos entorses ocorre na realização de mudanças rápidas de direção ou aterrissagem em superfícies instáveis, que gera um grande torque supinador, fazendo com que o tornozelo realize uma supinação excessiva sobrecarregando principalmente os ligamentos talofibular anterior e calcâneo-fibular (WRIGHT et al., 2000).

Callaghan (1997) descreveu o mecanismo de entorse lateral como a combinação de inversão excessiva, flexão plantar e rotação medial do tornozelo.

Fong et al. (2009) analisou um entorse accidental sofrido por um jogador de basquetebol enquanto eram coletados dados cinemáticos em movimentos de mudança rápida de direção e observou que no momento do entorse, o tornozelo estava em dorsi-flexão e não em flexão plantar. Mok et al. (2011) analisou dois casos de entorse que foram filmados durante as olimpíadas de Pequim em 2008 e também constatou que, em ambos os casos, o tornozelo encontrava-se em dorsi-flexão. Estes estudos sugerem que a flexão plantar pode não ser tão essencial para ocorrência do entorse, quanto o estresse em inversão.

Entorses recorrentes danificam as fibras aferentes dos mecanorreceptores articulares, gerando assim déficit proprioceptivo, em especial do sentido de posição articular, que origina a instabilidade funcional de tornozelo (IFT) (FREEMAN, DEAN e HANHAM, 1965; WILLEMS et al., 2002; NORONHA et al., 2012).

O mecanismo de entorse ocorre em velocidades altas, impossibilitando muitas vezes a resposta adequada e assim levando o atleta a sofrer o entorse (MEURER et al., 2010). Mudanças na latência ou tempo de ativação muscular, tempo que vai do início do movimento até o início da atividade muscular, geram mudanças na estabilização dinâmica ao movimento de entorse (LYNCH et al., 1996). Os resultados de Brunt et al. (1992) sugerem que após um entorse de tornozelo, pode ser esperado atraso na latência de resposta muscular do tibial anterior, tibial posterior e fibular longo. Karlsson et al. (1992) encontrou menores tempos de ativação dos músculos fibular longo e fibular curto em pessoas sem instabilidade de tornozelo, quando comparados a pessoas com instabilidade.

O déficit proprioceptivo causado pela IFT resulta em piora do controle da estabilidade postural, traduzido por maiores deslocamentos do centro de pressão

(COP), uma vez que, juntamente com o quadril e o joelho, o tornozelo apresenta importante papel na manutenção do equilíbrio (BLACKBURN et al., 2000; ROSS, GUSKIEWICZ e YU, 2005; LEE e LIN, 2008; BROWN, BOWSER e ORELLANA, 2010). Variáveis provenientes do COP podem ser ferramentas para diferenciar pessoas com e sem IFT (TROJIAN e McKEAG, 2006; ROSS et al., 2008; ROSS et al., 2009). A habilidade dos mecanorreceptores do tornozelo em detectar movimento no pé e realizar ajustes em resposta a esse movimento é crucial para prevenir entorses de tornozelo, o que é também prejudicado devido ao déficit proprioceptivo (WILLEMS et al., 2002).

## **2. JUSTIFICATIVA**

Uma vez que o entorse lateral é o principal tipo de lesão de tornozelo durante a prática esportiva, e sabendo que repetitivos entorses podem gerar uma condição conhecida como IFT, a qual pode trazer sequelas e predispor o atleta a novos entorses, é importante investigar as respostas de pessoas com e sem IFT no momento de entorse, para que seja possível avaliar os mecanismos que a IFT promove para tornar os voluntários mais propensos a sofrer entorse. Apesar de estudos terem verificado alguns parâmetros relacionados com o entorse, a avaliação de uma simulação de entorse por parâmetros eletromiográficos e cinemáticos, aliados com parâmetros de deslocamento do COP e senso de reposicionamento articular ainda não foram investigados.

### **3. REVISÃO DE LITERATURA**

#### **3.1. Entorse de tornozelo e instabilidade funcional de tornozelo**

O tornozelo é uma articulação com função não só de mobilidade, mas também de suporte de peso (MOREIRA e ANTUNES, 2008). Além disso, tem papel fundamental na manutenção do equilíbrio durante atividades como andar e correr, uma vez que se encontra próximo à base de suporte do corpo durante essas atividades (BLACKBURN et al., 2000; LEE e LIN, 2008).

O complexo articular do tornozelo é formado por três articulações: a talocrural, a subtalar e a sindesmose tibiofibular distal, que atuam em conjunto para permitir os movimentos no plano sagital (dorsiflexão e flexão plantar), no plano frontal (inversão e eversão) e no plano transversal (rotação medial e lateral) (HERTEL, 2002).

O tornozelo recebe sua maior estabilização por meio das estruturas ligamentares tanto na região lateral quanto na região medial. O ligamento colateral lateral é formado pelos ligamentos talofibular anterior, talofibular posterior e calcâneo fibular (CALLAGHAN, 1997). Já na região medial temos o ligamento deltoide, formado pelos ligamentos tibionavicular, tibiocalcâneo e tibiotalar anterior e posterior (STUFKENS et al., 2012).

Uma vez que a tensão aplicada a um ligamento exceda a resistência de suas fibras e tecidos, ocorre uma lesão, e durante o entorse lateral de tornozelo o primeiro ligamento a sofrer lesão é o talofibular anterior, seguido pelo calcâneo fibular (HERTEL, 2002).

Além dos ligamentos, as fibras nervosas aferentes da região do tornozelo podem sofrer lesão, prejudicando assim as informações proprioceptivas da região e gerando respostas musculares descoordenadas e ineficazes, predispondo assim a

novos entorses (FREEMAN, 1965; FREEMAN, DEAN e HANHAM, 1965; JOHNSON e JOHNSON, 1993; NORONHA et al., 2012). Esta condição, que foi descrita primeiramente por Freeman em 1965, é denominada IFT e é caracterizada pela queixa de sensação subjetiva de falseio.

Hertel (2000) descreveu como possíveis causas da IFT déficits de sensação de posição articular, diminuição força muscular, ativação atrasada dos músculos fibulares, déficits de equilíbrio, alterações na atividade dos nervos fibulares e diminuição da amplitude de movimento de dorsiflexão.

Hiller et al. (2006) desenvolveu um questionário com o intuito de graduar a severidade da instabilidade de tornozelo, o Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). Este questionário é composto de nove perguntas de múltipla escolha que avaliam a condição dos dois tornozelos, no qual quanto maior a pontuação melhor a condição, sendo a pontuação mínima zero e a máxima 30. O questionário apresenta sensibilidade de 89,2% e especificidade de 74.7%. Nesse estudo encontrou-se que 27 é o limiar para separar pessoas que tem maior risco de desenvolver IFT, e o escore  $\leq 24$  indica instabilidade funcional de tornozelo moderada (HILLER et al., 2006; HILLER et al., 2007; SAWIKINS et al., 2007). Noronha et al. (2008) realizou a adaptação do CAIT para o uso no Brasil.

Acredita-se os déficits do sistema proprioceptivo sejam a principal causa da IFT após lesões (HERTEL, 2002; LEE e LIN, 2008).

### **3.2. Propriocepção**

A propriocepção corresponde ao sentido de posição e movimento (cinestesia) do corpo e seus segmentos (MOHAMMADI, 2007; LEE e LIN, 2008). Essas

informações são dadas por meio de mecanorreceptores presentes nos músculos, tendões, pele, cápsulas articulares e ligamentos, innervados por neurônios aferentes dos tipos I, II e III; já as terminações do tipo IV são nociceptores (McCLOSKEY, 1978; NEWTON, 1982; PROSKE, WISE e GREGORY, 2000). O diâmetro das fibras é maior no tipo I e decresce progressivamente nos tipos II, III e IV (NEWTON, 1982). Esses mecanorreceptores são sensibilizados por energias mecânicas impostas à articulação e as transmitem ao sistema nervoso central (SNC) por meio de impulsos aferentes (RIBEIRO e OLIVEIRA, 2008).

Quatro tipos de receptores existem na maioria das articulações: as terminações nervosas de Ruffini, localizadas na cápsula articular; as terminações de Golgi, nos ligamentos e os receptores encapsulados de Pacini, no periósteo fibroso na região de inserção dos ligamentos; já as terminações nervosas livres se localizam nas superfícies internas das articulações (McCLOSKEY, 1978; NEWTON, 1982). Na pele foram identificados quatro tipos de receptores, os corpúsculos de Meissner e Pacini que são de adaptação rápida, e as células de Merkel e terminações de Ruffini de adaptação lenta (RIBEIRO e OLIVEIRA, 2008).

Nos músculos os fusos neuromusculares (FNM) e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG) são os principais responsáveis pela propriocepção (DUYSENS et al., 2008). Os FNM são receptores de estiramento presentes praticamente em todos os músculos esqueléticos do corpo humano, com importante função de dar informações ao SNC sobre a posição corporal, porém não é necessário que todas essas informações tornem-se conscientes (PROSKE, 1997; ZHAO et al., 2010). As fibras aferentes dos FNM podem ser do tipo Ia e II, que realizam conexões monossinápticas com os motoneurônios do músculo em questão, caracterizando assim a base do reflexo de estiramento (PROSKE, 1997; DUYSENS et al., 2008). Os

OTG são mecanorreceptores sensíveis a tensão inervados por fibras aferentes rápidas do tipo Ib presentes nas junçõesmiotendíneas e tendões (JAMI, 1992). Esses proprioceptores musculares são responsáveis pelo *feedback* sensorial para a manutenção adequada da postura e realização de movimentos (LORAM et al., 2009).

A cinestesia é transmitida ao SNC principalmente pelos receptores musculares, cutâneos e articulares, enquanto que os receptores cutâneos de adaptação lenta e principalmente as aferências dos FNM são responsáveis pelo sentido de posição (KONRADSEN, RAVN e SORENSEN, 1993; PROSKE, WISE e GREGORY, 2000; FORESTIER, TEASDALE e NOUGIER, 2002).

A propriocepção é essencial para o funcionamento articular durante a prática esportiva, pois contribui para o controle neuromuscular necessário em movimentos precisos, proporcionando estabilidade articular dinâmica (SEKIR et al., 2007). Quando o atleta sofre lesão, as fibras nervosas dos mecanorreceptores são afetadas, causando assim déficits proprioceptivos que prejudicam os ajustes posturais e reflexos em resposta à perturbações e ao estresse articular sofrido durante a prática esportiva (FREEMAN, DEAN e HANHAM, 1965; BERNIER e PERRIN, 1998; FU e HUI-CHAN, 2005). Acredita-se que o FNM é responsável por gerar as repostas musculares mais rápidas à uma perturbação, conhecida como resposta de latência curta (RLC) e seu tempo de ativação é de 40 a 45ms (SCHILLINGS, MULDER e DUYSSENS, 2005; DUYSSENS et al., 2008). Devido a importância da propriocepção é comum a utilização de protocolos de treinamento sensório-motor nos esportes, que tem como objetivo prevenir ou diminuir o risco de lesões, recuperar após lesão ou mesmo melhorar a propriocepção (WILLEMS et al., 2002; McGUINE E KEENE, 2006; McLEOD, et al., 2009).

### 3.3. Plataforma de força e centro de pressão

O déficit proprioceptivo causado pela IFT resulta em piora do controle da estabilidade postural, traduzido por maiores deslocamentos do COP, uma vez que o tornozelo apresenta importante papel na manutenção do equilíbrio (BLACKBURN et al., 2000; ROSS, GUSKIEWICZ e YU, 2005; LEE e LIN, 2008; BROWN, BOWSER e ORELLANA, 2010).

