

MÁRCIA BARBANERA

**Avaliação de fatores mecânicos e
eletromiográficos associados ao entorse de
tornozelo em atletas do gênero feminino**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título
de Doutor em Ciências

Área de Concentração: Ortopedia e Traumatologia
Orientador: Prof. Dr. Arnaldo José Hernandez

**São Paulo
2008**

MÁRCIA BARBANERA

**Avaliação de fatores mecânicos e
eletromiográficos associados ao entorse de
tornozelo em atletas do gênero feminino**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título
de Doutor em Ciências

Área de Concentração: Ortopedia e Traumatologia
Orientador: Prof. Dr. Arnaldo José Hernandez

**São Paulo
2008**

Dedicatória

Aos meus queridos pais, Fausto e Graziella, por tudo que proporcionaram para minha formação: amor, respeito, orientação, presença e acolhimento em todos os momentos da minha vida.

Às minhas queridas irmãs, Marisa, Elisa e Alessandra, pelo carinho, paciência, com a minha falta de atenção para com elas neste período, e por toda a nossa história.

À minha querida amiga Marina, que sempre esteve presente com seu apoio, amor e amizade.

Aos meus queridos sobrinhos, Isabella, Sophia, Letícia, Pedro, Graziela e Marina, pelo amor, carinho e atenção comigo, até nos momentos que estiveram privados da minha presença em função do trabalho.

Aos meus alunos, pelo estímulo recebido para mais esta conquista profissional.

Agradecimentos

Meus sinceros agradecimentos aos meus amigos e professores, cujo apoio tornou possível a realização deste trabalho:

Ao Prof. Dr. Arnaldo José Hernandez, meu orientador, pela confiança depositada em mim ao aceitar me orientar e por mostrar-me com sua experiência que podemos crescer sempre.

Ao Dr. Tulio Diniz Fernandes, pela valiosa orientação e acompanhamento no desenvolvimento do trabalho.

Ao Dr. Rubens Corrêa Araujo, a quem eu muito admiro, pelo incentivo, apoio e dedicação constantes.

Ao Dr. Luis Mochizuki, pela boa vontade, colaboração durante todo o trabalho e por realizar a programação de dados no *Matlab*.

À minha amiga Marina Favero Bernaba Jorge, pelo apoio, incentivo e companheirismo nos momentos mais difíceis; e pela colaboração nas pesquisas, extração de dados e revisão de textos.

Ao Dr. Marcelo Pires Prado pela orientação na interpretação dos questionários.

Ao amigo Fábio Rodrigues José pelo incentivo e grande ajuda na elaboração da logística, reunindo condições para a participação das atletas nas avaliações isocinéticas.

Aos alunos Alexandre Quaresma Moraes, Fábio Ferreira Giachini, Nicole Evelin Momi de Oliveira e Vinícius Stenico Bastoni, pelo ótimo desempenho nas coletas de dados.

Um agradecimento especial à minha irmã Alessandra Barbanera, pela solicitude, contribuição na extração de dados revisões de texto.

Aos amigos do Laboratório de Movimento Humano da Universidade São Judas Tadeu; Aline Bigongiari, Flávia de Andrade e Souza, Patrícia Martins Franciulli, Ana Carolina Basso Schmitt, Daniel Rogério de Matos Ferreira, Adriana Saraiva, Bianca Elisabeth Thurm, Cristiane Milani Magaldi, Semaan El Razi neto e Ulysses Fernandes Ervilha, pela disponibilidade pessoal nas discussões científicas.

Às atletas de basquetebol e voleibol do Programa Finasa Esportes, pelo interesse, paciência e dedicação.

À Universidade São Judas Tadeu, pelo estímulo e disponibilização do Laboratório de Movimento Humano.

À amiga Doralice de Goes Oliveira, pela conscientização do valor desta conquista.

A todos da minha família, pelo imenso amor que me fazem sentir, sem o qual eu não teria chegado até aqui.

Normalização Adotada

Esta tese está de acordo com:

- Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2004.

- Abreviaturas dos títulos dos periódicos - *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

- Nômina anatômica - *International Anatomical Nomenclature Committee*. 5 ed. Rio de Janeiro: Médica e Científica, 1984.

SUMÁRIO

Lista de Abreviaturas	i
Lista de Símbolos	ii
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas.....	vi
Lista de Quadros	vi
RESUMO	vii
SUMMARY	viii
1 – INTRODUÇÃO	1
2 – OBJETIVOS	5
3 – REVISÃO DE LITERATURA	6
3. 1 - Anatomia e Biomecânica do Pé e Tornozelo	6
3. 2 - Entorses de Tornozelo.....	9
3. 3 - Epidemiologia	11
3. 4 - Fatores Associados ao Entorse de Tornozelo.....	12
4 – CASUÍSTICA E MÉTODO.....	25
4. 1 – CASUÍSTICA	25
4. 2 – MÉTODO.....	28
4. 2. 1 - Avaliação Fotogramétrica do Alinhamento do Retropé.....	28
4. 2. 2 - Avaliação Eletromiográfica dos Músculos Fibular Longo e Tibial Anterior	30
4. 2. 3 - Avaliação Sensório-Motora	33
4. 2. 4 - Avaliação do Torque Passivo.....	35
4. 2. 5 - Avaliação Dinamométrica dos Movimentos de Eversão e Inversão do Tornozelo	36
4. 2. 6 - Sincronização dos Procedimentos.....	37
4. 2. 7 - Análise Estatística	39
5 – RESULTADOS.....	40
5. 1 - Avaliação Fotogramétrica do Alinhamento do Retropé.....	41
5. 2 - Avaliação Sensório-Motora	42
5. 3 - Avaliação do Torque Passivo.....	48
5. 4 - Avaliação Dinamométrica dos Movimentos de Eversão e Inversão do Tornozelo.....	55
5. 5 - Avaliação Eletromiográfica dos Músculos Fibular longo e Tibial Anterior	64
6 - Resumo dos Resultados	73
6 – DISCUSSÃO.....	75
7 – CONCLUSÕES.....	93
8 – ANEXOS	94
9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105

Lista de Abreviaturas

ADM	amplitude de movimento
AEMG	atividade eletromiográfica
AOFAS	<i>American Orthopaedic Foot and Ankle Society</i>
CAPPesq	Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
EMG	eletromiografia
et al.	e outros
l.	ligamento
m.	músculo
mm.	músculos
FL	músculo fibular longo
TA	músculo tibial anterior
p.	página
RMS	<i>root mean square</i>
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>

Lista de Símbolos

Ag - Ag Acl	prata - cloreto de prata
cm	centímetros
kg	kilograma
μV	microvolts
mm	milímetros
Nm	newton-metro
°	graus
°/s	graus por segundo
=	igual a
>	maior que
<	menor que

Lista de Figuras

Figura 1 - Plataforma para a realização dos registros fotográficos do aspecto posterior do tornozelo e pé	28
Figura 2 - Vista posterior de uma das atletas com o posicionamento dos marcadores adesivos no tendão calcâneo	29
Figura 3 - Vista posterior de uma das atletas com marcadores adesivos no tendão calcâneo e com a utilização de uma ferramenta do programa de computador SAPO [®] no tornozelo esquerdo	30
Figura 4 - Ilustração de uma das atletas para indicar a localização do eletrodo no músculo fibular longo.....	31
Figura 5 - Ilustração de uma das atletas para indicar a localização do eletrodo no músculo tibial anterior	32
Figura 6 - Sistema para a mensuração da atividade eletromiográfica: A) equipamento MyoSystem [®] 1400 B) cabos dos canais de condução C) eletrodos de superfície	32
Figura 7 - Posicionamento de uma das atletas no dinamômetro isocinético para avaliação dos movimentos de eversão e inversão do tornozelo	34
Figura 8 - Representação de uma situação de coleta sincronizada do sinal eletromiográfico e do sinal do dinamômetro isocinético.....	38
Figura 9 - Representação dos sinais obtidos em uma coleta sincronizada de uma das atletas, no teste isocinético concêntrico dos músculos eversores e inversores, na velocidade de 60°/s. De cima para baixo, estão representadas as curvas da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior, a curva da atividade eletromiográfica do músculo fibular longo, torque isocinético, velocidade angular e da variação angular, respectivamente.....	38
Figura 10 - Média e desvio padrão dos valores do erro absoluto obtidos para o senso de posição dos grupos Controle e Entorse, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas=522).....	42
Figura 11 - Média e desvio padrão dos valores do erro absoluto obtidos para o senso de posição nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas=522)	43
Figura 12 - Média e desvio padrão dos valores do erro variável obtidos para o senso de posição dos grupos Controle e Entorse, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas=522)	44
Figura 13 - Média e desvio padrão dos valores do erro variável obtidos para o senso de posição nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas =522)	45

Figura 14 - Média e desvio padrão do tempo de percepção de movimento dos grupos Controle e Entorse, nas velocidades de 2°/s ($p=0.002^*$), 4°/s ($p=0.01^*$) e 10°/s ($p=0.01^*$) (número de medidas=348)	46
Figura 15 - Média e desvio padrão do tempo de percepção do movimento nas atletas com retropés valgos, neutros e normais, nas velocidades de 2°/s ($p=0.001^*$), 4°/s ($p=0.03^*$) e 10°/s ($p=0.03^*$) (número de medidas=348)	47
Figura 16 - Média e desvio padrão do pico de torque passivo dos grupos Controle e Entorse, obtidos nas velocidades de 5°/s ($p=0.001^*$), 10°/s ($p=0.002^*$) e 20°/s ($p=0.001^*$), considerando os movimentos de eversão e inversão (número de medidas=696)	49
Figura 17 - Média e desvio padrão do pico de torque passivo nas atletas com retropés valgos, neutros e normais, obtido nas velocidades de 5°/s ($p=0.01^*$), 10°/s ($p=0.02^*$) e 20°/s ($p=0.01^*$), considerando os movimentos de eversão e inversão (número de medidas=696)	50
Figura 18 - Média e desvio padrão do pico de torque passivo dos movimentos de inversão e eversão, obtidos nas velocidades de 5, 10 e 20°/s (número de medidas=696)	51
Figura 19 - Média e desvio padrão do torque passivo de inversão dos grupos Controle e Entorse, obtidos nas velocidades de 5°/s ($p=0.01^*$), 10°/s ($p=0.02^*$) e 20°/s ($p=0.03^*$) (número de medidas=348)	53
Figura 20 - Média e desvio padrão do torque passivo de inversão nas atletas com retropés normais, neutros e valgos, nas velocidades de 5°/s ($p=0.01^*$, $p=0.001^*$), 10°/s ($p=0.01^*$, $p=0.001^*$) e 20°/s ($p=0.02^*$, $p=0.002^*$) (número de medidas=348)	54
Figura 21 - Média e desvio padrão do pico de torque isométrico dos músculos eversores ($p=0.001^*$) e inversores ($p=0.005^*$) dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044), $p=0.0001^*$ entre grupos musculares	56
Figura 22 - Média e desvio padrão do pico de torque isométrico dos músculos eversores ($p=0.04^*$) e inversores ($p=0.03^*$) nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044)	57
Figura 23 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético concêntrico durante os movimentos de eversão ($p=0.02^*$) e inversão ($p=0.01^*$) dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), $p=0.002^*$ entre movimentos	59
Figura 24 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético concêntrico durante os movimentos de eversão ($p=0.004^*$) e inversão ($p=0.002^*$) nas atletas com alinhamento normal do retropé, retropés neutros e valgos, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740)	60
Figura 25 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético excêntrico dos músculos eversores e inversores dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), $p=0.00001^*$ entre grupos musculares	62

Figura 26 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético excêntrico dos músculos eversores (p=0.00001*) e inversores (p=0.02*) nas atletas com alinhamento normal do retropé, retropés valgos e neutros, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740).....	63
Figura 27 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo e músculo tibial anterior durante o teste isométrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044), p=0.001* entre músculos.....	65
Figura 28 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo e músculo tibial anterior durante o teste isométrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044).....	66
Figura 29 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo (p=0.04*) e músculo tibial anterior (p=0.02*) durante o teste isocinético concêntrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), p=0.0001* entre movimentos	68
Figura 30 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo (p=0.0001*) e músculo tibial anterior (p=0.001*) durante o teste isocinético concêntrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740).....	69
Figura 31 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo e músculo tibial anterior durante o teste isocinético excêntrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), p=0.007* entre movimentos	71
Figura 32 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo (p=0.04*) e músculo tibial anterior (p=0.03*) durante o teste isocinético excêntrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740).....	72

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Número de tornozelos das atletas de basquetebol e voleibol nos grupos Controle e Entorse de acordo com o alinhamento do retropé	41
Tabela 2 - Média e desvio padrão dos valores do ângulo de alinhamento do retropé para os grupos Controle e Entorse	41
Tabela 3 - Resultados obtidos da avaliação do senso de posição, senso de movimento, torque passivo, avaliação dinamométrica e eletromiográfica para os grupos Controle (A) e Entorse (B) e para os diferentes alinhamentos do retropé; normais (a), valgos (b) e neutros (c).....	73
Tabela 4 - Resultados obtidos da avaliação dinamométrica e eletromiográfica para os músculos eversores (1) e músculos inversores (2)	74

Lista de Quadros

Quadro 1 - Características da amostra: idade (anos), esporte, categoria, número de entorses sofridos e tempo desde o primeiro entorse (meses).....	25
Quadro 2 - Pontuação da escala de avaliação AOFAS do tornozelo e retropé, com os dados individuais sobre a dor, função, alinhamento e a soma total	40

RESUMO

Barbanera, M. *Avaliação de fatores mecânicos e eletromiográficos associados ao entorse de tornozelo em atletas do gênero feminino* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008.115p.