A avaliação do deslocamento COP utilizando-se plataformas de força é amplamente utilizada com a finalidade de diferenciar entre pessoas com e sem instabilidade de tornozelo (TROJIAN e McKEAG, 2006; ROSS et al., 2008; ROSS et al., 2009).

No estudo de Willems et al. (2005) os voluntários correram sobre uma plataforma de madeira de 16,5m onde se encontrava um sistema de medição de pressão plantar de 2m. Após realizar o teste, os voluntários foram acompanhados por um período de 6 a 18 meses. Os que sofreram entorse de tornozelo durante este período foram comparados com os que não sofreram lesões de membros inferiores e foi encontrado que pessoas com risco de sofrer entorse apresentam o COP mais lateralizado durante o contato inicial do calcâneo, quando comparado com indivíduos sem esse risco.

Ross et al. (2009) realizou dois testes utilizando plataforma de força. O teste de equilíbrio unipodal, onde o voluntário permanece durante 20s em apoio unipodal mantendo quadril e joelho ligeiramente flexionados, e o teste de aterrissagem unipodal, no qual o voluntário deve realizar um salto com decolagem bilateral, podendo usar os braços para se impulsionar e aterrissar em apoio unipodal sobre uma plataforma de força a uma distância de 70 cm do ponto inicial do salto. Os

autores observaram que variáveis de força reação do solo e deslocamento do COP provenientes destes testes foram capazes de distinguir entre indivíduos com e sem IFT.

Isso indica que os mecanismos neuromusculares da articulação do tornozelo envolvidos com o controle do equilíbrio são afetados pela IFT (FREEMAN, DEAN e HANHAM, 1965; HUBBARD e CORDOVA, 2009; BROWN, BOWSER e ORELLANA, 2010).

### **3.4. Teste de reposicionamento articular passivo**

O sentido de posição do corpo e seus segmentos é um importante componente da propriocepção e por isso o sentido de posição é geralmente utilizado para avaliar a propriocepção (WILLEMS et al., 2002; MOHAMMADI, 2007). Os mecanorreceptores são sensíveis a estímulos de pressão e tensão causados por movimentos ou posições estáticas (O'DRISCOLL e DELAHUNT, 2011), sendo cruciais para detectar movimentos do pé e realizar os ajustes necessários evitar entorses (BERNIER e PERRIN, 1998). Para avaliar o sentido de posição pode-se utilizar o dinamômetro isocinético.

Boyle e Negus (1998) usaram goniômetro adaptado para fazer medições do sentido de reposicionamento articular ativo e passivo de pessoas saudáveis e pessoas com entorses de tornozelo recorrentes. O voluntário deveria reproduzir as angulações referentes a 30, 60 e 90% do total da sua amplitude de movimento de ativa de inversão. A amplitude total era mensurada neste goniômetro adaptado, onde o tornozelo era mantido em aproximadamente 42° de flexão plantar. O movimento era feito passivamente pelo avaliador que mantinha velocidade

aproximada de 5°/s. Houve diferenças entre os grupos, sendo que o grupo com entorses recorrentes foi menos preciso na tarefa de reposicionamento, principalmente na modalidade passiva.

A avaliação proprioceptiva no dinamômetro isocinético é feita por meio da escolha de um ângulo alvo e o avaliado deve, de forma ativa ou passiva, reproduzir o ângulo alvo. O aparelho então mostra qual o erro angular absoluto em graus, ou seja, quanto houve de diferença entre o ângulo alvo e o ângulo reproduzido (SEKIR et al., 2008).

### **3.5. Plataformas de simulação de inversão**

Plataformas de inversão são utilizadas para avaliar tempo de ativação muscular dos músculos estabilizadores do tornozelo durante movimentos de simulação de entorse lateral (EILS e ROSENBAUM, 2001; OSBORNE et al., 2001; EECHAUTE et al., 2007; HOPKINS et al., 2007; EECHAUTE et al., 2009; PALMIERI-SMITH, HOPKINS e BROWN, 2009; SCHMITT et al., 2009), bem como o comportamento de força reação do solo (SCHMITT et al., 2009) e a cinemática do movimento de entorse (CHAN et al., 2008). Esse método de avaliação da latência de ativação muscular mostrou ter confiabilidade e reprodutividade aceitáveis em voluntários saudáveis e com IFT (EECHAUTE et al., 2009).

A ativação dos músculos estabilizadores durante o movimento de inversão é primordial no controle da supinação do tornozelo, e essa falha na ativação é o que gera a sensação de falseio em indivíduos com IFT, uma vez que foram encontrados déficits dessa ativação nesses indivíduos (SANTILLI et al., 2005; PALMIERI-SMITH, HOPKINS e BROWN, 2009).

Eils e Rosenbaum (2001) usaram uma plataforma de simulação de entorse para avaliar se um programa de treino proprioceptivo seria capaz de melhorar o tempo de resposta muscular dos músculos tibial anterior, fibular longo e fibular curto. Após o treino, o grupo de exercícios apresentou melhora do tempo de resposta muscular para os músculos fibular longo e fibular curto, enquanto que o grupo controle não alterou seus valores.

Em estudo semelhante, Osborne et al. (2001) avaliou os efeitos de um programa de treino no tempo de resposta muscular em indivíduos com entorse unilateral de tornozelo. Após o treino, houve melhora no tempo de resposta do tornozelo lesado e do saudável, mesmo que o treino tenha ocorrido apenas no tornozelo lesado. Tanto no estudo de Eils e Rosenbaum (2001) quanto no de Osborne et al. (2001), o mecanismo de simulação de entorse funcionava de forma que o voluntário deveria permanecer de pé sobre o mesmo.

### **3.6. Eletromiografia de superfície e tempo de ativação muscular**

Com a eletromiografia de superfície (EMG) é possível realizar análises da ativação muscular em determinados exercícios ou tratamentos; oferecer *biofeedback* aos pacientes; avaliar o tempo e duração de ativação muscular; analisar a marcha; realizar análises quanto à ergonomia e estudar a instalação do processo de fadiga muscular (SODERBERG e KNUTSON, 2000; KNIGHT e WEIMAR, 2011).

A análise do tempo de ativação muscular é feita calculando o tempo decorrido de um evento até o início da atividade eletromiográfica (LYNCH et al., 1996).

Karlsson et al. (1992) comparou o tempo de ativação muscular entre pessoas com e sem instabilidade de tornozelo e encontrou que pessoas com instabilidade

apresentam maior tempo de ativação muscular. Neste estudo, o voluntário permanecia de pé sobre um mecanismo de entorse que, quando ativado manualmente, poderia realizar até 30° de inversão, enquanto que o lado não testado permanecia apoiado sobre uma plataforma da mesma altura e largura do mecanismo de inversão. O tempo de ativação era calculado do momento em que o alçapão iniciou o movimento de inversão até a primeira atividade eletromiográfica. Entretanto, neste estudo não foi citada a frequência de amostragem utilizada.

Lynch et al. (1996) verificou que as medidas de tempo de ativação muscular para o tibial anterior e fibular curto são confiáveis quando comparou os resultados do membro inferior direito e esquerdo de voluntários saudáveis. Entretanto, o fibular longo não apresentou confiabilidade em seu estudo, uma vez que mostrou diferenças quando comparados os lados.

### **3.7. Cinemática**

Com a cinemática é possível avaliar parâmetros como angulação de inversão e velocidade de inversão do tornozelo durante a simulação de entorse.

Durante o estudo de Fong et al. (2009) um atleta de basquetebol sofreu acidentalmente um entorse lateral de tornozelo enquanto eram coletados dados cinemáticos durante movimentos de mudança rápida de direção. A velocidade de inversão do tornozelo durante a lesão foi de 632°/s. Durante o toque do calcâneo o tornozelo apresentou menor rotação externa e maior supinação em relação às tentativas em que não ocorreu o entorse. Um achado interessante do estudo foi o fato de que o tornozelo encontrava-se em dorsi-flexão durante a lesão.

Chu et al. (2010) utilizaram a cinemática para comparar o padrão de movimento normal de gestos esportivos e o padrão de movimento durante entorses de tornozelo. Neste estudo concluiu-se que a velocidade angular de  $300^{\circ}/s$  é um limiar para a ocorrência de entorses, portanto mecanismos que visam prevenir entorses devem evitar movimentos nessa velocidade.

Kristianslund, Bahr e Krosshaug (2011) também registraram um entorse lateral de tornozelo acidental durante movimentos de mudança de direção de uma jogadora de handebol, onde a velocidade de inversão durante o entorse foi de  $559^{\circ}/s$ , enquanto que nas duas avaliações normais a velocidade foi de  $166^{\circ}/s$  e  $221^{\circ}/s$ .

Mok et al. (2011) analisou dois casos de entorse de tornozelo que ocorreram durante os Jogos Olímpicos de Pequim em 2008. Os entorses ocorreram com uma atleta de salto em altura durante a corrida para a aproximação com o sarrafo e com um atleta de hóquei de campo enquanto perseguia um adversário e acabou pisando no pé do mesmo. No caso do salto em altura, a angulação máxima de inversão foi de  $142^{\circ}$  e a velocidade máxima de inversão foi de  $1752^{\circ}/s$ . Com o atleta do hóquei, a angulação máxima de inversão foi de  $78^{\circ}$  e a velocidade máxima de inversão foi de  $1397^{\circ}/s$ .

## **4. OBJETIVOS**

### **4.1. OBJETIVO GERAL**

Analisar o comportamento dos músculos estabilizadores do tornozelo durante a simulação de entorse em atletas com e sem instabilidade funcional de tornozelo.

### **4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Verificar o comportamento do COP de atletas de futebol com e sem instabilidade funcional de tornozelo durante o teste de apoio unipodal.

Comparar o erro angular absoluto no teste de reposicionamento articular passivo do tornozelo entre atletas de futebol com e sem instabilidade funcional de tornozelo.

Comparar o pico da taxa de aumento eletromiográfico e o tempo até o pico da taxa de aumento eletromiográfico de atletas de futebol com e sem instabilidade funcional de tornozelo.

Avaliar a angulação de inversão do tornozelo durante o momento do entorse em atletas de futebol com e sem instabilidade funcional de tornozelo.

## 5. MÉTODOS

### 5.1. Aspectos éticos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNESP de Rio Claro (protocolo nº 3510, decisão nº 087/2012 – Anexo A). Os voluntários que participaram do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A).

### 5.2. Amostra

Participaram da coleta 20 indivíduos praticantes de futebol de campo e futsal em nível universitário, do sexo masculino, com no mínimo três anos de experiência, divididos em dois grupos, a saber: grupo sem instabilidade funcional do tornozelo (grupo estável - GE) e grupo com instabilidade funcional de tornozelo (grupo instável - GI). Ambos os grupos tinham frequência semanal de treino de três vezes por semana, e participaram de três campeonatos durante o ano. As características antropométricas dos voluntários estão apresentada na tabela 1. Na tabela 2 estão os dados de goniometria de ambos os tornozelos.