O entorse de tornozelo está entre as lesões mais comuns durante as atividades esportivas. Apesar de extensas pesquisas clínicas e experimentais, a recorrência da lesão permanece alta. A prevenção do entorse de tornozelo só é possível uma vez que os fatores de risco forem identificados. Alterações no posicionamento do pé, déficits proprioceptivos, frouxidão mecânica lateral do tornozelo e déficits de força muscular são os possíveis fatores de risco para o entorse de tornozelo, mas os seus verdadeiros mecanismos ainda não estão esclarecidos. O entendimento desses mecanismos pode auxiliar os profissionais de saúde, principalmente os fisioterapeutas, a elaborar um programa de tratamento mais direcionado, levando a uma reabilitação mais eficaz. O objetivo deste estudo foi avaliar os fatores mecânicos e eletromiográficos associados ao entorse de tornozelo. Trinta e duas atletas de basquetebol e voleibol do gênero feminino (16.06 ± 0.8 anos; 67.63 ± 8.17 kg; 177.8 ± 6.47 cm) participaram do estudo. As atletas foram separadas em dois grupos: um grupo controle, sem sintomas (29 tornozelos), e atletas que tinham sofrido entorse de tornozelo (29 tornozelos). A avaliação do alinhamento do retropé foi realizada por meio de fotogrametria, pelo programa SAPO[®] v.0.63, com as atletas em pé. A propriocepção, o torque passivo gerado pela resistência do movimento do tornozelo e a força muscular foram avaliados no dinamômetro isocinético Biodex[®], e a atividade eletromiográfica de superfície pelo sistema Noraxon[®]. O senso de posição articular (15° inversão, 0° , 15° eversão), a cinestesia ($2^\circ/s$, $4^\circ/s$, $10^\circ/s$) e o torque passivo ($5^\circ/s$, $10^\circ/s$, $20^\circ/s$) foram avaliados durante os movimentos passivos de eversão e inversão. O torque eversor e inversor foi testado isometricamente (15° inversão, 0° , 15° eversão), concetricamente e excentricamente ($60^\circ/s$, $180^\circ/s$, $300^\circ/s$), simultaneamente à medida do sinal eletromiográfico dos músculos fibular longo e tibial anterior. Os dados foram analisados pela ANOVA de dois e três fatores e teste *post hoc* Tukey. Os resultados mostraram que o alinhamento do retropé e o senso de posição não estão associados ao entorse de tornozelo em atletas do gênero feminino. Os resultados do grupo com entorse do tornozelo que indicaram diferenças significativas em relação ao grupo controle foram: atraso no tempo de percepção do movimento, menor torque passivo e menor torque isométrico e isocinético concêntrico. Além disso, a atividade eletromiográfica do músculo fibular longo e tibial anterior, durante o teste isocinético concêntrico, foi menor no grupo com entorse do tornozelo. Baseado nesses resultados, as atletas que tiveram entorse de tornozelo apresentaram déficits proprioceptivos, frouxidão mecânica e fraqueza muscular.

Descritores: 1. Entorses e distensões 2. Tornozelo 3. Torque 4. Propriocepção 5. Eletromiografia 6. Esportes 7. Instabilidade articular

SUMMARY

Barbanera, M. *Evaluation of mechanical and electromyographic factors associated with ankle sprain in female athletes* [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2008.115p.

Ankle sprain are among the most common injuries during athletic activities. Despite extensive clinical and basic science research, the recurrence rate remains high. Prevention of ankle sprain is only possible once risk factors had been identified. Changes in foot positioning, impaired proprioception, mechanical lateral ankle laxity and muscle strength deficits are possible ankle sprain risk factors, but its real mechanisms remain unclear. Understanding such mechanisms will help health professionals, mainly physiotherapists, identify where to focus treatment efforts, leading to more effective rehabilitation. The aim of this study was to evaluate mechanical and electromyographic factors associated with ankle sprain. Thirty-two basketball and volleyball female athletes (16.06 ± 0.8 years; 67.63 ± 8.17 kg; 177.8 ± 6.47 cm) participated in this study. Their ankles were divided into two groups: a symptom-free control group (29) and athletes who had suffered ankle sprain (29). Assessment of hindfoot alignment was performed by means of photogrammetry – SAPO[®] v.0.63 software, with the athletes standing up. The proprioception, resistive torque at maximum passive ankle movement and muscle strength were assessed on the Biodex[®] isokinetic dynamometer and the surface electromyographic activity through the Noraxon[®] system. The joint position sense (15° inversion, 0° , 15° eversion), kinesthesia ($2^\circ/s$, $4^\circ/s$, $10^\circ/s$) and resistive torque ($5^\circ/s$, $10^\circ/s$, $20^\circ/s$), were evaluated during passive ankle inversion and eversion movements. Evertor and invertor torques were assessed isometrically (15° inversion, 0° , 15° eversion), concentrically and eccentrically ($60^\circ/s$, $180^\circ/s$, $300^\circ/s$) measured simultaneously with electromyographic signal of peroneus longus and tibialis anterior muscles. The data were analyzed using 2 and 3-way ANOVA with Tukey’s test for *post hoc* analysis. The results showed that the hindfoot alignment and the joint position sense were not associated with the ankle sprain in female athletes. The results of the ankle sprain group showed significant differences from the control group: delay in the time to detection passive motion, lower resistive torque and lower isometric and concentric torque. In addition, the electromyographic activity of peroneus longus and tibialis anterior muscles during isokinetic concentric test was lower in the ankle sprain group. Based on these results, the athletes who had ankle sprain have proprioceptive deficits, mechanical laxity and muscle weakness.

Descriptors: 1. Sprains and strains 2. Ankle 3. Torque 4. Proprioception 5. Electromyography 6. Sports 7. Joint instability

1 – INTRODUÇÃO

O entorse é o tipo de lesão mais comum do tornozelo, principalmente entre os atletas da maioria dos esportes (Wolfe et al., 2001; Willems et al., 2002; Ivins, 2006). O mecanismo de lesão mais freqüente é a combinação dos movimentos de inversão e flexão plantar (Hertel, 2000; Sammarco, 2003; Morrison e Kaminski, 2007). O ligamento (l.) colateral lateral é lesado em 85% dos entorses (Garrick, 1977; Baumhauer et al., 1995; Wolfe et al., 2001; Hubbard e Kaminski, 2002) e após a lesão é estimado que 70 a 80% dos atletas irão sofrer um entorse recorrente (Yeung et al., 1994).

A incidência nos Estados Unidos é de aproximadamente 23.000 entorses de tornozelo por dia, num coeficiente de uma a cada 10 mil pessoas por dia (Kannus e Renstrom, 1991; Hertel, 2002; Hale e Hertel, 2005). Devido à alta incidência e ao custo gerado por entorse, muitos estudos são realizados para investigar as causas e diminuir a freqüência destas lesões (Osborne et al., 2003).

Em uma revisão dos potenciais fatores causais do entorse e da sua recorrência, foram citadas alterações no alinhamento do retropé (Wright et al., 2000; Beynnon et al., 2001; Van Bergeyck et al., 2002; Morrison e Kaminski, 2007); déficit do senso de posição (Konradsen e Magnusson, 2000; Willems et al., 2002; Nakasa et al., 2008); déficit do senso de movimento (Garn e Newton, 1998; Hubbard e Kaminski, 2002); frouxidão ligamentar (Baumhauer et al., 1995; Birmingham et al., 1997; Kaminski e Hartsell, 2002; Tyler et al., 2006); déficits de força muscular (Hartsell e Spaulding, 1999; Willems et al., 2002; Kaminski e Higgins, 2004); alterações do equilíbrio postural (Ross e Guskiewicz, 2004; Docherty et al., 2006a; Brown e Mynark, 2007);

atraso no tempo de resposta muscular (Rosenbaum et al., 2000; Vaes et al., 2002; Echaute et al., 2007) e alterações no desempenho funcional (Demeritt et al., 2002; Docherty et al., 2005).

Apesar de extensas pesquisas clínicas e experimentais sobre o mecanismo dos entorses, a frequência da lesão é alta (Osborne et al., 2003) e as razões pelas quais o entorse ocorre permanecem sem esclarecimentos, o que dificulta o sucesso da reabilitação.

A posição do retropé antes do contato com o solo pode ser um fator importante para a ocorrência de entorses (Van Bergeyk et al., 2002; Fortin et al., 2002). Alguns autores têm sugerido que o retropé varo pode gerar um alto torque inversor e favorecer a lesão (Hintermann, 1999; Wright et al., 2000), já que o apoio é maior na borda lateral do pé e aumenta o estresse na articulação subtalar (Fuller, 1999; Wright et al., 2000; Nyska et al., 2003; Willems et al., 2005).

Freeman et al. (1965) atribuem déficits proprioceptivos devido às lesões dos mecanorreceptores articulares causadas pelos episódios de entorse em inversão. Esses déficits proprioceptivos podem se manifestar por alterações no senso de posição e na cinestesia. O senso de posição é a capacidade de detectar um determinado ângulo articular e a cinestesia é a capacidade de perceber o movimento (Hertel, 2000; Hubbard e Kaminski, 2002; Konradsen, 2002; Willems et al., 2002). A integridade do senso de posição e da cinestesia é fundamental para efetuar os ajustes posturais adequados e prevenir lesões no tornozelo.

A cápsula e os ligamentos da articulação do tornozelo podem sofrer danos após o entorse, tornando-se frouxos, e desta forma favorecer novos episódios de lesão (Ishii et al. 1996; Kjaersgaard-Andersen et al., 1988; Hertel, 2000; Konradsen, 2002).

A resistência do tornozelo pode ser avaliada pelo torque gerado ao final do movimento passivo, principalmente de inversão. Porém, existem poucos estudos clínicos que utilizam uma instrumentação fidedigna para avaliar a estabilidade das estruturas cápsulo-ligamentares nos indivíduos que sofreram entorse do tornozelo (Birmingham et al., 1997).

Os músculos (mm.) eversores são freqüentemente estudados em indivíduos com história de entorse por serem considerados os mais importantes para reforçar os ligamentos laterais e se contraírem primeiro após um estresse em inversão repentina (Tropp, 1986; Baumhauer et al., 1995; Hartsell e Spaulding, 1999; Kaminsk, 1999; Hertel, 2000). No entanto, sabe-se que a estabilidade do tornozelo também depende da integridade dos mm. inversores (Konradsen, 2002). Portanto, para um melhor entendimento do comportamento musculoesquelético dos indivíduos que sofreram entorse, é fundamental avaliar os principais mm. estabilizadores médio-laterais do tornozelo, que são os eversores e inversores (Perrin, 1993; Dvir, 2002).