**Tabela 1:** Caracterização dos grupos.

	<b>GE (n=10)</b>	<b>GI (n=10)</b>
<b>Idade (anos)</b>	23,89 ± 2,85	21,70 ± 2,71
<b>Estatura (m)</b>	1,75 ± 0,05	1,74 ± 0,04
<b>Massa Corporal (kg)</b>	79,40 ± 8,35	71,88 ± 6,94
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	25,93 ± 1,61	23,72 ± 1,83
<b>Tempo de Prática (anos)</b>	13,00 ± 5,12	10,80 ± 5,45

GE: grupo estável; GI: grupo instável

**Tabela 2:** Goniometria de inversão e eversão dos grupos.

	INV		EVE	
	D/I (°)	ND/E (°)	D/I (°)	ND/E (°)
<b>GE (n=10)</b>	28,80 ± 4,34	30,20 ± 4,16	18,20 ± 3,19	19,00 ± 4,24
<b>GI (n=10)</b>	27,80 ± 5,03	28,40 ± 3,24	16,60 ± 4,53	18,80 ± 5,98

GE: grupo estável; GI: grupo instável; INV: inversão; EVE: eversão; D: tornozelo dominante; ND: tornozelo não dominante; I: tornozelo instável; E: tornozelo estável.

Os critérios de inclusão no GE são:

- Escore acima de 24 no CAIT

Os critérios de inclusão no GI são:

- Escore igual ou menor que 24 no CAIT

Os critérios de exclusão para ambos os grupos são:

- Entorse de tornozelo Grau III, fraturas, cirurgia nos membros inferiores e doenças vestibulares.

- Ter sofrido entorse de tornozelo nos últimos seis meses.

Apresentar teste de gaveta anterior do tornozelo e/ou teste de inclinação talar positivos (HOCKENBURY e SAMMARCO, 2001).

A Tabela 3 apresenta os escores no CAIT de ambos os grupos.

**Tabela 3:** Escores obtidos pelos grupos no Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT).

GRUPOS	D/I	ND/E
<b>GE (n=10)</b>	27,50 ± 1,84	27,10 ± 1,60
<b>GI (n=10)</b>	20,30 ± 4,03	26,00 ± 2,87

GE: grupo estável; GI: grupo instável; D: tornozelo dominante ; ND: tornozelo não dominante; I: tornozelo instável; E: tornozelo estável.

### **5.3. Equipamentos**

#### **5.3.1. Plataforma de força**

Foi utilizada uma plataforma de força do modelo OR6-6 (AMTI<sup>®</sup>), com frequência de aquisição de 2000Hz por meio do software ForceNet (AMTI<sup>®</sup>). A plataforma de força é utilizada para avaliar variáveis como deslocamento total do COP que são importantes determinantes do equilíbrio postural e devem ser levadas em conta quando se avalia a IFT (ROSS et al., 2009).

#### **5.3.2. Dinamômetro isocinético**

O dinamômetro isocinético é amplamente utilizado para avaliação do torque muscular, entretanto também é possível realizar avaliações proprioceptivas com este instrumento.

A avaliação da propriocepção foi feita utilizando o dinamômetro isocinético System 4 Pro (Biodex<sup>®</sup>). A aquisição foi realizada com a frequência ajustada em 100Hz pelo software Biodex Advantage (Biodex<sup>®</sup>), com o voluntário posicionado segundo as recomendações do fabricante.

#### **5.3.3. Plataforma de simulação de entorse**

O voluntário caminhou em uma plataforma onde havia um dispositivo de simulação do movimento de inversão, com amplitude máxima de 15° para que não houvesse risco do voluntário sofrer um entorse, uma vez que Yildiz et al., (2003) verificou que os entorses ocorrem em angulações superiores a 30° de inversão. O dispositivo é composto por 10 segmentos de 1m x 0,50m x 0,10m dispostos lado a lado em duas fileiras (Figura 1).



**Figura 1:** Segmento da plataforma de simulação de inversão.

Segundo Eechaute et al. (2009), plataformas com dispositivos que simulam o entorse de tornozelo apresentam confiabilidade aceitável. Esses dispositivos vem sendo bastante utilizados em estudos do tornozelo (HOPKINS et al., 2007; CHAN et al., 2008; EECHAUTE et al., 2009; PALMIERI-SMITH, HOPKINS e BROWN, 2009;SCHMITT et al., 2009; GUTIERRIEZ e KAMINSKI, 2010).

#### **5.3.4. Eletromiografia**

A avaliação eletromiográfica foi realizada com o eletromiógrafo Telemyo 900 de 16 canais (Noraxon, USA<sup>®</sup>). Para a coleta do sinal foi utilizado o software Myoresearch XP Master Edition 1.07.01<sup>®</sup> (Noraxon, USA<sup>®</sup>).

Para a aquisição do sinal foram utilizados eletrodos de Ag/AgCl (Miotec<sup>®</sup>) em configuração bipolar, com área de captação de um centímetro de diâmetro e distância inter-eletrodos de dois centímetros. A preparação da pele foi feita por meio de tricotomia, abrasão com lixa fina e limpeza com álcool, com o intuito de evitar interferências no sinal de aquisição da eletromiografia. A colocação dos eletrodos foi

realizada nos músculos tibial anterior (TA), fibular curto (FC) e fibular longo (FL) do membro inferior dominante para o GE e no membro instável para o GI (GUTIERREZ et al., 2007). O eletrodo referência foi fixado no maléolo medial. Os eletrodos foram colocados de acordo com as normas do SENIAM (HERMENS et al., 2000). A Figura 2 demonstra a colocação dos eletrodos nos músculos (Figura 2a) e do eletrodo referência (Figura 2b). A aquisição do sinal foi realizada com frequência de aquisição de 2000Hz, ganho de 2000 vezes (20 vezes no pré-amplificador e 100 vezes no conversor) e com filtro de passa banda de 20-500Hz.



**Figura 2a:** Posição dos eletrodos nos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e fibular curto (FC).

**Figura 2b:** Posição do eletrodo referência.

### 5.3.5. Cinemetria

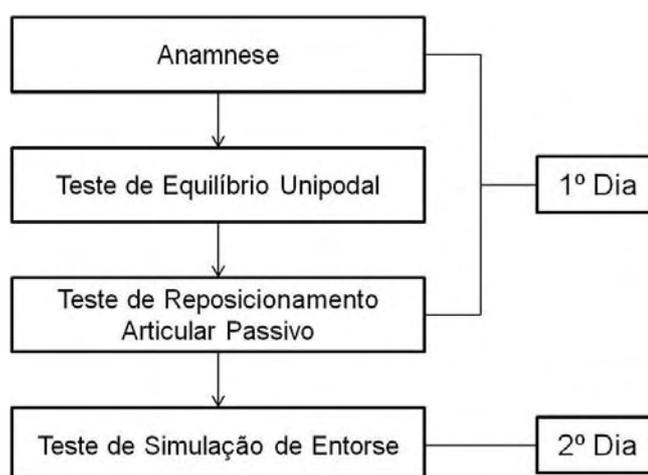
A coleta foi filmada com sete câmeras T10 na frequência de 250 quadros por segundo, com sensor infravermelho (Vicon<sup>®</sup>) por meio do software Nexus (Vicon<sup>®</sup>). Para possibilitar a captação das câmeras foram utilizados marcadores básicos (Vicon<sup>®</sup>) dispostos como no modelo Plug-In Gait (Vicon<sup>®</sup>). Esta ferramenta é capaz de captar o posicionamento espacial dos marcadores, possibilitando que o software

realize a reconstrução tridimensional dos pontos e obtenha variáveis pertinentes ao estudo (Chu et al., 2010).

Antes da coleta dos dados cinemáticos, o sistema foi calibrado de acordo com as instruções do fabricante. Foi utilizado um bastão calibrador com cinco marcadores fotorreflexivos. A calibração consistia em realizar movimentos com o calibrador enquanto as câmeras capturavam os cinco pontos. Além disso, os dados de massa corporal, estatura, comprimento do membro inferior (medido da espinha ilíaca ântero-superior até o maléolo lateral), a largura do joelho (medido na altura dos epicôndilos do fêmur) e a largura do tornozelo (medido na altura dos maléolos) foram inseridos para realizar a calibração do voluntário no software.

#### 5.4. Desenho experimental

Na Figura 3 está representado o fluxograma de execução das avaliações.



**Figura 3:** Fluxograma de Execução das avaliações.

## 1º DIA

### *Anamnese*

Os dados pessoais e informações relevantes à pesquisa foram coletados por meio de uma ficha de avaliação elaborada especificamente para este objetivo (Apêndice B). Durante a anamnese foram coletados dados como nome, idade, massa corporal, estatura, tempo de prática do futebol, goniometria de inversão e eversão de ambos os tornozelos e também foram avaliadas as pregas cutâneas.

As avaliações de equilíbrio unipodal, reposicionamento articular passivo e simulação de entorse foram realizadas no membro inferior dominante (GE) ou instável (GI). Para definir a dominância foram realizados três testes, que consistiram em chutar uma bola em alvo de um metro de largura a dez metros de distância; subir um degrau de 20 cm de altura; e recuperar o equilíbrio após um empurrão aplicado no ponto médio entre as escápulas no sentido pósterio-anterior, de forma que o voluntário tenha que dar um passo para se equilibrar (HOFFMAN et al., 1998). Serão feitas três tentativas de cada teste e o membro inferior que for utilizado mais vezes será considerada como dominante.

No dia da anamnese os participantes responderam ao questionário Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) desenvolvido por Hiller et al. (2006) e adaptado para o uso no Brasil por Noronha et al. (2008) (Anexo B). O CAIT classifica numericamente a severidade da instabilidade de tornozelo, cujo escore máximo é 30, e quanto menor o escore pior a instabilidade de tornozelo, sendo que valores abaixo de 24 indicam instabilidade funcional de tornozelo (HILLER et al., 2006; NORONHA et al., 2008).

### *Teste de equilíbrio unipodal*

O voluntário foi posicionado no centro da plataforma de força e instruído a se manter em apoio unipodal (membro dominante ou membro instável para os grupos GE e GI respectivamente) durante 20 segundos. O membro inferior em contato com a plataforma foi mantido com pequena flexão de joelho e tornozelo em posição neutra, enquanto que o membro inferior em suspensão foi mantido com flexão de quadril e joelho (Figura 4). O teste de apoio unipodal foi realizado com os olhos abertos e com os olhos vendados. Durante o teste com os olhos abertos foi posicionado um alvo circular a frente do voluntário (TROJIAN e McKEAG, 2006). Para cada condição foram realizadas três tentativas, com período de 20 segundos entre cada uma. Caso o voluntário realizasse saltos, ou tocasse o chão com o membro suspenso o teste era repetido (ROSS et al., 2008; ROSS et al., 2009; HAMLYN, DOCHERTY, KLOSSNER 2012). Foram permitidas três tentativas para familiarização dos voluntários.



**Figura 4:** Teste de equilíbrio em apoio unipodal.

#### *Teste de reposicionamento articular passivo*

A avaliação foi realizada com base em protocolos publicados na literatura utilizando o dinamômetro isocinético (SAHIN et al., 2008; SEKIR et al., 2008; GOBLE et al., 2009; JU, WANG e CHENG, 2010). O procedimento consistiu em posicionar ativa e passivamente o tornozelo, partindo da posição neutra, com velocidade angular de  $1^\circ/\text{s}$ , nas angulações de  $10^\circ$  e  $20^\circ$  de inversão e manter por dez segundos. Na sequência o dinamômetro foi ajustado para realizar o movimento passivo novamente na velocidade angular de  $1^\circ/\text{s}$ . Então, foi solicitado ao voluntário que reposicionasse o segmento na mesma angulação em que este se manteve por

dez segundos, acionando o dispositivo manual para parar o dinamômetro. A diferença entre a posição estabelecida no protocolo e a adotada pelo voluntário foi considerada como o déficit proprioceptivo (erro angular absoluto - EAA, em graus). O teste foi realizado por duas vezes com o voluntário vendado para evitar o auxílio da visão (Figura 5).



**Figura 5:** Teste de reposicionamento articular passivo. a) dispositivo para parar o movimento do dinamômetro.

#### *Familiarização com o teste de simulação de entorse*

Ao final dos testes do primeiro dia, o voluntário era familiarizado com o sistema de simulação de inversão, caminhando sobre as plataformas posicionadas para marcha normal e com entorse.

## 2º DIA

### *Teste de simulação de entorse*

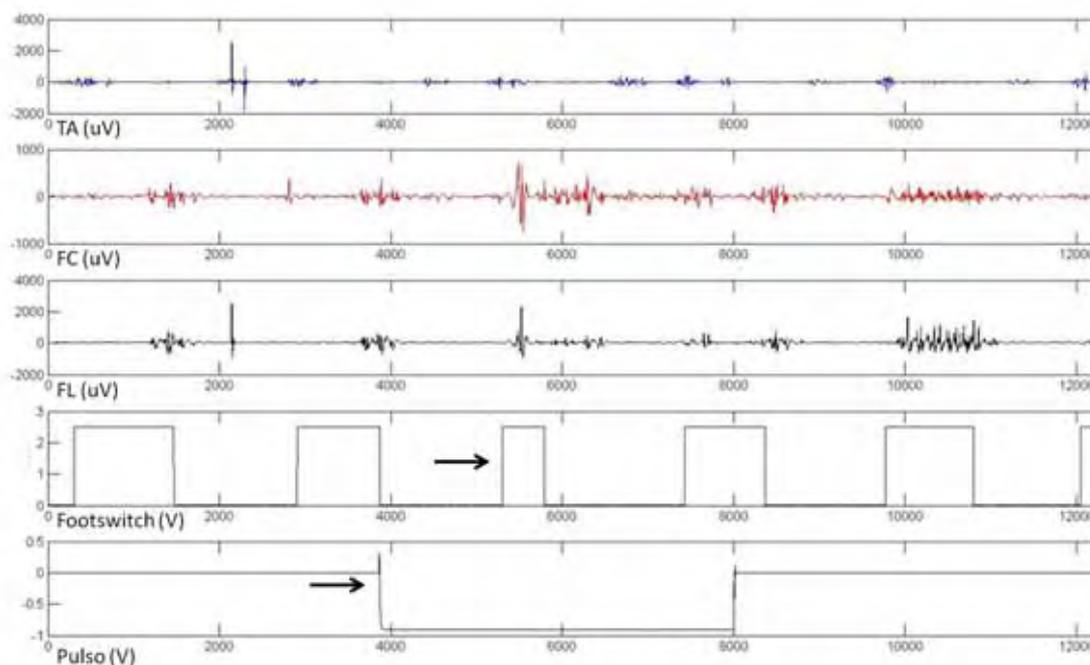
Enquanto os voluntários caminhavam sobre o sistema de simulação de entorse quando uma das plataformas era acionada fazendo com que o voluntário realizasse uma inversão de tornozelo. Cada voluntário realizou três tentativas válidas, ou seja, pisar totalmente com o pé avaliado na plataforma e não visualizá-la aberta. Foi fixado um sensor de contato (*footswitch*, Noraxon, USA<sup>®</sup>) no calcâneo do membro inferior avaliado dos voluntários, com o objetivo de saber quando foi realizado o primeiro contato com a plataforma. Foram utilizados óculos que impediam ao voluntário visualizar qual plataforma havia sido acionada, sem, entretanto, obstruir a visão da linha do horizonte impedindo sua marcha (Figura 6). Durante esta simulação foram realizadas a coleta do sinal EMG e da cinemetria como descrito anteriormente (Figura 7). Para que fosse possível analisar o momento do entorse, o avaliador ativou um pulso elétrico, o qual serviu como marcador para diferenciar o momento do contato do calcâneo na plataforma acionada dos demais contatos do calcâneo (Figura 8). Este pulso foi enviado simultaneamente para o eletromiógrafo e o equipamento de captura de vídeo, possibilitando a sincronização destes equipamentos. O primeiro sinal do *footswitch* após a interrupção do sinal do pulso correspondia ao contato do calcâneo no dispositivo de simulação de inversão.



**Figura 6:** Óculos utilizados para evitar a visão do dispositivo de simulação de entorse.



**Figura 7:** Teste de simulação de entorse com plataforma acionada do lado direito (a).



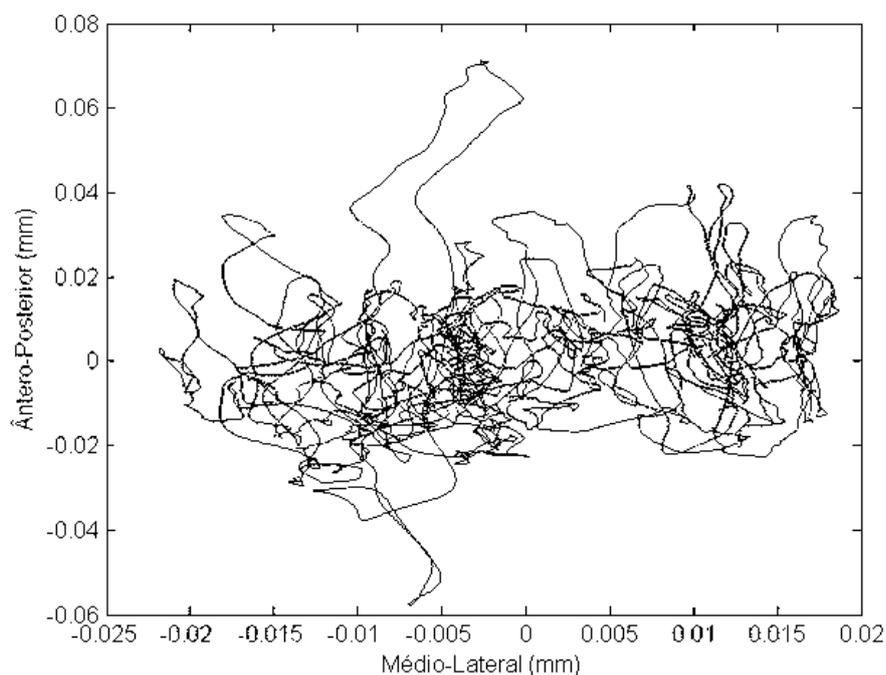
**Figura 8:** Representação da ativação dos músculos tibial anterior (TA), fibular curto (FC) e fibular longo (FL). A seta superior indica no sinal do *footswitch* o toque do calcâneo na plataforma de simulação de inversão acionada e a seta inferior indica o pulso definindo qual era o trecho do sinal a ser analisado.

## 5.5. Processamento e determinação das variáveis do estudo

### *Teste de equilíbrio unipodal*

Os dados da plataforma de força foram analisados com rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks<sup>®</sup>).

Para a análise da plataforma de força o sinal foi processado com um filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 95 Hz, definida por meio da análise residual (WINTER, 1990). A Figura 9 mostra um exemplo de gráfico do deslocamento do COP após o processamento acima.



**Figura 9:** Deslocamento do centro de pressão nas direções antero-posterior e médio-lateral. No eixo x, os valores positivos e negativos representam deslocamentos nas direções medial e lateral respectivamente. No eixo y, os valores positivos e negativos representam deslocamentos nas direções anterior e posterior respectivamente.

**Quadro 1:** Definição das variáveis obtidas no teste de apoio unipodal.

Variável	Definição
<b>DT</b>	Soma da raiz quadrada da soma dos quadrados dos deslocamentos nas direções antero-posterior e médio-lateral durante os 20 segundos de coleta
<b>DPap</b>	Desvio padrão dos deslocamentos nas direções antero-posterior durante os 20 segundos de coleta
<b>DPml</b>	Desvio padrão dos deslocamentos nas direções médio-lateral durante os 20 segundos de coleta
<b>AT</b>	Cálculo da área do estatocinesigrama, que calcula a área de uma elipse que engloba 95% dos dados do COP. Os eixos da elipse são calculados a partir dos dados de dispersão do COP

<b>Aap</b>	Diferença entre o deslocamento máximo e mínimo do COP na direção ântero-posterior
<b>Aml</b>	Diferença entre o deslocamento máximo e mínimo do COP na direção médio-lateral
<b>VMT</b>	Velocidade de deslocamento do DT nas duas direções dividido pelos 20 segundos de coleta
<b>VMap</b>	Velocidade de deslocamento do DT na direção ântero-posterior dividido pelos 20 segundos de coleta
<b>VMml</b>	Velocidade de deslocamento do DT na direção médio-lateral dividido pelos 20 segundos de coleta

*Teste de reposicionamento articular passivo*

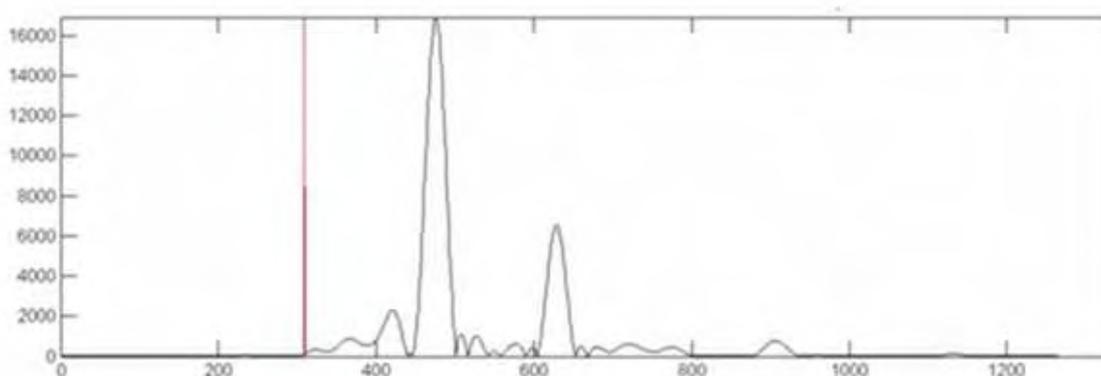
Os dados foram obtidos diretamente do software Biodex Advantage (Biodex®).

**Quadro 2:** Definição das variáveis obtidas no teste de reposicionamento articular passivo.

<b>Variável</b>	<b>Definição</b>
<b>EAA-10°</b>	Diferença entre o ângulo alvo e o ângulo obtido no teste de reposicionamento articular passivo a 10°.
<b>EAA-20°</b>	Diferença entre o ângulo alvo e o ângulo obtido no teste de reposicionamento articular passivo a 20°.

### *Teste de simulação de entorse*

Para tratamento do sinal EMG inicialmente foi isolado o trecho correspondente ao toque do calcâneo no sistema de simulação de entorse da plataforma acionada. Então, o sinal EMG bruto foi filtrado com um passa-banda Butterworth de 20-500 Hz de 2ª ordem e então foi suavizado com um filtro passa-baixa Butterworth de 3 Hz de 4ª ordem. Para a detecção do tempo de ativação muscular, o sinal foi tratado com um filtro passa-banda Butterworth de 30-300 Hz de 6ª ordem. Após ser filtrado, o sinal passou pelo processamento de Teager-Kaiser para detecção do tempo de ativação muscular. O processamento consistiu em suavizar o sinal com um filtro Butterworth passa-baixa de 6ª ordem de 50 Hz e então foi retificado (HODGES e BUI, 1996; STAUDE et al., 2001; SOLNIK et al., 2008; SOLNIK et al., 2010; HORTOBÁGYI et al., 2011). A Figura 10 demonstra o aspecto do sinal após o tratamento.



**Figura 10:** Sinal eletromiográfico após o tratamento de Teager-Kaiser. A linha vermelha indica o local considerado como início da ativação muscular.