A atividade eletromiográfica do m. fibular longo (FL) e m. tibial anterior (TA) também pode ser avaliada para exibir a estratégia de controle e equilíbrio muscular adotada pelos indivíduos com história de entorse. A falta de equilíbrio no tempo e na intensidade de ativação muscular pode comprometer a estabilização articular e predispor o entorse de tornozelo (Konradsen, 2002). Porém, os estudos nessa área são escassos.

Apesar de existirem muitos estudos sobre os prováveis fatores causais do entorse (Baumhauer et al., 1995; Birmingham et al., 1997; Hartsell e Spaulding, 1999; Garn e Newton, 1998; Konradsen e Magnusson, 2000; Rosenbaum et al., 2000; Wright et al., 2000; Beynnon et al., 2001; Van Bergeyck et al., 2002; Demeritt

et al., 2002; Vaes et al., 2002; Willems et al., 2002; Hubbard e Kaminski, 2002; Kaminski e Hartsell, 2002; Willems et al., 2002; Ross e Guskiewicz, 2004; Kaminski e Higgins, 2004; Docherty, et al., 2005; Tyler et al., 2006; Docherty et al., 2006a; Echaute et al., 2007; Brown e Mynark, 2007; Morrison e Kaminski, 2007; Nakasa et al., 2008), é fundamental que se continue investigando, pois ainda existem lacunas e divergências entre esses estudos. A falta de um consenso sobre os principais fatores causais do entorse se deve principalmente por utilização de métodos e protocolos diferentes, e também pela falta de padronização da amostra.

Diante da problemática apresentada, surgem as perguntas sobre quais seriam os fatores mecânicos e neuromusculares associados ao entorse de tornozelo e, além disso, se estes fatores poderiam estar relacionados com o alinhamento do retropé.

2 – OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo é avaliar os fatores mecânicos e eletromiográficos associados ao entorse do tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol do gênero feminino, e relacionar com o alinhamento do retropé. Os objetivos específicos são:

- Verificar a relação entre o entorse do tornozelo e o alinhamento do retropé;
- Avaliar a acurácia e a precisão do senso de posição dos movimentos de eversão e inversão;
- Avaliar o tempo de percepção do movimento passivo do tornozelo;
- Avaliar a resistência passiva do tornozelo, obtidos pelos valores de torque gerados ao final do arco dos movimentos passivos de eversão e inversão;
- Avaliar a capacidade de produção de torque isométrico, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico durante os movimentos de eversão e inversão; e,
- Avaliar o padrão de ativação eletromiográfica dos mm. FL e TA durante os movimentos cíclicos de eversão e inversão em diferentes velocidades angulares e diferentes tipos de contração.

3 – REVISÃO DE LITERATURA

Na revisão de literatura serão abordados os aspectos mais relevantes sobre anatomia e biomecânica do pé e tornozelo, as lesões por entorse, a epidemiologia da lesão e os fatores associados ao entorse de tornozelo.

3.1 - Anatomia e Biomecânica do Pé e Tornozelo

Os principais componentes de estabilização do tornozelo são: a congruência articular na descarga de peso, a restrição estática dos ligamentos e a ação muscular (Leardini et al., 2000; Hertel, 2002; Sammarco, 2003).

O pé é formado por várias articulações que podem ser divididas em antepé, composto pelos metatarsos e falanges; o mediopé, com os ossos cuneiformes, navicular e cubóide; e a região do retropé, formado pelo tálus e calcâneo (Morrison e Kaminski, 2007).

O complexo do tornozelo compreende três articulações: articulação talocrural, articulação subtalar e a sindesmose tibiofibular distal (Rubin, 1996).

A articulação talocrural é formada pelo maléolo medial, superfície articular distal da tíbia, maléolo lateral e a tróclea do tálus (Hertel, 2002). Esta articulação é estabilizada pelos ligamentos talofibular anterior, talofibular posterior, calcaneofibular e l. deltoíde em uma cápsula comum. O eixo articular tem uma direção oblíqua entre as porções finais dos maléolos e varia dependendo da posição do tornozelo. As superfícies articulares da talocrural são os estabilizadores primários do tornozelo, evitando a translação e rotação excessiva do tálus. Os movimentos

principais desta articulação são a dorsiflexão e a flexão plantar (Leardini et al., 2000; Hertel, 2002).

A articulação subtalar é formada pela superfície côncava inferior do tálus e superfície convexa superior do calcâneo (Rockar, 1995; Morrison e Kaminski, 2007). A angulação desta articulação é de aproximadamente 45° no plano transversal e de 16° no plano sagital. Existe apenas um eixo articular que trabalha em uma direção oblíqua através dos três planos de movimento. Os movimentos da articulação subtalar são a pronação e a supinação do pé (Sizer et al., 2003).

A articulação tibiofibular distal é do tipo sindesmose e é formada pela parte distal côncava da tíbia e a faceta convexa da fíbula (Hertel, 2002).

Os mm. e a junção musculo-tendínea proporcionam rigidez e oferecem uma proteção dinâmica à articulação. Eles são freqüentemente descritos por sua ação concêntrica, embora a ação excêntrica ofereça maior estabilidade articular (Hertel, 2002). Os mm. FL e curto apresentam como ação concêntrica a eversão e a flexão plantar, com uma ação importante no controle da supinação da articulação subtalar, protegendo o tornozelo de entorses em inversão (Ashton-Miller et al., 1996). Os mm. do compartimento anterior da perna, como o TA, fibular anterior, extensor longo e curto dos dedos, também contribuem para a estabilidade dinâmica do complexo lateral do tornozelo (Kaminski et al., 2002). Estes mm. podem se contrair excentricamente durante uma excessiva supinação, principalmente para frear o movimento de flexão plantar, que ocorre em combinação da inversão durante o entorse (Sinkjaer et al., 1988).

Os ligamentos exercem um papel importante na estabilização articular. O l. deltóide é o principal do compartimento medial por oferecer apoio às articulações

talocrural e subtalar. Esse l. é composto pelos ligamentos tibionavicular, tibiotalar anterior, tibiocalcâneo e o tibiotalar posterior (Leardini et al., 2000; Netter, 2000; Sammarco, 2003).

A articulação subtalar é estabilizada pelo l. talocalcâneo interósseo, recrutado durante os movimentos de inversão e eversão, e pelo l. cervical, recrutado principalmente durante a inversão (Hertel, 2002; Sizer et al., 2003).

O complexo ligamentar lateral do tornozelo é formado pelo l. talofibular anterior, calcaneofibular e talofibular posterior (Hintermann, 1999; Sammarco, 2003; Lynch, 2002). O l. talofibular anterior limita a inversão, a rotação interna e o deslocamento excessivo anterior do tálus; o l. calcaneofibular restringe a supinação excessiva e o l. talofibular posterior limita a inversão e rotação interna do tálus (Leardini et al., 2000; Hertel, 2002; Sammarco, 2003). O l. mais resistente do compartimento lateral é o talofibular posterior, seguido do calcaneofibular e o mais fraco é o talofibular anterior (Wolfe et al., 2001). Quando o tornozelo está sem carga fisiológica, ocorre uma variação dos restritores ligamentares principais e secundários de acordo com a posição articular. A carga nos ligamentos permanece baixa durante a amplitude funcional de movimento e isto indica que em atividade normal, os ligamentos do tornozelo funcionam como guias cinemáticos e não como restritores principais. Com carga externa, o l. talofibular anterior é o estabilizador principal contra a inversão e rotação interna durante a flexão plantar e é o primeiro a ser lesado no entorse em inversão (Lynch, 2002; Sammarco, 2003).

3. 2 - Entorses de Tornozelo

O entorse é uma lesão ligamentar causada pelo excesso de movimento na articulação ou por um movimento anormal (Mattacola e Dwyer, 2002; Morrison e Kaminski, 2007). Os entorses são classificados quanto à gravidade da lesão em primeiro, segundo ou terceiro grau. No primeiro grau, ocorre lesão ou distensão de poucas fibras do l., pequeno edema e sensibilidade local. No entorse de segundo grau, ocorre ruptura parcial das fibras ligamentares, presença de dor, edema difuso na região e perda moderada da função, podendo apresentar instabilidade articular. No entorse de terceiro grau, ocorre ruptura completa dos ligamentos, com edema importante, dor, perda total da função e instabilidade articular (Wolfe et al., 2001; Cross et al., 2002; Lynch, 2002; Sammarco, 2003; Ivins, 2006).

O mecanismo de lesão que freqüentemente gera o entorse é dado pela combinação dos movimentos de inversão e flexão plantar (Wolfe et al., 2001; Sammarco, 2003; Morrison e Kaminski, 2007).

Muitos entorses são tratados com sucesso de forma conservadora, porém outros apresentam dor persistente, fraqueza muscular, sinais de instabilidade e recorrência da lesão (Yeung et al., 1994; Hertel, 2002).

Cerca de 20 a 80% dos sujeitos que apresentam história de vários entorses em um curto período de tempo são mais susceptíveis a desenvolverem instabilidade crônica de tornozelo (Hertel, 2000; Denegar e Miller, 2002; Osborne et al., 2003; Hertel et al., 2006; Nakasa et al., 2008).

Kitaoka et al. (1994), seguindo as recomendações da *American Orthopaedic Foot and Ankle Society* (AOFAS), criaram um critério clínico para avaliação de

incapacidade do tornozelo e retropé por meio de uma escala denominada AOFAS *ankle-hindfoot scale*. Esta escala foi traduzida e validada para a língua portuguesa (Rodrigues, 2005) e pontua a presença de dor, alteração da função, como marcha e limitação de atividades dinâmicas, e o alinhamento do tornozelo e retropé (Kitaoka et al., 1994).

Alguns testes de estabilidade ligamentar são utilizados para auxiliar no diagnóstico clínico do entorse. O teste de gaveta anterior avalia a estabilidade do l. talofibular anterior e deve ser realizado com o tornozelo em posição neutra ou com leve flexão plantar. O avaliador aplica uma força anterior sobre o calcâneo enquanto estabiliza a tibia e o teste será positivo quando apresentar um aumento da translação anterior do tálus. Já o teste do l. calcaneofibular é realizado com estresse em inversão e inclinação talar e será positivo quando a inversão estiver aumentada (Wolfe et al., 2001; Lynch, 2002; Sammarco, 2003; Hubbard et al., 2004; Ivins, 2006).

O diagnóstico pode ser complementado por testes radiográficos sob estresse manual ou mecânico, com gaveta anterior ou inversão passiva. O resultado será positivo quando a inclinação talar no estresse em inversão for maior que 10° comparado ao lado oposto, ou quando a translação no teste de gaveta anterior for maior que 10 mm e /ou apresentar uma diferença de 3 mm entre os lados do mesmo sujeito (Lynch, 2002; Hubbard et al., 2004).

3. 3 - Epidemiologia

O entorse é o tipo mais comum de lesão do tornozelo entre os atletas da maioria dos esportes, independente da idade e nível de participação (Willems et al., 2002; Osborne et al., 2003). A incidência nos Estados Unidos é de aproximadamente 23.000 entorses por dia, num coeficiente de uma a cada 10 mil pessoas por dia (Kannus e Renstrom, 1991; Hertel, 2002; Hale e Hertel, 2005).

O l. colateral lateral é lesado em 85% dos entorses de tornozelo (Garrick, 1977; Baumhauer et al., 1995; Wolfe et al., 2001; Hubbard e Kaminski, 2002) e após a lesão é estimado que 70 a 80% dos atletas irão sofrer um entorse recorrente (Yeung et al., 1994).

A instabilidade crônica de tornozelo, que é a ocorrência de episódios repetidos de entorse (Morrison e Kaminski, 2007), atinge cerca de 20 a 40% dos pacientes que sofreram um entorse (Olmsted e Hertel, 2002; Osborne et al., 2003; Hale e Hertel, 2005; Hertel et al., 2006).