Após o tratamento do sinal, o tempo de ativação muscular foi considerado como o tempo decorrido do contato do calcâneo na plataforma acionada,

representado pelo sinal do *footswitch*, até o momento em que a ativação muscular ultrapassasse o valor da média somada com seis desvios padrão. Para realizar esse cálculo o sinal do *footswitch* era detectado, e então o ponto de *onset* era encontrado visualmente. A partir disso, a função realizava o rastreamento de 50 pontos anteriores ao *onset* visual do sinal em diante até encontrar o valor que excedesse a média somada a seis desvios padrão. Por fim, era calculado o tempo decorrido do toque do calcâneo até o ponto encontrado, o qual foi considerado como o tempo de ativação muscular.

A TAEMG foi calculada realizando os *slopes* do sinal EMG ponto a ponto, a partir do toque do calcâneo até o pico de ativação EMG. Então, o maior valor de *slope* obtido foi normalizado pelo pico de ativação muscular e considerada a TAEMG.

Os dados de cinemática foram exportados diretamente pelo software Nexus (Vicon<sup>®</sup>), o qual exporta os ângulos atingidos pelas articulações.

**Quadro 3:** Definição das variáveis obtidas no teste de simulação de entorse.

Variável	Definição
tTA	Tempo decorrido do toque do calcâneo até o onset do tibial anterior.
tFL	Tempo decorrido do toque do calcâneo até o onset do fibular longo.
tFC	Tempo decorrido do toque do calcâneo até o onset do fibular curto.
ATV_TA	Pico de ativação do tibial anterior.
ATV_FL	Pico de ativação do fibular longo.

<b>ATV_FC</b>	Pico de ativação do fibular curto.
<b>TAEMG_TA</b>	Maior valor atingido pela taxa de aumento eletromiográfico do tibial anterior.
<b>TAEMG_FL</b>	Maior valor atingido pela taxa de aumento eletromiográfico do fibular longo.
<b>TAEMG_FC</b>	Maior valor atingido pela taxa de aumento eletromiográfico do fibular curto.
<b>tTAEMG_TA</b>	Tempo decorrido do toque do calcâneo até o ponto em que ocorreu o pico da TAEMG_TA.
<b>tTAEMG_FL</b>	Tempo decorrido do toque do calcâneo até o ponto em que ocorreu o pico da TAEMG_FL.
<b>tTAEMG_FC</b>	Tempo decorrido do toque do calcâneo até o ponto em que ocorreu o pico da TAEMG_FC.
<b>INV</b>	Ângulo máximo de inversão do tornozelo durante a simulação de entorse.

## 5.6 Análise estatística

Para a análise estatística foi utilizado o software PASW Statistic 18.0 (SPSS®). Após a análise da normalidade dos dados, o teste estatístico adequado foi aplicado.

Para a comparação entre grupos dos dados normais foi utilizado o teste *t* de Student. Para os dados que não apresentaram distribuição normal foi utilizado o teste de Mann-Whitney. As variáveis não-paramétricas foram: Aap (teste de equilíbrio unipodal com os olhos abertos), Aml e AT (teste de equilíbrio unipodal com

os olhos fechados), EAA-10° (teste de reposicionamento articular passivo), tTAEMG TA, FL e FC (teste de simulação de entorse).

## 6. RESULTADOS

O teste de equilíbrio unipodal não apresentou diferenças entre os grupos em nenhuma das condições (olhos abertos e olhos fechados). Os resultados para o teste realizado com os olhos abertos e fechados estão representados na tabela 4.

**Tabela 4:** Variáveis do centro de pressão obtidas durante o teste de equilíbrio com os olhos abertos e com os olhos fechados.

Variável	Olhos Abertos		Olhos Fechados	
	GE (n=10)	GI (n=10)	GE (n=10)	GI (n=10)
DT (mm)	310,22 ± 39,52	302,55 ± 6,07	568,27 ± 151,15	712,13 ± 243,20
DPap (mm)	0,0070 ± 0,0012	0,0069 ± 0,0015	0,0153 ± 0,0043	0,0189 ± 0,0074
DPml (mm)	0,0049 ± 0,0011	0,0051 ± 0,0015	0,0077 ± 0,0021	0,0093 ± 0,0032
AT (mm <sup>2</sup> )	0,0006 ± 0,0002	0,0007 ± 0,0004	0,0023 ± 0,0011	0,0084 ± 0,0159
Aap (mm <sup>2</sup> )	0,0392 ± 0,0063	0,0395 ± 0,0086	0,0975 ± 0,0348	0,1304 ± 0,0691
Aml (mm <sup>2</sup> )	0,0241 ± 0,0049	0,0257 ± 0,0089	0,0469 ± 0,0204	0,0621 ± 0,0381
VMT (mm/s)	0,0792 ± 0,0232	0,0743 ± 0,0156	0,1679 ± 0,0659	0,2171 ± 0,0875
VMap (mm/s)	0,0680 ± 0,0201	0,0651 ± 0,0004	0,1469 ± 0,0580	0,1849 ± 0,0837
VMml (mm/s)	0,0284 ± 0,0095	0,0246 ± 0,0035	0,1679 ± 0,0659	0,2171 ± 0,0875

GE: grupo estável, GI: grupo instável; DT: deslocamento total, SDap: desvio padrão ântero-posterior; SDml; desvio padrão médio-lateral; AT: área total; Aap: amplitude ântero-posterior; Aml: amplitude médio-lateral; VMT: velocidade média total; VMap: velocidade média ântero-posterior; VMml: velocidade média médio-lateral.

O erro angular absoluto na posição de 10° foi de  $1,29^\circ \pm 0,90^\circ$  e  $2,82^\circ \pm 1,70^\circ$  para os grupos GE e GI respectivamente, caracterizando diferença entre os grupos ( $p < 0,05$ ). Para a angulação de 20° não houve diferença. Os valores são apresentados na Tabela 5.

**Tabela 5:** Comparação do erro angular absoluto (EAA) no teste de reposicionamento articular passivo entre os grupos.

Angulação	GE (n=10)	GI (n=10)
EAA-10° (°)	$1,29 \pm 0,90$	$2,82^\circ \pm 1,70^*$
EAA-20° (°)	$1,89 \pm 1,33$	$1,73 \pm 1,17$

GE: grupo estável, GI: grupo instável. \* diferença em relação ao GE ( $p < 0,05$ )

Durante o teste de simulação de entorse, foram encontradas diferenças entre a TAEMG do músculo FL e o tTAEMG do músculo FC. A TAEMG foi maior no GE quando comparada com o GI ( $p < 0,05$ ). Já o tTAEMG foi menor no GE quando comparado ao GI ( $p < 0,05$ ). Nas variáveis de tempo de ativação muscular e ativação muscular não foram observadas diferenças. Os valores de tempo de ativação muscular, ativação muscular, TAEMG e tTAEMG dos músculos TA, FL e FC são apresentados na tabela 6.

**Tabela 6:** Variáveis eletromiográficas obtidas durante o teste de simulação de entorse.

Variável	GE (n=10)	GI (n=10)
tTA (s)	0,16 ± 0,15	0,12 ± 0,07
tFL (s)	0,25 ± 0,14	0,29 ± 0,30
tFC (s)	0,25 ± 0,11	0,32 ± 0,19
ATV_TA (uV)	126,42 ± 58,66	108,64 ± 54,55
ATV_FL (uV)	95,78 ± 51,15	102,82 ± 53,11
ATV_FC (uV)	102,10 ± 44,35	143,06 ± 79,14
TAEMG_TA (%.s <sup>-1</sup> )	386,18 ± 189,99	290,66 ± 149,10
TAEMG_FL (%.s <sup>-1</sup> )	870,58 ± 678,59	343,19 ± 202,93*
TAEMG_FC (%.s <sup>-1</sup> )	733,68 ± 808,05	334,10 ± 200,81
tTAEMG_TA (s)	0,02 ± 0,06	0,07 ± 0,09
tTAEMG_FL (s)	0,06 ± 0,11	0,11 ± 0,18
tTAEMG_FC (s)	0,02 ± 0,03	0,20 ± 0,25*

GE: grupo estável, GI: grupo instável; tTA: tempo de ativação muscular do tibial anterior; tFL: tempo de ativação muscular do fibular longo; tFC: tempo de ativação muscular do fibular curto; ATV\_TA: pico de ativação do músculo tibial anterior; ATV\_FL: pico de ativação do músculo fibular longo; ATV\_FC: pico de ativação do músculo fibular curto; TAEMG\_TA: taxa de aumento eletromiográfico do músculo tibial anterior; TAEMG\_FL: taxa de aumento eletromiográfico do músculo fibular longo; TAEMG\_FC: taxa de aumento eletromiográfico do músculo fibular curto; tTAEMG\_TA: tempo até o pico da taxa de aumento do músculo tibial anterior; tTAEMG\_FL: tempo até o pico da taxa de aumento do músculo fibular longo; tTAEMG\_FC: tempo até o pico da taxa de aumento do músculo fibular curto. \*diferença em relação ao GE (p<0,05).

O ângulo de inversão máximo durante o momento de entorse está apresentado na Tabela 8.

**Tabela 8:** Valores máximos de inversão durante a simulação de entorse de tornozelo.

GRUPOS	INV (°)
GE (n=10)	28,82 ± 4,88
GI (n=10)	29,12 ± 5,16

GE: grupo estável; GI: grupo instável; D: tornozelo dominante; INV: ângulo de inversão.

## 7. DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivo avaliar o comportamento da musculatura estabilizadora do tornozelo durante a simulação de entorse de tornozelo em atletas universitários de futebol com e sem IFT. Variáveis de deslocamento do COP e sentido de posição articular também foram comparadas entre os grupos.

Não foram encontradas diferenças nas variáveis provenientes do teste de apoio unipodal sobre a plataforma de força, tanto com os olhos abertos quanto com os olhos fechados. O tornozelo apresenta papel crucial para a manutenção da estabilidade, entretanto o controle postural adequado é feito por meio da integração do *feedback* visual, sistema vestibular, propriocepção, velocidade de reação e respostas musculares (BLACKBURN et al., 2000; RUWER, ROSSI e SIMON, 2005; ABREU e CALDAS, 2008). Conforme abordado anteriormente, a literatura aponta que o déficit proprioceptivo causado pela IFT tende a piorar o controle da estabilidade postural, causando maiores deslocamentos do COP (BLACKBURN et al., 2000; ROSS, GUSKIEWICZ e YU, 2005; LEE e LIN, 2008; BROWN, BOWSER e ORELLANA, 2010). No estudo de Ross et al. (2009), pessoas com IFT apresentaram maiores valores de DPml, VMap e VMml. O comportamento diferente dessas variáveis em nosso estudo pode ser explicado devido ao fato de nossa amostra ser composta por atletas universitários que possuem sessões de treinamento elaboradas e que abordam capacidades físicas que podem ter contribuído para o bom desempenho do GI, uma vez que o fortalecimento muscular e treinamento sensório-motor podem melhorar a condição proprioceptiva de pessoas com IFT (DOCHERTY, MOORE e ARNOLD, 1998; LEE e LIN, 2008). Outra possível explicação é que neste teste a articulação do tornozelo não é a única envolvida, e sendo assim a proximidade do resultado dos grupos pode ter ocorrido pela

compensação das demais articulações e mecanismos envolvidos no controle postural.