A incidência de entorses de repetição do tornozelo é maior em atletas que realizam esportes de alto impacto devido ao rápido retorno às atividades esportivas, antes mesmo de uma completa reparação tecidual (Denegar e Miller, 2002).

3. 4 - Fatores Associados ao Entorse de Tornozelo

3.4.1 - Alinhamento do retropé

O alinhamento adequado e equilibrado das estruturas é importante para o bom funcionamento do sistema musculoesquelético, mas a avaliação objetiva e reprodutível do retropé ainda é uma tarefa complexa e difícil. Existem muitos métodos de avaliação, o que torna difícil a comparação entre eles e muitas vezes são métodos imprecisos. Este é o motivo da falta de consistência nos estudos que correlacionam alterações de alinhamento postural com as disfunções musculoesqueléticas (Iunes et al., 2005; Gross et al., 2007).

Alguns estudos foram realizados com o intuito de correlacionar a posição do pé com as disfunções e adaptações do membro inferior. Donatelli et al. (1999) avaliaram 74 atletas de beisebol e verificaram que o antepé varo e calcâneo valgo estáticos estavam significativamente associados com a pronação máxima durante a fase de apoio da marcha. A pronação excessiva foi descrita em 65 atletas, que também relataram lesões das extremidades inferiores, embora não tenham especificado o tipo de lesão. Gross et al. (2007) avaliaram o alinhamento do antepé e lesões do quadril e observaram uma correlação positiva entre antepé varo e dor no quadril ipsilateral em adultos jovens. Venturini et al. (2006) observaram que o retropé varo está associado à síndrome patelofemoral, pois o varismo de retropé leva a pronação subtalar excessiva com conseqüente alteração do alinhamento do membro inferior, que acaba por desencadear dor patelofemoral.

A posição do pé antes de tocar o solo pode aumentar a força de reação do solo na articulação subtalar e causar uma inversão exagerada. Um modelo matemático foi projetado para simular o entorse em várias angulações de inversão e flexão plantar com limiares de torque diferentes. Foi observado que com aumento do ângulo da inversão e da flexão plantar ocorre um aumento na ocorrência de entorses (Wright et al., 2000).

O primeiro obstáculo para a realização da medição do alinhamento do retropé é a aplicação de um método fidedigno e reprodutível. A inspeção visual é muito utilizada para avaliar o alinhamento do retropé com descarga de peso, mas não é considerado um método objetivo e reprodutível (Gabrieli et al., 2004).

A goniometria manual também é bastante utilizada, de forma que os sujeitos ficam posicionados em decúbito ventral com o pé para fora da maca, e os ângulos formados pelas retas que bissectam a perna e o calcâneo são medidos (Venturini et al., 2006). Esta medida apresenta limitações, pois ocorre sem descarga de peso. O alinhamento do retropé tem um comportamento diferente em cadeia cinética aberta e fechada e sofre adaptações da força peso e da gravidade. A maior parte das disfunções do membro inferior pode ser evidenciada em cadeia cinética fechada, como ocorre na marcha, agachamento ou corrida (Donatelli et al., 1999; Burns et al., 2005).

A fotogrametria digital apresenta boa confiabilidade na medida do retropé e significa a aquisição de imagens por meio de uma câmera digital, seguida de uma análise computadorizada através de um programa específico. Com o avanço da tecnologia, esta medida tornou-se de fácil utilização e reprodução (Watson e Mac Donncha, 2000; Gross et al., 2007; Sacco et al., 2007).

Sacco et al. (2007) testaram a confiabilidade da fotogrametria computadorizada por meio de dois programas de computador, o *Corel Draw*[®] e o SAPO[®]. A amplitude de movimento (ADM) de flexão e extensão do joelho, o ângulo tibio-társico e o alinhamento do retropé foram avaliados e os autores observaram que a fotogrametria é um método fidedigno e reprodutível.

As marcações anatômicas mais comuns para analisar o alinhamento do retropé são na região do tendão calcâneo, onde são colocados marcadores adesivos previamente ao registro fotográfico (Donatelli et al., 1999; Sacco et al., 2007).

O ângulo limite para classificar o alinhamento do retropé apresenta muita variação na literatura e não há um consenso sobre os valores de referência. Vertullo e Nunley (2002) sugerem considerar o valgismo fisiológico entre 5 ° e 7° como um alinhamento normal do retropé; outros autores sugerem que um retropé varo apresenta uma variação entre 2 ° e 6° de varismo (Astrom e Arvidson, 1995; McClay e Manal, 1998) e há estudos que sugerem como ângulo limite 8° de varismo (Levinger e Gilleard, 2004; Venturini et al, 2006).

Os entorses ocorrem durante as atividade dinâmicas, porém as características estáticas da posição do pé e tornozelo são avaliadas com grande frequência para verificar a correlação do alinhamento adotado com a ocorrência de lesões (Morrison e Kaminski, 2007). Beynnon et al. (2001) avaliaram a posição estática do retropé por meio de goniometria sem descarga de peso e com a articulação subtalar na posição neutra, porém não observaram correlação do alinhamento do pé com instabilidade do tornozelo. Baumhauer et al. (1995) também não observaram correlação entre o alinhamento do retropé com descarga de peso e a ocorrência de entorses. Van Bergeyk et al. (2002) avaliaram o alinhamento do retropé por tomografia

computadorizada e simularam a descarga de peso através de uma plataforma de força. Os autores observaram que os indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo apresentavam um aumento do varo de calcâneo. Larsen e Angermann (1990) verificaram uma associação positiva entre a ocorrência do entorse do tornozelo e a deformidade de pé cavo varo, avaliada por meio de radiografias do arco longitudinal medial e do retropé sem descarga de peso. Fortin et al. (2002) observaram um aumento na incidência de pé cavo varo em sujeitos com entorse e relataram que todos apresentaram melhora do quadro algico e na instabilidade após a correção cirúrgica.

Estudos por cinemetria indicam que os retropés varos apresentam uma maior tendência de apoio na borda lateral do pé durante a marcha. O deslocamento lateral do apoio aumenta o estresse no compartimento lateral da articulação subtalar e pode desencadear um entorse em inversão (Fuller, 1999; Wright et al., 2000; Nyska et al., 2003; Willems et al., 2005).

3.4.2 – Propriocepção

A propriocepção pode ser definida como a habilidade em detectar um estímulo sensorial, como toque, pressão, posição e movimento, sem auxílio visual e auditivo (Guyton, 1991; Testerman e Griend, 1999; Hubbard e Kaminski, 2002). A avaliação da propriocepção pode ser realizada com o uso de um dinamômetro isocinético através de testes do senso de posição, também chamado de artroestesia, e dos testes de cinestesia. O senso de posição é a capacidade de reproduzir um determinado

ângulo articular e a cinestesia é a capacidade de perceber o movimento (Hertel, 2000; Hubbard e Kaminski, 2002; Konradsen, 2002; Willems et al., 2002).

A avaliação do equilíbrio postural em apoio unipodal e bipodal é freqüentemente usada para estimar a propriocepção (Ross e Guskiewicz, 2004; Docherty et al., 2006a; Brown e Mynark, 2007). Apesar de ser executada com descarga de peso, esta avaliação não isola a articulação do tornozelo e envolve as aferências visuais e vestibulares.

Os estímulos visuais e vestibulares contribuem para a propriocepção, mas os mecanorreceptores periféricos, que incluem os receptores cutâneos, musculares e articulares, são mais importantes para uma perspectiva clínica (Riemann e Lephart, 2002). O *input* neural vindo dos mecanorreceptores, do estímulo visual e vestibular, é integrado pelo sistema nervoso central para gerar uma resposta motora. A medida da reprodução do ângulo articular (senso de posição) e a detecção de mudanças na posição (cinestesia) são processadas no córtex somatosensorial. Então, apesar de ocorrerem sem descarga de peso, estes componentes podem auxiliar na avaliação da propriocepção de um determinado segmento (Willems et al., 2002).

A avaliação do senso de posição através do dinamômetro isocinético tem a vantagem de padronizar a posição dos sujeitos e oferecer alta precisão durante a execução dos testes. Willems et al. (2002) e Gross (1987) utilizaram um dinamômetro isocinético para testar o senso de posição. Willems et al. (2002) compararam estudantes de educação física sem história de lesão e outros com história de mais de três entorses. O protocolo foi de duas tentativas nas posições de 15° de inversão e na inversão máxima de cada sujeito, com um tempo de memorização de 10 segundos. Os autores observaram um pequeno déficit

proprioceptivo para os tornozelos com história de entorse. Já Gross (1987) selecionou 14 sujeitos com entorse unilateral de tornozelo e o protocolo consistiu de duas repetições nos ângulos de 10° de eversão, 10° e 20° de inversão com 15 segundos de memorização. Porém, não foram encontradas diferenças entre o lado lesado e o lado não lesado. As diferenças encontradas entre estes estudos podem ter ocorrido pela utilização de protocolos diferentes.

Outra forma de testar o senso de posição é através de goniômetros acoplados ao tornozelo, assim como foi utilizado por Nakasa et al. (2008), Docherty et al. (2004) e Konradsen e Magnusson (2000). Nakasa et al. (2008) avaliaram 12 sujeitos com instabilidade de tornozelo e 17 sujeitos sem história de lesão. Os indivíduos permaneciam sentados com o tornozelo em flexão plantar de 20° e o protocolo foi de duas tentativas nas posições de 5°, 10°, 15°, 20°, 25° e 30° de inversão, com 5 segundos de memorização. Os autores observaram que os sujeitos com tornozelos instáveis apresentaram déficits no senso de posição. Docherty et al. (2004) avaliaram 47 sujeitos com história de entorse e 13 sujeitos sem história de lesão. Um eletrogoniômetro foi utilizado e o protocolo foi de três tentativas nos ângulos de 20° de inversão e 10° de eversão, com 15 segundos de memorização. Os autores não observaram diferenças entre os grupos. Konradsen e Magnusson (2000) avaliaram 23 sujeitos com instabilidade mecânica unilateral através de um goniômetro rotacional. O protocolo foi de dez repetições nos ângulos alvo de 10°, 15° e 20° de inversão e foi observado que o lado lesado apresentou maiores déficits de propriocepção.

O grande problema dos testes de senso de posição com goniômetros é que os equipamentos são acoplados ao tornozelo e podem sofrer mudanças de posição

durante o teste e, além disso, existem vários modelos deste tipo de instrumento. Então, nem sempre apresentam uma boa confiabilidade e reprodutibilidade.

Jong et al. (2005) relataram que existe uma baixa correlação entre os testes de senso de posição e senso de movimento, o que indica que os testes avaliam habilidades diferentes dos sujeitos.

O senso de movimento pode ser testado através do tempo de percepção ou pelo registro do ângulo de percepção do movimento passivo. Hubbard e Kaminski (2002) avaliaram 16 atletas com instabilidade funcional do tornozelo e utilizaram um equipamento de mensuração do limiar de detecção do movimento passivo. As atletas estavam sentadas, descalças, com o pé apoiado sobre o equipamento, olhos vendados e assim que sentissem a plataforma se mover (5°/s) foram instruídas a parar o movimento. Os autores não observaram déficits no registro do ângulo de percepção do movimento para os tornozelos instáveis. Garn e Newton (1988) avaliaram 24 sujeitos com história de mais de dois entorses unilaterais e utilizaram uma plataforma que permitia o movimento passivo do tornozelo em flexão plantar e dorsiflexão. Os sujeitos foram instruídos para avisar assim que percebessem o movimento da máquina. Os autores observaram que há um retardo na percepção do movimento no lado lesado.

3.4.3 - Torque passivo

O termo torque passivo refere-se à avaliação dos movimentos passivos de eversão e inversão para estimar a resistência passiva das estruturas cápsulo-ligamentares do tornozelo (Birmingham et al., 1997). Os dinamômetros isocinéticos

permitem a realização desta avaliação através do registro do torque gerado ao final do movimento passivo.

A diminuição da resistência cápsulo-ligamentar sugere uma frouxidão na articulação subtalar e indica que os ligamentos do tornozelo foram danificados após o entorse em inversão (Kjaersgaard-Andersen et al., 1988; Ishii et al. 1996; Hertel, 2000; Konradsen, 2002). A frouxidão das estruturas passivas do tornozelo pode ser caracterizada pela diminuição do torque gerado ao final do movimento.