Quando comparamos o erro angular absoluto no teste de reposicionamento articular passivo, o GI apresentou maior erro quando comparado ao GE com a angulação alvo de  $10^{\circ}$ , o que não aconteceu quando o ângulo alvo era  $20^{\circ}$ . Esse resultado demonstra que a IFT pode influenciar no sentido de posição nas angulações iniciais de inversão. Os sentidos de posição e movimento são cruciais para a prevenção de entorses de tornozelo (BERNIER e PERRIN, 1998). Boyle e Negus (1998) e Hartsell (2000) encontraram que pessoas com instabilidade de tornozelo apresentam maiores déficits no sentido de posição.

Em nosso estudo, a diferença encontrada na angulação de  $10^{\circ}$  pode ser explicada possivelmente por ineficiência dos mecanorreceptores articulares, uma vez que o entorse pode lesionar estas estruturas e prejudicar sua função protetora (FREEMAN, 1965; NORONHA et al., 2012). Já a similaridade de senso de reposicionamento observada na angulação de  $20^{\circ}$  demonstra que em angulações mais altas os proprioceptores musculares, que estão mais ativos devido ao estiramento das fibras musculares (PROSKE, 1997; LORAM, 2009; ZHAO et al., 2010), poderiam suprir o déficit de propriocepção de outras estruturas.

Não foram observadas diferenças de ativação muscular entre os grupos. Palmieri-Smith, Hopkins e Brown (2009) também não observaram diferenças na ativação muscular entre grupos com e sem IFT, entretanto encontraram diferenças entre o tornozelo com e sem IFT no grupo com instabilidade. Sugerimos que esses resultados indicam que a ativação muscular isolada pode não ser essencial para a prevenção do entorse, uma vez que GI e GE não diferiram quanto a essa variável.

Não houve diferenças no tempo de ativação muscular entre os grupos para nenhum músculo. Não há consenso na literatura quando consideramos o tempo de ativação muscular de tornozelos estáveis e instáveis, com estudos que apontam diferenças entre tornozelos estáveis e instáveis (BRUNT et al., 1992; KARLSSON et al., 1992), e outros não encontraram tais diferenças (JOHNSON e JOHNSON, 1993; KNIGHT e WEIMAR, 2011).

A literatura aponta que o tempo de ativação muscular do FL e do FC de tornozelos estáveis varia de 44,89 ms até 68,80 ms e de 57,07 ms até 69,20 ms respectivamente, enquanto que para tornozelos instáveis os valores vão de 45,43 ms até 84,50 ms e de 53,81 ms até 81,60 ms para o FL e FC respectivamente (BRUNT et al., 1992; KARLSSON et al., 1992; JOHNSON e JOHNSON, 1993; KNIGHT e WEIMAR, 2011). Em nosso estudo, os valores encontrados foram mais baixos do que os estudos citados (FL estável 25 ms e instável 29 ms, FC estável 25 ms e instável 32 ms). Esta diferença pode ser explicada pelo fato de na literatura os mecanismos de simulação usados permitirem em média 30° de inversão, além do fato de o voluntário permanecer parado sobre o mecanismo. Em nosso estudo, a angulação de inversão permitida pelo mecanismo é de 15° e o fato de em nosso teste o voluntário estar caminhando também contribui para o resultado, uma vez que a musculatura já encontrava-se mais ativa devido aos movimentos do tornozelo na marcha.

No presente estudo, a TAEMG do FL foi maior no grupo GE quando comparada com o GI. A TAEMG representa o quão rápido a ativação muscular aumenta desde o momento do toque do calcâneo até o pico de ativação EMG, que pode ser entendido como maior eficiência na resposta ao entorse de tornozelo, uma vez que ativando mais rapidamente e com maior magnitude, pode proteger a

articulação de lesões. No estudo de Fujii e Moritani (2012) foi demonstrado que maiores valores de TAEMG proporcionam movimentos mais rápidos. Nosso raciocínio é baseado na taxa de desenvolvimento de força (TDF), a qual tem alta influência na manutenção do equilíbrio postural e realização de gestos esportivos (THELEN et al. 1996; AAGAARD et al., 2002; PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005). Além do que, a TDF tem grande importância em contrações musculares vigorosas (AAGAARD et al., 2002). Neste sentido a TAEMG também pode fornecer informações que permitam inferir sobre a integridade do sistema muscular e a capacidade de responder rapidamente a uma situação que colocaria em risco o atleta.

O tTAEMG do FC foi menor no GE quando comparado ao GI. Isto indica que o tempo decorrido do toque do calcâneo até o maior valor de TAEMG foi menor em pessoas com tornozelo estável. Este resultado é interpretado como melhor resposta do GE à simulação de entorse. No estudo de Mok et al. (2011), o ângulo máximo de inversão do tornozelo durante o entorse foi atingido 0,06s após o contato inicial. Considerando os achados de Zebis et al. (2011) sobre a influência da TDF na estabilização do joelho e prevenção de lesões, sugerimos que a TAEMG pode apresentar papel importante também na estabilização do tornozelo. Considerando o curto período de tempo para que o entorse possa ser evitado, pode ser importante que o aumento da TAEMG ocorra o mais rapidamente possível.

Não foram encontradas diferenças entre os grupos no ângulo máximo de inversão durante a simulação de entorse. Fong et al. (2009) encontrou que durante o entorse o tornozelo apresenta uma angulação máxima de 48° de inversão. Mok et al. (2011) encontrou valores de 78° a 142° de inversão do tornozelo no momento do entorse. Os maiores valores em relação ao nosso estudo podem ser explicados pelo

protocolo e também pelas circunstâncias da avaliação. Estes dois estudos citados avaliaram entorses acidentais que ocorreram no laboratório (FONG et al., 2009) e durante competições que foram televisionadas nos Jogos Olímpicos de Pequim em 2008 (MOK et al., 2011). Já em nosso estudo este fato não ocorreu com nenhum voluntário, indicando um risco muito pequeno de entorse neste protocolo.

## **8. CONCLUSÕES**

Com base em nossos resultados, concluímos que atletas universitários de futebol com IFT apresentam a resposta muscular do FL e do FC mais ineficazes quando comparados a um grupo sem IFT. A TAEMG se mostrou um parâmetro interessante a ser analisado como indicador de instabilidade. Dessa forma, torna-se interessante realizar esta análise com grupos maiores e com mais subdivisões quanto severidade da lesão de tornozelo e da IFT.

## REFERÊNCIAS

1. AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J. Appl. Physiol.* v. 93, n. 4, p. 1318-1326, 2002.
2. ABREU, S. S. E.; CALDAS, C. P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Rev. Bras. Fisioter.* v. 12, n. 4, p. 324-330, 2008.
3. BENTO, P. C. B.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. F. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clin. Biomech.* v. 25, n. 5, p. 450-454, 2010.
4. BERNIER, J. N.; PERRIN, D. H. Effect of coordination training on proprioception of the functionally instable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* v. 27, n. 4, p. 264-275, 1998.
5. BLACKBURN, T.; GUSKIEWICZ, K. M.; PETSCHAUER, M. A.; PRETINCE, W. E. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioceptive and muscular strength. *J. Sport Rehabil.* v. 9, n. 4, p. 315-328, 2000.
6. BOYLE, J.; NEGUS, V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust. J. Physiother.* v. 44, n. 3, p. 159-163, 1998.
7. BROWN, C. N.; BOWSER, B.; ORELLANA, A. Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 42, n. 12, p. 2258-2263, 2010.
8. BRUNT, D.; ANDERSEN, J. C.; HUNTSMAN, B.; REINHERT, L. B.; THORELL, A. C.; STERLING, J. C. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 24, n. 2, p. 171-176, 1992.
9. CALLAGHAN, M. J. Role of ankle taping and bracing in the athlete. *Br. J. Sports Med.* v. 31, n. 2, p. 102-108, 1997.

10. CHAN, Y. Y.; FONG, D. T. P.; YUNG, P. S. H.; FUNG, K. Y.; CHAN, K. M. A mechanical supination sprain simulator for studying ankle supination sprain kinematics. *J. Biomech.* v. 41, n. 11, p. 2571-2574, 2008.
11. CHU, V. W. S.; FONG, D. T. P.; CHAN, Y. Y.; YUNG, P. S. H.; FUNG, K. Y.; CHAN, K. M. Differentiation of ankle sprain motion and common sporting motion by ankle inversion velocity. *J. Biomech.* v. 43, n. 10, p. 2035-2038, 2010.
12. De LOËS, M.; DAHLSTEDT, L. J.; THOMÉE, R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* v. 10, n. 2, p. 90-97, 2000.
13. 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. 310-314, 1998.
14. DUYSSENS, J.; BEEREPOOT, V. P.; VELTINK, P. H.; WEERDESTEYN, V.; SMITS-ENGELSMAN, B. M. C. Proprioceptive perturbations of stability during gait. *Clin. Neurophysiol.* v. 38, n. 6, p. 399-410, 2008.
15. EECHAUTE, C.; VAES, P.; DUQUET, W.; VAN GHELUWE, B. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait Posture.* v. 30, n. 1, p. 82-86, 2009.
16. EECHAUTE, C.; VAES, P.; DUQUET, W.; VAN GHELUWE, B. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J. Athl. Train.* v. 42, n. 1, p. 60-65, 2007.
17. EILS, E.; ROSENBAUM, D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 33, n. 12, p. 1991-1998, 2001.
18. EKSTRAND, J.; TROPP, H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot & Ankle.* v. 11, n. 1, p. 41-44, 1990.
19. FONG, D. T. P.; HONG, Y.; SHIMA, Y.; KROSSHAUG, T.; YUNG, P. S. H.; CHAN, K. M. Biomechanics of supination ankle sprain: A case report of an accidental injury event in the laboratory. *Am. J. Sports. Med.* v. 37, n. 4, p. 822-827, 2009.

20. FORESTIER, N.; TEASDALE, N.; NOUGIER, V. Alteration of the position sense of the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 34, n. 1, p. 117-122, 2002.
21. FREEMAN, M. A. R.; DEAN, M. R. E.; HANHAM, I. W. F. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg (Br).* v. 47-B, n. 4, p. 678-685, 1965.
22. FREEMAN, M. A. R. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg (Br).* v. 47-B, n. 4, p. 669-677, 1965.
23. FU, A. S. N.; HUI-CHAN, C. W. Y. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *Am J Sports Med.* v. 33, n. 8, p. 1174-1182, 2005.
24. FUJII, S.; MORITANI, T. Rise rate and timing variability of surface electromyography activity during rhythmic drumming movements in the world's fastest drummer. *J. Electromyogr. Kinesiol.* v. 22, n. 1, p. 60-66, 2012.
25. GOBLE, D. N.; COXON, J. P.; WENDEROTH, N.; VAN IMPE, A.; SWINNEN, S. P. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neurosci. Biobehav. Rev.* v. 33, n. 3, p. 271-278, 2009.
26. GUTIERREZ, G. M.; JACKSON, N. D.; DORR, K. A.; MARGIOTTA, S. E.; KAMINSKI, T. W. Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle. *J. Sport Rehabil.* v. 16, n. 4, p. 295-306, 2007.
27. GUTIERREZ, G.M.; KAMINSKI, T. A novel dynamic ankle-supinating device. *J. Appl. Biomech.* v. 26, n. 1, p. 114-121, 2010.
28. HAMLYN, C.; DOCHERTY, C. L.; KLOSSNER, J. Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. *J. Athl. Train.* v. 47, n. 2, p. 130-135, 2012.
29. HAN, K.; RICARD, M. D.; FELLINGHAM, G. W. Effects of a 4-week exercise program of balance using elastic tubing as a perturbation force for individuals with a history of ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther.* v. 39, n. 4, p. 246-255, 2009.

30. HARTSELL, H. D. The Effect of external bracing on joint position sense awareness for the chronically unstable ankle. *J. Sport Rehabil.* v. 9, n. 4, p. 279-289, 2000.
31. HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendation for SEMG sensor and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.
32. HERTEL, J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J. Athl. Train.* v. 37, n. 4, p. 364-375, 2002.
33. HERTEL, J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* v. 29, n. 5, p. 361-371, 2000.
34. HILLER, C. E.; REFSHAUGE, K. M.; BUNDY, A. C.; HERBERT, R. D.; KILBREATH, S. L. The Cumberland Ankle Instability Tool: a report of validity and reliability testing. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* v. 78, n. 9, p. 1235-1241, 2006.
35. HILLER, C. E.; REFSHAUGE, K. M.; HERBERT, R. D.; KILBREATH, S. L. Balance and recovery from a perturbation are impaired in people with functional ankle instability. *Clin. J. Sport Med.* v. 17, n. 4, p. 269-275, 2007.
36. HOCKENBURY, R. T.; SAMMARCO, G. J. Evaluation and treatment of ankle sprains: Clinical recommendations for a positive outcome. *Phys. Sportsmed.* v. 29, n. 2, p. 57-64, 2001.
37. HODGES, P. W.; BUI, B. H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* v. 101, n. 6, p. 511-519, 1996.
38. HOFFMAN, M.; SCHRADER, J.; APPLGATE, T.; KOCEJA, D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *J. Athl. Train.* v. 33, n. 4, p. 319-322, 1998.
39. HOPKINS, T.; PAK, J. O.; ROBERTSHAW, A. E.; FELAND, J. B.; HUNTER, I.; CAGE, M. Whole body vibration and dynamic restraint. *Int. J. Sports Med.* v. 29, n. 5, p. 424-428, 2007.

40. HORTOBÁGYI, T.; FINCH, A.; SOLNIK, S.; RIDER, P.; DeVITA, P. Association between muscle activation and metabolic cost of walk in young and old adults. *J. Gerontol.* v. 66A, n. 5, p. 541-547, 2011.
41. HUBBARD, T. J.; CORDOVA, M. Mechanical instability after an acute lateral ankle sprain. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 90, n. 7, p. 1142-1146, 2009.
42. JAMI, L. Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central action. *Physiol. Rev.* v. 72, n. 8, p. 623-666, 1992.
43. JOHNSON, M. B.; JOHNSON, C. L. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.* v. 26, n. 2, p. 73-77, 1993.
44. JU, Y. Y.; WANG, C. W.; CHENG, H. Y. K. Effects of active fatiguing movement versus passive repetitive movement on knee proprioception. *Clin. Biomech (Bristol, Avon).* v. 25, n. 7, p. 708-712, 2010.
45. KARLSSON, J.; PETERSON, L.; ANDREASSON, G.; HÖGFORS, C. The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study. *J. Appl. Biomech.* v. 8, n. 2, p. 129-144, 1992.
46. KNIGHT, A. C.; WEIMAR, W. H. Effects of inversion perturbations after step-down on the latency of peroneus longus and peroneus brevis. *J. Appl. Biomech.* v. 27, n.4, p. 283-290, 2011.
47. KONRADSEN, L.; RAVN, J. B.; SORENSEN, A. I. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J. Bone Joint. Sur. (Br).* v. 75(B), n. 3, p. 433-436, 1993.
48. KRISTIANSLUND, E.; BAHR, R.; KROSSHAUG, T. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *J. Biomech.* v. 44, n. 14, p. 2576-2578, 2011.
49. LE GALL, F.; CARLING, C.; REILLY, T. Injuries in young elite female soccer players: an 8-season prospective study. *Am J Sports Med.* v. 36, n. 2, p. 276-284, 2008.

50. LEE, A. J. Y.; LIN, W. H. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin. Biomech.* v. 23, n. 8, p. 1065-1072, 2008.
51. LEES, A.; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: A review. *J. Sports Sci.* v. 16, n. 3, p. 211-234, 1998.
52. LORAM, I. D.; LAKIE, M.; DI GIULIO, I.; MAGANARIS, C. N. The consequences of short-range stiffness and fluctuating muscle activity for proprioception of postural joint rotations: the relevance to human standing. *J. Neurophysiol.* v. 102, n. 1, p. 460-474, 2009.
53. LYNCH, S. A.; EKLUND, U.; GOTTLIEB, D.; RENSTROM, P. A. F. H.; BEYNNON, B. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am. J. Sports Med.* v. 24, n. 3, p. 362-369, 1996.
54. McCLOSKEY, D. I. Kinesthetic sensibility. *Physiol. Rev.* v. 58, n. 4, p. 763-820, 1978.
55. McGUINE, T. A.; KEENE, J. S. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am. J. Sports. Med.* v. 34, n. 7, p. 1103-1111, 2006.
56. McLEOD, T. C. V.; ARMSTRONG, T.; MILLER, M.; SAUERS, J. L. Balance improvements in female high school basketball players after a 6-week neuromuscular-training program. *J. Sport Rehabil.* v. 18, n. 4, p. 465-481, 2009.
57. MERLETTI, R.; BOTTER, A.; TROIANO, A.; MERLO, E.; MINETTO, M. A. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyography signal: State of the art. *Clin. Biomech.* v. 24, n. 2, p. 123-134, 2009.
58. MEURER, M. C.; PACHECO, A. M.; PACHECO, I.; SILVA, M. F. Análise da influência da bandagem funcional de tornozelo no tempo de reação do fibular longo em voluntários saudáveis. *Rev. Bras. Med. Esporte.* v. 16, n. 3, p. 196-200, 2010.
59. MOHAMMADI, F. Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversions sprains in male soccer players. *Am. J. Sports Med.* v. 35, n. 6, p. 922-926, 2007.

60. MOK, K. M.; FONG, D. T. P.; KROSSHAUG, T.; ENGBRETSSEN, L.; HUNG, A. S. L.; YUNG, P. S. H.; CHAN, K. M. Kinematic analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. *Am. J. Sports Med.* v. 39, n. 7, p. 1548-1552, 2011.
61. MOREIRA, V.; ANTUNES, F. Entorses do tornozelo do diagnóstico ao tratamento: perspectiva fisiátrica. *Acta Med. Port.* v. 21, n. 3, p. 285-292, 2008.
62. MYER, G. D.; FORD, K. R.; FOSS, K. D. B.; LIU, C.; NICK, T. G.; HEWETT, T. E. The relationship of hamstring and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clin. J. Sport Med.* v. 19, n. 1, p. 3-8, 2009.
63. NEWTON, R. A. Joint receptor contributions to reflexive and kinesthetic responses. *Phys. Ther.* v. 62, n. 1, p. 22-29, 1982.
64. NORONHA, M.; FRANÇA, L. C.; HAUPENTHAL, A.; NUNES, G. S. Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: a prospective study. *Scand. J. Med. Sci. Sports. In Press.* Disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x/pdf>
65. NORONHA, M.; REFSHAUGE, K. M.; KILBREATH, S. L.; FIGUEIREDO, V. G. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). *Disabil. Rehabil.* v. 30, n. 26, p. 1959-1965, 2008.
66. O'DRISCOLL, J.; DELAHUNT, E. Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: a systematic review and best evidence synthesis. *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.* v. 3, n. 1, p. 19-38, 2011.
67. OSBORNE, M. D.; CHOU, L. S.; LASKOWSKI, E. R.; SMITH, J.; KAUFMAN, K. R. 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. 627-632, 2001.
68. OZTEKIN, H. H.; BOYA, H.; OZCAN, O.; ZEREN, B.; PINAR, P. Foot and ankle injuries and time lost from play in professional soccer players. *Foot (Edinb.).* v. 19, n. 1, p. 22-28, 2009.

69. PALMIERI-SMITH, R. M.; HOPKINS, J. T.; BROWN, T. N. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am. J. Sports Med.* v. 37, n. 5, p. 983-988, 2009.
70. PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait & Posture.* v. 21, n. 4, p. 388-394, 2005.
71. PROSKE, U. The mammalian muscle spindle. *News Physiol. Sci.* v. 12, n. 1, p. 37-42, 1997.
72. PROSKE, U.; WISE, A. K.; GREGORY, J. E. The role of muscle receptors in the detection of movements. *Prog. Neurobiol.* v. 60, n. 1, p. 85-96, 2000.
73. REIN, S.; FABIAN, T.; WEINDEL, S.; SCHNEIDERS, W.; ZWIPP, H. The influence of playing level on functional ankle instability in soccer players. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* v. 131, n. 8, p. 1043-1052, 2011.
74. RIBEIRO, F.; OLIVEIRA, J. Efeito da fadiga muscular local na propriocepção do joelho. *Fisioter. Mov.* v. 21, n. 2, p. 71-83, 2008.
75. ROSS, S. E.; GUSKIEWICZ, K. M.; GROSS, M. T.; YU, B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J. Athl. Train.* v. 43, n. 1, p. 44-50, 2008.
76. ROSS, S. E.; GUSKIEWICZ, K. M.; GROSS, M. T.; YU, B. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med. Sci. Sports. Exerc.* v. 41, n. 2, p. 399-407, 2009.
77. ROSS, S. E.; GUSKIEWICZ, K. M.; YU, B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *J. Athl. Train.* v. 40, n. 4, p. 298-304, 2005.
78. RUSSEL, M.; BENTON, D.; KINGSLEY, M. Reliability and construct validity of soccer skills tests that measure passing, shooting and dribbling. *J. Sport Sci.* v. 28, n. 13, p. 1399-1408, 2010.
79. RUWER, S. L.; ROSSI, A. G.; SIMON, L. F. Equilíbrio no idoso. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* v. 71, n. 3, p. 298-303, 2005.

80. SAHIN, N.; BASKENT, A.; CAKMAK, A.; SALLI, A.; UGURLU, H.; BERKER, E. Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatol. Int.* 2008; 28(10):995-1000.
81. SANTILLI, V.; FRASCARELLI, M. A.; PAOLONI, M.; FRASCARELLI, M. CAMEROTA, F.; DE NATALE, L.; DE SANTIS, F. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am. J. Sports Med.* v. 33, n. 8, p. 1183-1187, 2005.
82. SAWIKINS, K.; REFSHAUGE, K.; KILBREATH, S.; RAYMOND, J. The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 39, n. 5, p. 781-787, 2007.
83. SCHILLINGS, A. M.; MULDER, T.; DUYSSENS, J. Stumbling over obstacles in older adults compared to young adults. *J. Neurophysiol.* v. 94, n. 2, p. 1158-1168, 2005.
84. SCHMITT, S.; MELNYK, M.; ALT, W.; GOLLHOFER, A. Novel approach for a precise determination of short-time intervals in ankle sprain experiments. *J. Biomech.* v. 42, n. 16, p. 2823-2825, 2009.
85. SEKIR, U.; YILDIZ, Y.; HAZNECI, B.; ORS, F.; AYDIN, T. 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. 654-664, 2007.
86. SEKIR, U.; YILDIZ, Y.; HAZNECI, B.; ORS, F.; SAKA, T.; AYDIN, T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med.* v. 44, n. 4, p. 407-415, 2008.
87. SIEGLE, M.; LAMES, M. Game interruptions in elite soccer. *J. Sports. Sci.* v. 30, n. 7, p. 619-624, 2012.
88. SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys. Ther.* v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