Existem poucos estudos que avaliam esta variável associada ao entorse de tornozelo. Birmingham et al. (1997) avaliaram 30 sujeitos com entorses recorrentes unilaterais através de um dispositivo que realizava um estresse em inversão e registrava o pico de resistência passiva ao final do arco. Os sujeitos ficavam em decúbito dorsal, com flexão de joelho e flexão plantar de 30° e o protocolo foi de seis repetições a uma velocidade inferior a 5°/s. Os autores não encontraram diferenças entre os lados testados e sugerem que esses indivíduos não apresentam frouxidão ligamentar.

3.4.4 - Força muscular

Os mm. eversores são freqüentemente estudados em indivíduos com instabilidade por serem considerados os mais importantes para reforçar os ligamentos laterais, pois o músculo (m.) FL é o primeiro m. a se contrair após um estresse repentino em inversão (Tropp, 1986; Baumhauer et al., 1995; Hartsell e Spaulding, 1999; Kaminsk, 1999; Hertel, 2000). No entanto, a estabilidade do tornozelo também depende da integridade dos mm. inversores, como o m. TA (Konradsen, 2002).

Existem poucos estudos que investigam a força dos mm. inversores e a sua relação agonista/antagonista (Hartsell e Spaulding, 1999). A avaliação do torque gerado pelos mm. eversores e inversores em tornozelos instáveis exibe um comportamento mais abrangente do controle muscular do tornozelo.

A dinamometria é um método que permite a avaliação das forças externas responsáveis pela geração do movimento (Amadio et al., 1996). O termo isocinético é um tipo de exercício realizado em uma velocidade angular constante, onde a contração muscular pode ser concêntrica ou excêntrica (Perrin, 1993; Oman, 2002).

Os dinamômetros isocinéticos são instrumentos computadorizados que controlam a velocidade do movimento e oferecem uma resistência proporcional à força gerada pelo indivíduo; variando a sua resistência sem alterar a velocidade (Oman, 2002; Kaminski e Hartsell, 2002). Esses dispositivos oferecem o máximo de resistência em toda a ADM e também podem oferecer resistência isométrica em vários ângulos articulares (Dvir, 2002).

O parâmetro mais usado para analisar os dados oriundos do dinamômetro é o torque, que se refere a um momento de força aplicada durante um movimento rotatório (Kaminski e Hartsell, 2002). O torque é medido em Nm e pode ser mensurado pelo ponto de maior produção de torque, que é o pico de torque (Oman, 2002).

O torque isocinético deve ser avaliado em velocidades lentas (60°/s), moderadas (180°/s) e altas (300°/s) (Davies e Ellenbecker, 2000). Quando o torque é medido em baixas velocidades, os dados obtidos estão mais relacionados com a força muscular e em velocidade rápidas, estão mais relacionados com a potência muscular (Pierre et al., 1984). A força excêntrica é maior que a força concêntrica para a mesma

velocidade e a magnitude do torque gerado depende da velocidade: nas ações concêntricas, quanto maior a velocidade, menor o torque gerado e nas ações excêntricas, quanto maior a velocidade maior o torque obtido (Kaminski e Hartsell, 2002).

Para uma perspectiva científica, o dinamômetro isocinético é considerado o melhor instrumento de medição de torque, por obter parâmetros confiáveis de medida e seus testes permitem avaliar as limitações individuais dinâmicas (Kaminski e Hartsell, 2002).

A maioria dos protocolos realizados no dinamômetro isocinético para avaliar os indivíduos que sofreram entorse de tornozelo, utiliza os testes isocinéticos concêntricos e excêntricos para testar os mm. eversores e inversores do tornozelo, como nos estudos de Kaminski et al. (2003), Willems et al. (2002) e Hartsell e Spaulding (1999). Kaminski et al. (2003) avaliaram 14 indivíduos com história de entorse unilateral e 14 indivíduos sem história de lesão. As velocidades testadas foram 30 e 120°/s, porém não foram encontradas diferenças entre os grupos e entre os lados lesado e não lesado do grupo com histórico de entorse. Willems et al. (2002) avaliaram estudantes de educação física com história de mais de três entorses (14 tornozelos) e outros sem história de entorse (106 tornozelos). As velocidades testadas foram 30°/s (três repetições) e 120°/s (cinco repetições). Foi observada uma diminuição no torque isocinético concêntrico e excêntrico dos mm. eversores, porém sem diferenças para os mm. inversores. Hartsell e Spaulding (1999) avaliaram 10 sujeitos sem história de entorse e 14 sujeitos com instabilidade funcional de tornozelo. Os sujeitos ficavam sentados, com flexão plantar entre 10° e 15° e as velocidades foram 60, 120, 180 e 240°/s, com cinco repetições em cada velocidade.

Os indivíduos com instabilidade apresentaram déficits no torque dos mm. eversores e inversores em ambas as contrações.

Alguns estudos utilizam o teste isométrico, além do teste isocinético concêntrico e excêntrico, para obter mais informações dos sujeitos com história de entorse. Kaminsk et al. (1999) avaliaram o torque de 21 sujeitos com história de entorse unilateral e 21 sujeitos sem história de entorse. O protocolo isocinético concêntrico e excêntrico foi realizado apenas para os mm. eversores, nas velocidades de 30, 60, 90, 120, 150 e 180°/s, com três repetições por velocidade. O protocolo isométrico dos mm. eversores consistiu de três repetições na posição neutra (0°), com 5 segundos de contração. Os autores não observaram diferenças no torque entre os lados do grupo com entorse e nem entre os grupos.

Muitas vezes, os autores realizam apenas o teste isocinético excêntrico dos mm. eversores e inversores do tornozelo, com a justificativa que os indivíduos que sofrem entorse de tornozelo perdem a capacidade de evitar o movimento excessivo do tornozelo por déficits na contração excêntrica. Apesar desta hipótese, Kaminski e Higgins (2004) não encontraram diferenças no torque ao compararem 15 indivíduos com história de entorse e 15 indivíduos sem história de entorse nas velocidades de 30 e 120°/s. Bernier et al. (1997) também não observaram diferenças na comparação entre nove sujeitos com instabilidade funcional unilateral e nove sujeitos sem história de entorse na velocidade de 90°/s.

3. 4. 5 - Atividade eletromiográfica

A atividade muscular dos estabilizadores dinâmicos de uma articulação pode ser analisada por meio da eletromiografia (EMG), que é um método de registro da atividade elétrica muscular através dos disparos de potenciais de ação das unidades motoras (Amadio et al., 1996; Soderberg e Knutsom, 2000). Os eletrodos são utilizados para a captação do sinal elétrico e podem ser do tipo agulha ou fio, quando colocados no interior do m., ou eletrodos de superfície, quando colocados sobre a pele (Araujo, 1998; Soderberg e Knutsom, 2000).

Hermens et al. (2000) sugerem a utilização das normas do SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), que estabelecem procedimentos de colocação de eletrodos e métodos de processamento para a EMG de superfície. O posicionamento recomendado para o eletrodo de detecção é no centro mais proeminente do m. a ser avaliado, enquanto que o eletrodo de referência é colocado em cima de um tecido inativo como tendões ou partes ósseas (Hermens et al., 2000).

A amplitude do potencial de ação é muito pequena, dada em *microvolts*, então é utilizado um amplificador com capacidade de aumentar até 1000 vezes o sinal original. Três eletrodos também são utilizados para uma amplificação diferencial; dois para detecção do sinal e um para referência (Araujo, 1998).

Geralmente, a EMG requer o uso de um conversor analógico-digital, dimensionado para aquisição de sinais biológicos, os quais são enviados ao computador para armazenamento e tratamento dos dados (Amadio et al., 1996). A *Root Mean Square* (RMS) é uma variável bastante utilizada para processar e facilitar

a leitura do sinal eletromiográfico, e está relacionada com a intensidade do sinal (Herzog et al., 1999; Farina e Merletti, 2000).

Poucos estudos utilizam a EMG para avaliar tornozelos instáveis. Brown et al. (2004) avaliaram a amplitude do sinal eletromiográfico de dez atletas com instabilidade funcional de tornozelo e dez atletas sem histórico de lesão. Os mm. testados foram: TA, fibulares, gastrocnêmio lateral e sóleo e a tarefa foi a aterrissagem unipodal. Os autores não observaram diferenças na atividade muscular entre os grupos, com exceção do m. sóleo, que apresentou maior ativação no grupo sem instabilidade do tornozelo.

4 – CASUÍSTICA E MÉTODO

4.1 – CASUÍSTICA

A casuística deste estudo foi composta por atletas do Programa Finasa Esportes das categorias juvenil e infanto-juvenil. Foram selecionadas 32 atletas, gênero feminino, sendo 14 atletas de basquetebol e 18 atletas de voleibol (quadro 1).

Quadro 1 - Características da amostra: idade (anos), esporte, categoria, número de entorses sofridos e tempo desde o primeiro entorse (meses)

Atleta	Idade (anos)	Esporte	Categoria	Número de entorses		Tempo desde o primeiro entorse (meses)	
				D	E	D	E
L.P.S.	17	Basquetebol	Juvenil		1		18
F.C.O.	17	Basquetebol	Juvenil	1		6	
L.S.F.	16	Basquetebol	infanto-juvenil				
J.S.	15	Basquetebol	infanto-juvenil				
N.E.N.L.	16	Basquetebol	infanto-juvenil				
F.G.C.	16	Basquetebol	infanto-juvenil	1	1	24	18
G.M.	15	Basquetebol	infanto-juvenil		1		6
C.S.J.	16	Basquetebol	infanto-juvenil	1		9	
C.S.J	16	Basquetebol	infanto-juvenil	1	1	12	9
J.B.N.	15	Basquetebol	infanto-juvenil				
M.P.S.	16	Basquetebol	infanto-juvenil	1	2	24	6
M.F.S.N.	17	Basquetebol	infanto-juvenil		1		8
A.P.S.P.	16	Basquetebol	infanto-juvenil				
T.M.R.	17	Basquetebol	infanto-juvenil				
F.P.F.	17	Voleibol	Juvenil	1		18	
J.C.	17	Voleibol	Juvenil	1		42	
F.L.K.	17	Voleibol	Juvenil				
B.D.A.	18	Voleibol	Juvenil		1		6
D.C.S.M.	17	Voleibol	Juvenil	1	2	42	30
I.P.	15	Voleibol	infanto-juvenil		1		9
R.S.S.	16	Voleibol	infanto-juvenil		1		6
E.V.B.B.	16	Voleibol	infanto-juvenil				
G.A.O.	16	Voleibol	infanto-juvenil				
D.D.V.A.	16	Voleibol	infanto-juvenil	2	1	6	36
N.M.T.	15	Voleibol	infanto-juvenil		1		12
P.A.M.M.	16	Voleibol	infanto-juvenil	1	1	6	7
S.M.F.	16	Voleibol	infanto-juvenil	3	3	30	30
A.P.C.	16	Voleibol	infanto-juvenil				
J.C.C.	15	Voleibol	infanto-juvenil				
M.D.A.	16	Voleibol	infanto-juvenil		1		36
S.R.A.	15	Voleibol	Infanto-juvenil		1		6
A.B.S.C.	15	Voleibol	Infanto-juvenil	1	1	42	36

A idade média das atletas foi de 16.06 ± 0.8 anos, massa corporal média de 67.63 ± 8.17 kg e estatura média de 177.8 ± 6.47 cm. O número médio de entorses foi de 1.24 ± 0.57 , com uma média de 18.62 ± 12.2 meses desde o primeiro entorse. Os dados individuais das atletas como a massa corporal, a estatura e o tempo de prática esportiva, podem ser observadas no anexo A.

Todas as atletas foram submetidas a uma explanação detalhada do método, e após concordarem, assinaram um termo de consentimento de participação no estudo na condição de voluntária (anexo B).

Em seguida, as atletas passaram por uma avaliação de tornozelo e pé para verificar alterações do membro inferior que impossibilitassem a realização dos testes (anexo C).