89. SOLNIK, S.; RIDER, P.; STEINWEG, K.; DeVITA, P.; HORTOBÁGYI, T. Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *Eur. J. Appl. Physiol.* v. 110, n. 3, p. 489-498, 2010.
90. SOLNIK, S.; DeVITA, P.; RIDER, P.; LONG, B.; HORTOBÁGYI, T. 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.
91. STAUDE, G.; FLACHENCKER, C.; DAUMER, M.; WOLF, W. Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing.* v. 2, p. 67-81, 2001.
92. STUFKENS, S. A. S.; VAN DEN BEKEROM, M. P. J.; KNUPP, M.; HINTERMANN, B.; VAN DJIK, C. N. The diagnosis and treatment of deltoid ligament lesions in a supination-external rotation ankle fractures: a review. *Strat. Traum. Limb. Recon.* v. 7, n. 2, p. 73-85, 2012.
93. THELEN, D. G.; SCHULTZ, A. B.; ALEXANDER, N. B.; ASHTON-MILLER, J. A. Effects of age on rapid ankle torque development. *J. Gerontol.* v. 51A, n. 5, p. M226-M232, 1996.
94. TROJIAN, T. H.; McKEAG, D. B. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *Br. J. Sports Med.* v. 40, n. 7, p. 610-613, 2006.
95. TSEPIS, E.; VAGENAS, G.; GIAKAS, G.; GEORGOULIS, A. Hamstring weakness as an indicator of poor knee function in ACL-deficient patients. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* v. 12, n. 1, p. 22-29, 2004.
96. WALLS, R. J.; BRENNAN, S. A.; HODNETT, P.; O'BYRNE, J. M.; EUSTACE, S. J.; STEPHENS, M. M. Overuse ankle injuries in professional Irish dancers. *Foot Ankle Surg.* v. 16, n. 1, p. 45-49, 2010.
97. WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; DE COCK, A.; DE CLERCQ, D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait & Posture.* v. 21, n. 4, p. 379-387, 2005.
98. WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; VERSTUYFT, J.; VAES, P.; DE CLERCQ, D. 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, 2002.

99. WINTER, A. D. Biomechanics and motor control of human movement. Second Edition. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication, 1990.
100. WRIGHT, I. C.; NEPTUNE, R. R.; VAN DEN BOGERT, A. J.; NIGG, B. M. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech.* v. 33, n. 5, p. 513-519, 2000.
101. YILDIZ, Y.; AYDIN, T.; SEKIR, U.; HAZNECI, B.; KOMURCU, M.; KALYON, T. A. Peak and end range of eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison within healthy individuals. *J. Sports Sci. Med.* v. 2, n. 3, p. 70-76, 2003.
102. ZEBIS, M. K.; ANDERSEN, L. L.; ELLINGSGAARD, H.; AAGAARD, P. Rapid hamstring/quadiceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *J. Strength Cond. Res.* v. 27, n. 5, p. 1989-1993, 2011.
103. ZHAO, X. H.; FAN, X. L.; SONG, X. A.; WU, S. D.; REN, J. C.; CHEN, M. X. Influence of 14-day hind limb unloading on isolated muscle spindle activity in rats. *J. Muscle Res. Cell Motil.* v. 31, n. 3, p. 155-61, 2010.

**Apêndice A**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS**  
**DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

---

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado a participar do estudo “**PROPRIOCEPÇÃO E RESPOSTAS MUSCULARES DO TORNOZELO DE ATLETAS UNIVERSITÁRIOS DE FUTEBOL**” desenvolvido pelo Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo, docente do Departamento de Educação Física-IB-UNESP, e que será realizado no Laboratório de Biomecânica.

Este estudo tem por objetivo comparar a propriocepção, o tempo e magnitude de ativação dos músculos que protegem o tornozelo durante o entorse entre indivíduos com e sem instabilidade de tornozelo.

Se você concordar em participar, serão realizados os seguintes procedimentos no Laboratório de Biomecânica da UNESP-Rio Claro:

1. Serão medidos o seu peso, sua altura e percentual de gordura corporal
2. Serão colocados eletrodos descartáveis sobre sua pele na região da canela. Para esta colocação será necessário raspar os pelos e limpar com álcool os locais de colocação dos eletrodos;
3. Depois desta preparação, começará a avaliação da propriocepção em um equipamento que movimentará seu tornozelo passivamente. Posteriormente será realizado uma simulação do movimento de entorse de tornozelo

Nenhuma das etapas desta avaliação prejudica a sua saúde, e também não o expõe a situações constrangedoras. Entretanto, você poderá sentir dores musculares localizadas e irritações na pele que param rapidamente. Se ocorrer qualquer problema com você, como mal estar, dores musculares fortes ou dores fortes no tornozelo, serão adotados procedimentos de pronto atendimento, que envolve o chamado da Unidade de Resgate do Corpo de Bombeiros com equipamentos médicos, motorista, auxiliar e encarregado, para a realização dos primeiros socorros. Caso necessário, você será transportado por esta equipe para um hospital.

Com a análise dos resultados esperamos encontrar indicadores que diferenciem indivíduos com e sem instabilidade de tornozelo. Isto permitirá a obtenção de dados para a prevenção de lesões no tornozelo, tão presentes em atletas de futebol.

Vale salientar que todos os dados obtidos no estudo serão confidenciais e ficarão resguardados ao pesquisador responsável, não sendo revelados sem autorização.

Caso concorde em participar, você será voluntário do estudo. Isto significa que você pode desistir de sua participação a qualquer momento. Você também não receberá qualquer forma de pagamento por sua participação nesta pesquisa.

Lembro ainda que a qualquer momento você pode solicitar qualquer informação esclarecedora sobre o estudo, por meio de contato com os pesquisadores.

Se você estiver suficientemente esclarecido sobre sua participação nesta pesquisa, convido-o a assinar este Termo elaborado em duas vias, sendo que uma ficará com você e a outra com o pesquisador.

Rio Claro, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Participante

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo  
Pesquisador responsável

### Dados da Pesquisa:

Título do Projeto: PROPRIOCEPÇÃO E RESPOSTAS MUSCULARES DO TORNOZELO DE ATLETAS UNIVERSITÁRIOS DE FUTEBOL.

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo.

Cargo/Função: Docente.

Instituição: Departamento de Educação Física – IB – Universidade Estadual Paulista.

Endereço: Av. 24-A, nº 1515. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro. São Paulo.

Dados para contato: *telefone* - (19) 3526-4350; *e-mail* - adalgiso@rc.unesp.br

### Dados do Participante da Pesquisa:

Nome: \_\_\_\_\_ RG: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ sexo: M ( ) F ( ) tel: \_\_\_\_\_

**Apêndice B****FICHA DE IDENTIFICAÇÃO**

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ anos Data de Nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_ Posição: \_\_\_\_\_

Tempo de Prática de Futebol: \_\_\_\_\_ anos Frequência semanal de Treino: \_\_\_\_\_

**ANAMNESE**Já sofreu entorse de tornozelo?  Sim  NãoEm qual tornozelo?  Direito  EsquerdoQual o grau?  I  II  IIIRealizou Cirurgia?  Sim  NãoRealizou algum tratamento?  Sim  Não Qual: \_\_\_\_\_**EXAME FÍSICO**

Massa: \_\_\_\_\_ kg Estatura: \_\_\_\_\_ m IMC: \_\_\_\_\_ kg/m

Amplitude de Movimento: Inversão Direito \_\_\_\_\_ Eversão Direito \_\_\_\_\_

Inversão Esquerdo \_\_\_\_\_ Eversão Esquerdo \_\_\_\_\_

Dobras Cutâneas

Bíceps			
Tríceps			
Peitoral			
Axilar Média			
Suprailíaca			
Abdominal			
Coxa			

Teste de Chutar a Bola: \_\_\_\_\_

Teste de Subir o Degrau: \_\_\_\_\_

Teste de Deslocamento Anterior: \_\_\_\_\_

Teste de Gaveta Anterior: D \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_

Teste de Inclinação Talar: D \_\_\_\_\_ E \_\_\_\_\_

## Anexo A

unesp



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Rio Claro



## DECISÃO CEP Nº 087/2012

Instituição: UNESP – IB – CRC	Departamento: Educação Física
Protocolo nº: 3510 Data de Registro CEP: 14.05.2012	
Projeto de Pesquisa: "Propriocepção e respostas musculares do tornozelo de atletas universitários de futebol"	

Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável: Adalgizo Coscrato Cardozo
	Colaboradores: -,-
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável: -,-
	Orientando(a): -,-
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: -,-
	Orientador: -,-

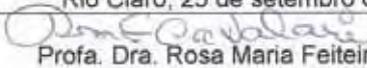
Objetivo Acadêmico:	<input type="checkbox"/> TCC <input type="checkbox"/> Mestrado <input type="checkbox"/> Doutorado <input checked="" type="checkbox"/> Outros – (especificar) -Projeto de Pesquisa do Docente
---------------------	---

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua 51ª reunião ordinária, realizada em 25/09/2012.

<input checked="" type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input type="checkbox"/>	Desde que atendidas as pendências apontadas na reunião (vide anexo), aprova o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	Referendou o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	Aprovou retornar ao interessado para atendimento das pendências encontradas (prazo máximo de 60 dias):
<input type="checkbox"/>	Não Aprovou.
<input type="checkbox"/>	Retirou, devido à permanência das pendências.
<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o encaminha, com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa- CONEP/MS, por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

↙ "Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados"  
Data de Entrega: Outubro de 2014

Rio Claro, 25 de setembro de 2012.

  
Prof. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari  
Coordenadora do CEP

## Anexo B

NOME: \_\_\_\_\_

Assinale a alternativa que descreve seus tornozelos da forma mais adequada (Questionário CAIT)

<b>1. Sinto dor no tornozelo quando:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
Quando pratico esportes	( )	( )
Quando corro em superfícies irregulares	( )	( )
Quando corro em superfícies planas	( )	( )
Quando ando em superfícies irregulares	( )	( )
Quando ando em superfícies planas	( )	( )
<b>2. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
As vezes quando pratico esportes (nem sempre)	( )	( )
Frequentemente quando pratico esportes	( )	( )
As vezes durante atividades diárias	( )	( )
Frequentemente durante atividades diárias	( )	( )
<b>3. Quando VIRO BRUSCAMENTE sinto instabilidade no tornozelo:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
As vezes quando corro	( )	( )
Frequentemente quando corro	( )	( )
Quando ando	( )	( )
<b>4. Quando desço escadas sinto INSTABILIDADE no tornozelo:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
Se for rapidamente	( )	( )
Ocasionalmente	( )	( )
Sempre	( )	( )
<b>5. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando fico em um pé só:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
Na ponta do pé	( )	( )
Com o pé inteiro no chão	( )	( )
<b>6. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
Pulo de um lado para o outro numa só perna	( )	( )
Pulo no mesmo lugar numa só perna	( )	( )
Pulo com as duas pernas	( )	( )
<b>7. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Nunca	( )	( )
Corro em superfícies planas	( )	( )
Corro lentamente em superfícies irregulares	( )	( )
Ando em superfícies irregulares	( )	( )
Ando em uma superfície plana	( )	( )
<b>8. TÍPICAMENTE quando começo a torcer o tornozelo, consigo parar:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Imediatamente	( )	( )
Frequentemente	( )	( )
Às vezes	( )	( )
Nunca	( )	( )
Nunca torci o tornozelo	( )	( )
<b>9. Após um entorse TÍPICO meu tornozelo volta ao normal:</b>	<b>Esquerdo</b>	<b>Direito</b>
Quase imediatamente	( )	( )
Em menos de um dia	( )	( )
Em 1 a 2 dias	( )	( )
Em mais de 2 dias	( )	( )
Nunca torci o tornozelo	( )	( )
<b>Score CAIT:</b> _____ <b>Esquerdo</b> _____ <b>Direito</b>		