A escala de avaliação *American Orthopaedic Foot and Ankle Society - ankle-hindfoot scale* (AOFAS do tornozelo e retropé) foi aplicada para padronização da amostra e para pontuar sobre a presença de dor, alteração da função e alinhamento do tornozelo e retropé (Kitaoka et al., 1994 - anexo D).

As atletas foram classificadas de acordo com o histórico de lesão e foram separadas em dois grupos: grupo Controle, composto por atletas sem história prévia de entorse e/ou falseio de tornozelo e grupo Entorse, composto por atletas com história de entorse com ou sem presença de falseio.

4.1.1 – Critérios de inclusão e exclusão

Para ambos os grupos, os critérios de inclusão foram: atletas de basquetebol e voleibol, nível nove da escala de *Tegner* (Tegner e Lysholm, 1985; Lysholm e

Tegner, 2007 - anexo E), gênero feminino, sem dor retro-maleolar e sem história de cirurgias de membros inferiores. Para o grupo Entorse, além desses critérios, foram incluídas as atletas com episódio de um ou mais entorses há mais de seis meses da data da coleta, com presença ou não de falseio. As atletas com sensação de falseio, sem história de entorse, também não foram incluídas no estudo (quatro tornozelos). Então, 58 tornozelos foram incluídos e distribuídos nos dois grupos: 29 tornozelos no grupo Controle e 29 tornozelos no grupo Entorse.

O critério de exclusão adotado foi dor durante a realização dos testes dinâmicos, o que correspondeu à exclusão de dois tornozelos, um do grupo Controle e um do grupo Entorse.

As atletas foram avaliadas num período normal de treinamento. O treinamento físico das atletas de basquetebol e voleibol tem duração de 4 horas diárias, entre quatro e cinco vezes por semana. Este tempo compreende o treino técnico (2 horas e 30 minutos) e treino de preparação física (1 hora e 30 minutos). No preparo físico estão incluídas as atividades de fortalecimento muscular específico para membros inferiores, musculação, treino de coordenação motora e treinamento sensório-motor.

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo em 08.02.06 (nº 1051/05 - anexo F). O local de realização foi no Laboratório de Movimento Humano da Universidade São Judas Tadeu.

4. 2 – MÉTODO

O método foi composto pelas seguintes etapas: avaliação fotogramétrica do alinhamento do retropé; avaliação eletromiográfica dos mm. FL e TA; avaliação sensório-motora; avaliação do torque passivo e avaliação dinamométrica dos mm. eversores e inversores do tornozelo. A avaliação eletromiográfica foi realizada simultaneamente à avaliação do torque passivo e à avaliação dinamométrica, mas para fins descritivos serão apresentados separadamente.

4. 2. 1 - Avaliação Fotogramétrica do Alinhamento do Retropé

As atletas ficavam em pé e de costas para o pesquisador sobre uma plataforma de metal com base de vidro (56 X 46 cm de largura e altura de 92 cm) para a realização do registro fotográfico do aspecto posterior do tornozelo e pé (figura 1).



Figura 1 - Plataforma para a realização dos registros fotográficos do aspecto posterior do tornozelo e pé

Uma câmera fotográfica digital (SONY®, 7.2 *mega pixels*) foi fixada e nivelada sobre um tripé de 115 cm de altura, com seu eixo óptico perpendicular ao plano sagital. O *zoom* de aproximação para a captação das imagens foi de 2,2 vezes e a distância da câmera até a plataforma foi de 150 cm. Uma régua de metal foi fixada na parede com 31 cm de comprimento para permitir a calibração das imagens.

Os marcadores adesivos foram colocados na região do tendão calcâneo nas seguintes marcações anatômicas: um ponto onde o tendão calcâneo se insere, um ponto na altura média entre os dois maléolos e o outro 3 cm acima (figura 2) (Donatelli et al.; 1999; Sacco et al., 2007).



Figura 2 - Vista posterior de uma das atletas com o posicionamento dos marcadores adesivos no tendão calcâneo

Um programa de computador SAPO® v.0.67 para avaliação postural foi utilizado para o cálculo do alinhamento do retropé. Este sistema permite calibrar a quantidade de *mega pixels* em centímetros e alinhar verticalmente as imagens com o auxílio da régua. Os ângulos eram traçados nas fotos digitais a partir dos marcadores anatômicos, sendo que o vértice foi colocado na marcação central e direcionado para os outros pontos (figura 3).



Figura 3 - Vista posterior de uma das atletas com marcadores adesivos no tendão calcâneo e com a utilização de uma ferramenta do programa de computador SAPO[®] no tornozelo esquerdo

O alinhamento do retropé corresponde ao ângulo suplementar do ângulo medido (diferença entre 180° e o ângulo medido). O alinhamento normal do retropé foi considerado entre 5° e 7° de valgismo, portanto, os valores acima dessa angulação foram considerados como valgo, os valores entre 0° e 4° como retropé neutro e os valores menores que 0° foram considerados varo (Vertullo e Nunley, 2002).

Todos os registros fotográficos e o posicionamento dos marcadores adesivos foram realizados por um único pesquisador.

4. 2. 2 - Avaliação Eletromiográfica dos Músculos Fibular Longo e Tibial Anterior

Os mm. FL e TA foram definidos como representativos dos grupos musculares eversores e inversores respectivamente.

Os eletrodos de superfície foram colocados sobre os mm. FL e TA, após a limpeza da pele com álcool e tricotomia da região proximal e ântero-lateral da perna,

com a atleta na posição sentada. Os eletrodos foram posicionados seguindo as recomendações do SENIAM (*Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles*) (Hermens et al., 2000).

Para o m. FL, os eletrodos foram colocados a um quarto na direção da linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral (figura 4). Para a confirmação do posicionamento foi realizado o teste muscular de eversão com flexão plantar, com a aplicação de uma resistência na borda lateral do pé na direção da dorsiflexão e inversão, além da visualização do sinal eletromiográfico na tela do computador.

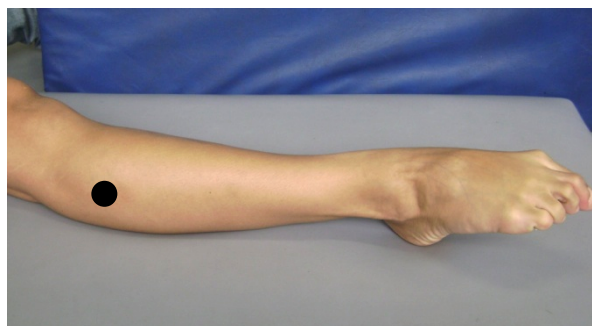


Figura 4 - Ilustração de uma das atletas para indicar a localização do eletrodo no músculo fibular longo

Para o m. TA, os eletrodos foram posicionados no terço proximal da perna, considerado a um terço da linha formada entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial (figura 5). Para a confirmação do posicionamento foi realizado o teste muscular de dorsiflexão e inversão, com a aplicação de uma resistência contra a superfície dorsal do pé no sentido oposto à ação do m., além da visualização do sinal eletromiográfico na tela do computador.

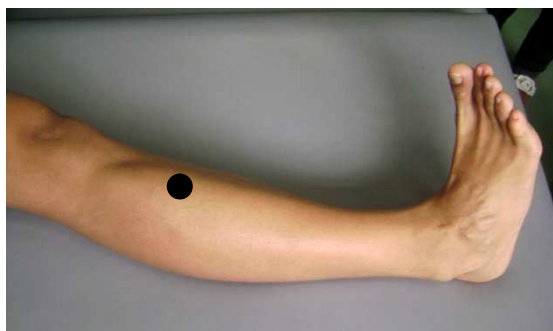


Figura 5 - Ilustração de uma das atletas para indicar a localização do eletrodo no músculo tibial anterior

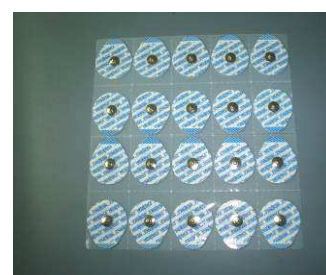
O eletrodo proximal foi colocado sobre o ventre muscular, conforme recomendações do SENIAM, o eletrodo distal foi posicionado 1.5 cm abaixo e o eletrodo de referência foi colocado na tuberosidade da tíbia. O sinal eletromiográfico adquirido foi condicionado por um amplificador diferencial bipolar de oito canais, com eletrodos superficiais tipo Ag / Ag Acl com 4 mm de altura e 9 mm de largura, distanciados 1.5 cm um do outro. O equipamento foi o *Noraxon*[®], operando no sistema *Myosystem*[®] 1400, com um filtro passa-banda de 10 a 500 Hz (figura 6). A frequência de amostragem foi de 1.000 Hz e foi controlada pelo programa de aquisição de dados, *Myoresearch*[®] versão 103.04.



A



B



C

Figura 6 - Sistema para a mensuração da atividade eletromiográfica: A) equipamento *MyoSystem*[®] 1400 B) cabos dos canais de condução C) eletrodos de superfície

Em seguida à colocação dos eletrodos, as atletas realizaram uma caminhada em uma esteira rolante por 5 minutos, com velocidade de 4,5 km/h, para aquecer os mm. dos membros inferiores (Maquet et al., 2005; Holm et al., 2005). A atividade eletromiográfica (AEMG) foi registrada durante todos os protocolos realizados no dinamômetro isocinético, exceto para a avaliação sensório-motora.

O registro da AEMG dos mm. FL e TA foi realizado em todos os testes da avaliação dinamométrica: isométrico, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico. É importante destacar que a análise da AEMG do m. FL foi realizada para o teste isométrico dos mm. eversores, teste isocinético concêntrico durante o movimento de eversão e teste isocinético excêntrico durante o movimento de inversão. Para o m. TA, a análise da AEMG foi realizada para o teste isométrico dos mm. inversores, teste isocinético concêntrico durante o movimento de inversão e teste isocinético excêntrico durante o movimento de eversão.

Após a aquisição dos sinais eletromiográficos, foi criada uma rotina denominada *isoankle* no programa de computador *Matlab 6.5*[®] (anexo G) para a análise do valor RMS (*root mean square*) da AEMG. Os sinais eletromiográficos brutos tiveram a média removida, foram retificados e filtrados com um filtro passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem de 200 Hz.

4. 2. 3 - Avaliação Sensório-Motora

Um dinamômetro isocinético *Biodex*[®] *System 3* foi utilizado para a realização da avaliação sensório-motora. Esse mesmo equipamento foi utilizado para a avaliação do torque passivo e para a realização dos protocolos de torque isocinético e

isométrico. Em todos os protocolos, as atletas permaneciam com uma inclinação do tronco de 40°, quadril e joelho flexionados, de maneira a manter a perna paralela ao solo e com um suporte na coxa. O pé permanecia descalço e apoiado na placa de suporte específico da máquina (figura 7).



Figura 7 - Posicionamento de uma das atletas no dinamômetro isocinético para avaliação dos movimentos de eversão e inversão do tornozelo

Em seguida, o membro inferior foi estabilizado com a colocação de cintos na coxa e pé, para alinhar o eixo ântero-posterior do tornozelo com o eixo mecânico do aparelho.

Para a avaliação sensório-motora, o modo propriocepção ativo do dinamômetro foi utilizado para testar o senso de posição em três posições angulares: 15° de eversão, posição neutra (0°) e 15° de inversão. As atletas permaneciam com os olhos vendados e eram posicionadas passivamente no ângulo alvo por 10 segundos para memorizar a posição (Willems et al., 2002; Hubbard e Kaminski, 2002). Em seguida,

o pesquisador realizava três ciclos de movimento de eversão e inversão e só então era pedido para a atleta localizar o ângulo alvo. Assim que atingissem o ângulo alvo, eram instruídas a pressionar o gatilho de interrupção (*trigger*) do equipamento para o registro do ângulo. As atletas realizaram este processo por três tentativas em cada ângulo alvo, perfazendo um total de 522 tentativas. Para a análise dos dados e interpretação do desempenho do senso de posição, foram calculados os valores de erro absoluto e erro variável.

Para a medida do senso de movimento, o dinamômetro foi programado a iniciar o movimento passivo com baixas velocidades e assim que as atletas percebessem o movimento, foram instruídas a pressionar o gatilho de interrupção o mais rápido possível para o registro do tempo de percepção do movimento. As atletas realizaram duas tentativas nas velocidades de 2, 4 e 10°/s, perfazendo um total de 348 medidas.

4. 2. 4 - Avaliação do Torque Passivo

A avaliação do torque passivo foi realizada em duas fases. Na fase I, o protocolo consistiu de duas repetições dos movimentos passivos de eversão e inversão na ADM máxima de cada atleta, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s, totalizando 696 medidas do torque. Na fase II foi testado apenas o movimento de inversão. O examinador ajustava a máquina sem o pé da atleta, com o máximo de inversão, e reiniciava o mesmo protocolo a partir da posição neutra (Birmingham et al., 1997). As atletas foram instruídas a pressionar o gatilho quando sentissem um desconforto ou estiramento na região lateral do tornozelo durante o arco passivo de inversão (limite tecidual). Após a ativação do gatilho, o movimento era interrompido

e o torque oferecido pela resistência passiva articular era registrado. Na fase II, como foi analisado somente o movimento de inversão, o total de medidas foi de 348. Os dados do pico de torque passivo foram registrados e armazenados pelo programa *Biodex® System 3*.

4. 2. 5 - Avaliação Dinamométrica dos Movimentos de Eversão e Inversão do Tornozelo

As atletas foram avaliadas quanto ao torque isométrico, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico dos mm. eversores e inversores do tornozelo.

No protocolo de avaliação isométrica, as atletas realizaram três contrações de 6 segundos, com o mesmo tempo de repouso, em três posições diferentes (15° de eversão, posição neutra (0°) e 15° de inversão) e o tempo de repouso entre as posições foi de 20 segundos (Kaminski e Hartsell, 2002). Este protocolo foi realizado para os mm. eversores e inversores, perfazendo um total de 1044 medidas.

O protocolo isométrico foi realizado antes dos outros protocolos de torque, pois os valores máximos foram registrados e utilizados como valores de referência para a programação do protocolo de contração isocinética excêntrica.

O protocolo de avaliação isocinética consistiu de contração concêntrica e excêntrica dos mm. eversores e inversores. Foram realizadas cinco repetições de eversão e inversão nas velocidades de 60, 180 e 300°/s, com um tempo de repouso de 30 segundos entre as velocidades (Aydog et al., 2004; Willems et al., 2002). O total de medidas registradas foi de 1740 por protocolo isocinético, considerando os mm. eversores e inversores do tornozelo.

O limiar de torque para o teste excêntrico foi calculado individualmente e foi igual ou 20% maior que o pico de torque gerado durante o protocolo de contração isométrica, independente da variação angular. Este cálculo foi realizado, pois se o torque gerado pelo indivíduo for menor que 10% ou maior que 100% do limiar pré-estabelecido, o dinamômetro pode travar e o teste não pode ser executado. Além disso, para evitar desconforto durante os testes excêntricos, o arco de movimento foi limitado antes dos últimos 5° de eversão ou inversão máxima de cada atleta, dependendo do grupo muscular a ser testado.

Os dados sobre os valores de pico de torque isométrico, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico foram registrados e armazenados pelo programa *Biodex*[®] *System 3*. Todos os testes de força foram realizados sob comando verbal e estímulo visual com o posicionamento da tela do computador dentro do campo visual das atletas.

4. 2. 6 - Sincronização dos Procedimentos

Antes de iniciar os testes, as atletas realizavam um breve treinamento para aprender os movimentos a serem testados e para sincronizar o início do movimento com o início da coleta de EMG e do dinamômetro, a partir dos comandos do pesquisador.

A sincronização da coleta foi feita com um canal de interface que faz a conexão do *Biodex*[®] com as entradas do módulo de aquisição de sinais *Myosystem*[®] 1400 (figura 8). Desta forma, o programa de computador *Myoresearch*[®] realizava a aquisição tanto do sinal eletromiográfico, como dos sinais oriundos do dinamômetro isocinético (figura 9).

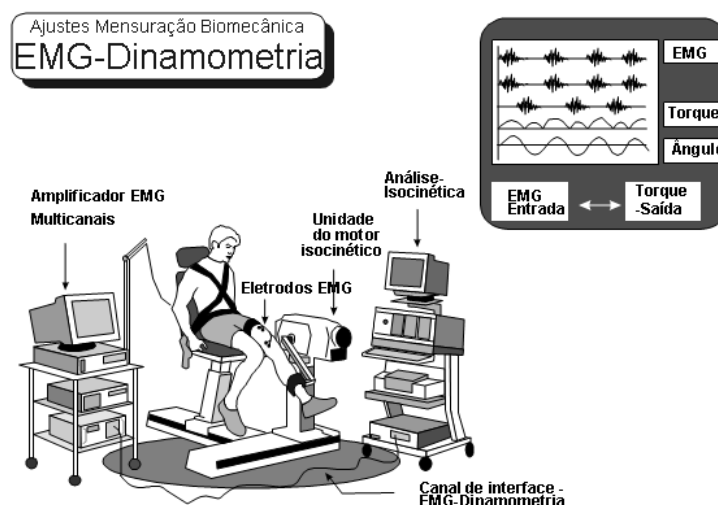


Figura 8 - Representação de uma situação de coleta sincronizada do sinal eletromiográfico e do sinal do dinamômetro isocinético

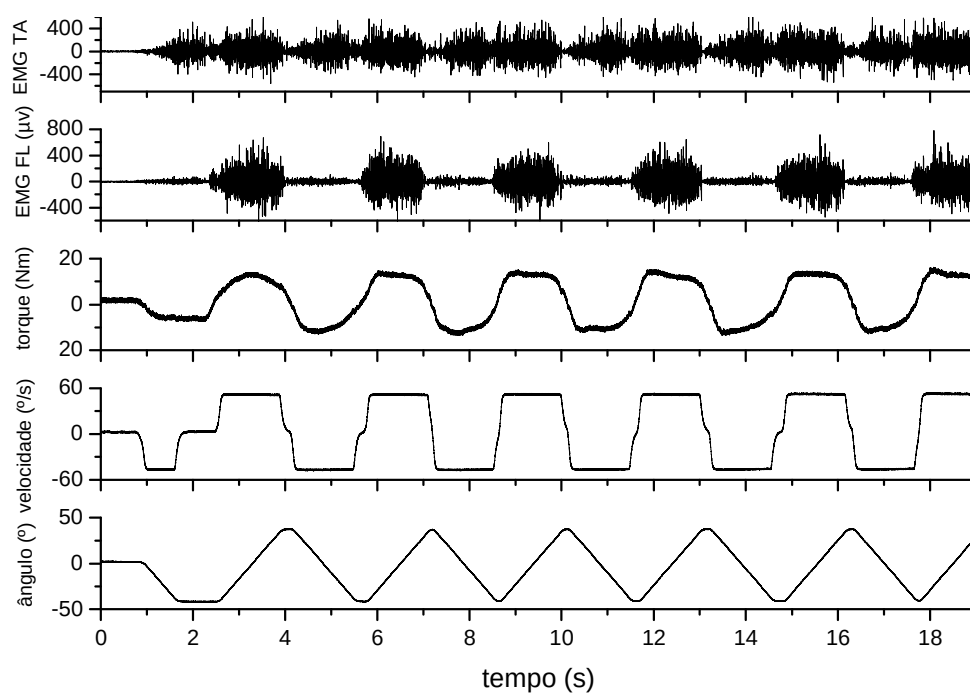


Figura 9 - Representação dos sinais obtidos em uma coleta sincronizada de uma das atletas, no teste isocinético concêntrico dos músculos eversores e inversores, na velocidade de 60°/s. De cima para baixo, estão representadas as curvas da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior, a curva da atividade eletromiográfica do músculo fibular longo, torque isocinético, velocidade angular e da variação angular, respectivamente

4. 2. 7 - Análise Estatística

Para análise estatística foi utilizado o programa *Statistica*[®] 99, no qual foi realizada análise de variância (ANOVA) de dois e três fatores, dependendo da situação. Quando as condições acima citadas foram diferentes, foi realizada a análise múltipla através do teste *post hoc Tukey HSD*. O nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$). Os resultados com diferenças estatísticas significativa foram identificados com “*” e aqueles sem diferenças significativas por “NS”.

5 – RESULTADOS

A escala de avaliação AOFAS do tornozelo e retropé foi aplicada e obteve uma média de 92.21 ± 7 pontos. Esta pontuação indica que as atletas não apresentam dor, mas quando presente a dor foi considerada mínima, não apresentam limitações funcionais e possuem alterações do alinhamento do retropé (quadro 2).

Quadro 2 - Pontuação da escala de avaliação AOFAS do tornozelo e retropé, com os dados individuais sobre a dor, função, alinhamento e a soma total

Atleta	Dor (40)	Função (50)	Alinhamento (10)	TOTAL
L.P.S.	40	50	5	95
F.C.O.	40	50	5	95
L.S.F.	40	50	5	95
J.S.	40	50	5	95
N.E.N.L.	40	50	5	95
F.G.C.	30	50	0	80
G.M.	40	50	5	95
C.S.J.	40	50	5	95
C.S.J	40	50	10	100
J.B.N.	30	50	0	80
M.P.S.	30	50	0	80
M.F.S.N.	30	50	0	80
A.P.S.P.	40	50	5	95
T.M.R.	40	50	5	95
F.P.F.	40	50	5	95
J.C.	40	48	5	93
F.L.K.	40	50	5	95
B.D.A.	30	50	0	80
D.C.S.M.	30	50	0	80
I.P.	40	50	5	95
R.S.S.	40	48	5	93
E.V.B.B.	40	50	5	95
G.A.O.	40	50	10	100
D.D.V.A.	40	50	5	95
N.M.T.	40	50	5	95
P.A.M.M.	40	50	5	95
S.M.F.	40	50	10	100
A.P.C.	40	50	5	95
J.C.C.	40	50	10	100
M.D.A.	30	50	0	80
S.R.A.	40	50	5	95
A.B.S.C.	40	50	5	95

5. 1 - Avaliação Fotogramétrica do Alinhamento do Retropé

A tabela 1 mostra a distribuição dos tornozelos das atletas de basquetebol e voleibol nos grupos Controle e Entorse de acordo com o alinhamento dos retropés.

Tabela 1 - Número de tornozelos das atletas de basquetebol e voleibol nos grupos Controle e Entorse de acordo com o alinhamento do retropé

<i>Alinhamento do Retropé</i>	<i>Grupos</i>	
	Controle	Entorse
Normal	11 tornozelos	9 tornozelos
Neutro	16 tornozelos	7 tornozelos
Valgo	2 tornozelos	13 tornozelos
TOTAL	29 tornozelos	29 tornozelos

Os resultados encontrados para os valores do ângulo de alinhamento do retropé na ANOVA de dois fatores (tipo de pé x grupo) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,52)}=77,61$; $p<0.0001$), porém não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes os grupos ($F_{(1,52)}=1,06$; $p=0.3$). O teste *post hoc Tukey HSD* mostrou que os valores de ângulo limite para caracterizar o tipo de pé são diferentes entre si e os grupos são homogêneos (tabela 2 - anexo H).

Tabela 2 - Média e desvio padrão dos valores do ângulo de alinhamento do retropé para os grupos Controle e Entorse

<i>Grupos</i>	<i>Alinhamento do Retropé (graus °)</i>		
	Normal	Neutro	Valgo
Controle	6 $\pm$ 0.6	2.8 $\pm$ 1.2	8.5 $\pm$ 1.6
Entorse	5.4 $\pm$ 0.3	2 $\pm$ 0.9	8.7 $\pm$ 1.8

ANOVA - *post hoc Tukey HSD*

($F=77,61$; $p<0.0001$)

5. 2 - Avaliação Sensório-Motora

5. 2. 1 – Senso de posição - Erro Absoluto

Os resultados encontrados para o erro absoluto do senso de posição na ANOVA de dois fatores (grupo x tipo de pé) não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,172)}=0,1$; $p=0,99$) e nem para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,171)}=0,27$; $p=0,76$).

5. 2. 1. 1 – Erro Absoluto do Senso de Posição - Fator Grupo

A figura 10 mostra a média e o desvio padrão dos valores do erro absoluto obtidos nas 522 medidas para o senso de posição dos grupos Controle e Entorse, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°). Não foram observadas diferenças significativas entre os diferentes grupos.

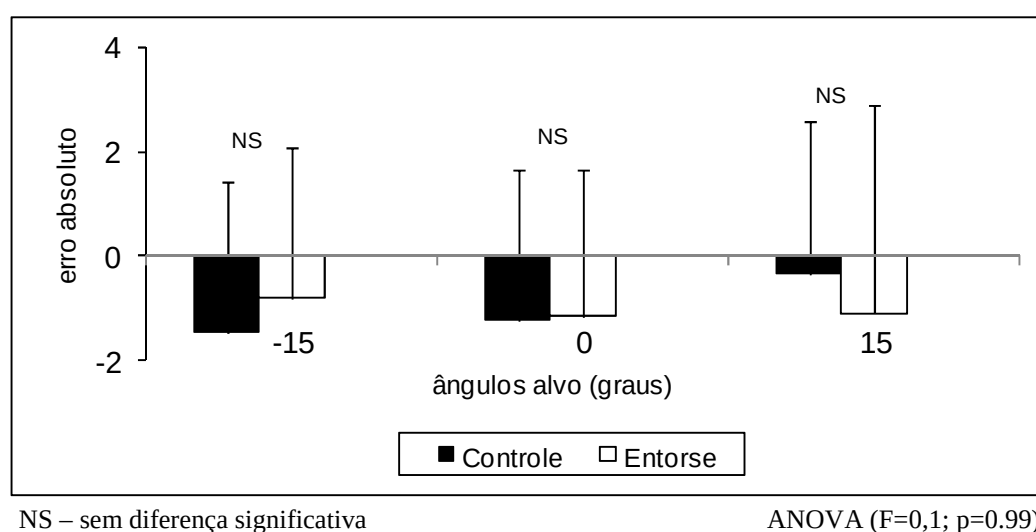


Figura 10 - Média e desvio padrão dos valores do erro absoluto obtidos para o senso de posição dos grupos Controle e Entorse, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas=522)

5. 2. 1. 2 – Erro Absoluto do Senso de Posição - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 11 mostra a média e o desvio padrão dos valores do erro absoluto obtidos nas 522 medidas para o senso de posição nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°). Não foram observadas diferenças significativas entre os diferentes alinhamentos do retropé.

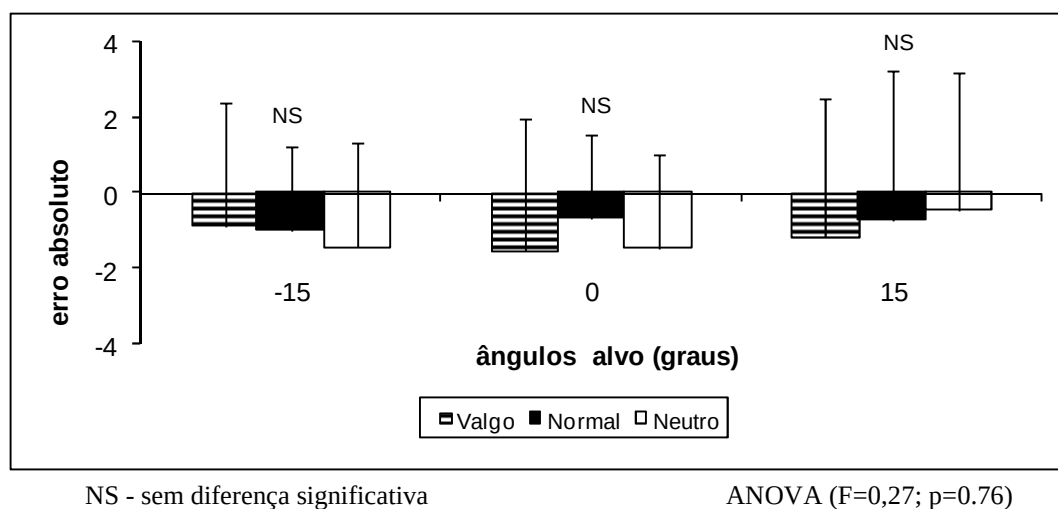


Figura 11 - Média e desvio padrão dos valores do erro absoluto obtidos para o senso de posição nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas=522)

5. 2. 2 – Senso de Posição - Erro Variável

Os resultados encontrados para o erro variável do senso de posição na ANOVA de dois fatores (grupo x tipo de pé) não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,172)}=0,45$; $p=0.5$) e nem para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,171)}=0,52$; $p=0.59$).

5. 2. 2. 1 – Erro Variável do Senso de Posição - Fator Grupo

A figura 12 mostra a média e o desvio padrão dos valores do erro variável obtidos nas 522 medidas para o senso de posição dos grupos Controle e Entorse, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°). Não foram observadas diferenças significativas entre os diferentes grupos.

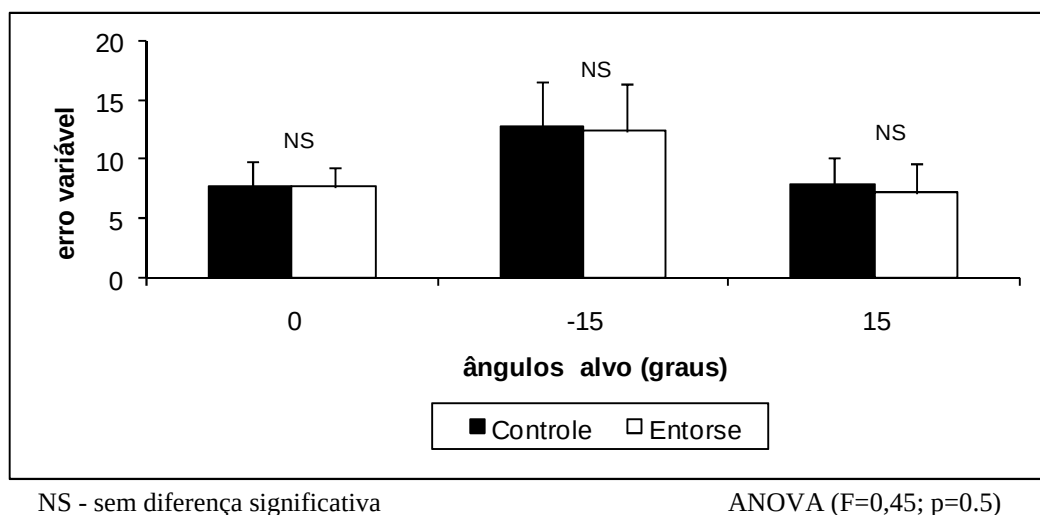


Figura 12 - Média e desvio padrão dos valores do erro variável obtidos para o senso de posição dos grupos Controle e Entorse, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas=522)

5. 2. 2. 2 – Erro variável do Senso de Posição - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 13 mostra a média e o desvio padrão dos valores do erro variável obtidos nas 522 medidas para o senso de posição nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°). Não foram observadas diferenças significativas entre os diferentes alinhamentos do retropé.

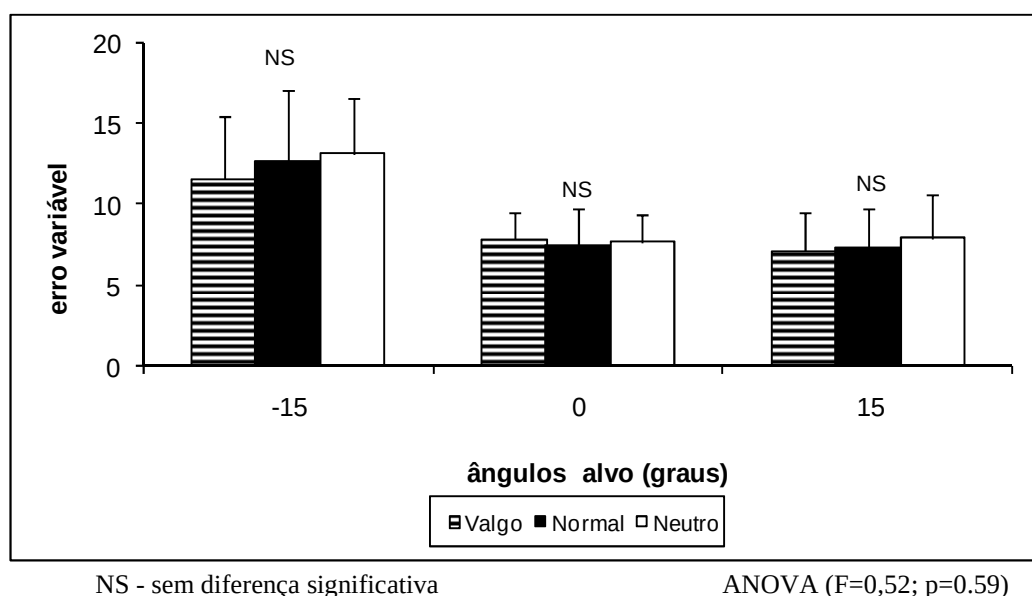


Figura 13 - Média e desvio padrão dos valores do erro variável obtidos para o senso de posição nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, nos ângulos alvo de inversão (-15°), posição neutra (0°) e eversão (15°) (número de medidas =522)

5. 2. 3 – Senso de movimento

Os resultados encontrados para o tempo de percepção do movimento na ANOVA de dois fatores (grupo x tipo de pé) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,346)}=8,10$; $p=0.004$) e para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,345)}=4,18$; $p=0.01$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o tempo de percepção foi maior no grupo Entorse e nas atletas com retropés valgos.

5. 2. 3. 1 – Senso de movimento - Fator Grupo

A figura 14 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 348 medidas do tempo de percepção do movimento dos grupos Controle e Entorse, nas velocidades de 2, 4 e 10°/s. O tempo de percepção do movimento foi maior no grupo Entorse quando comparado ao grupo Controle.

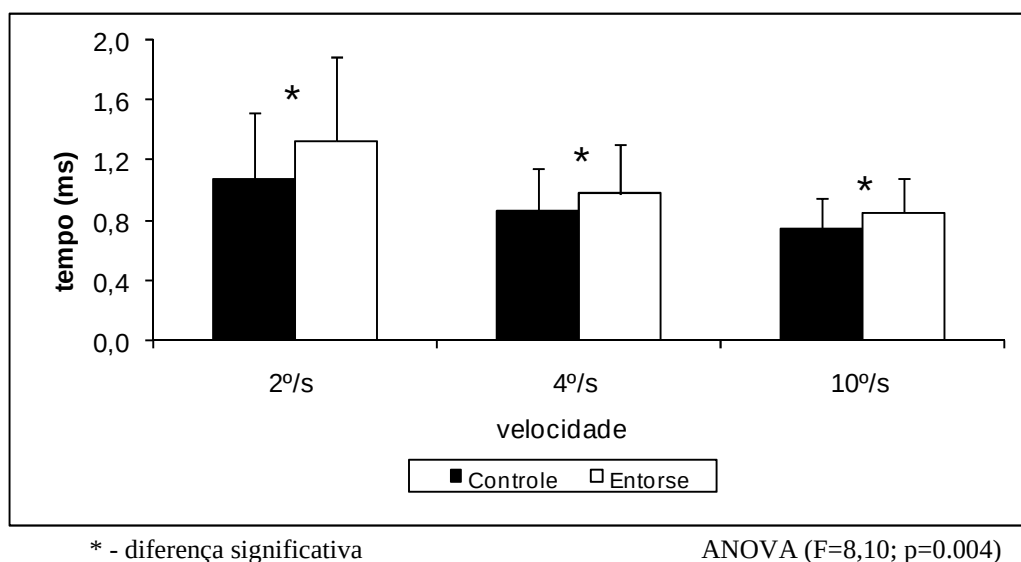
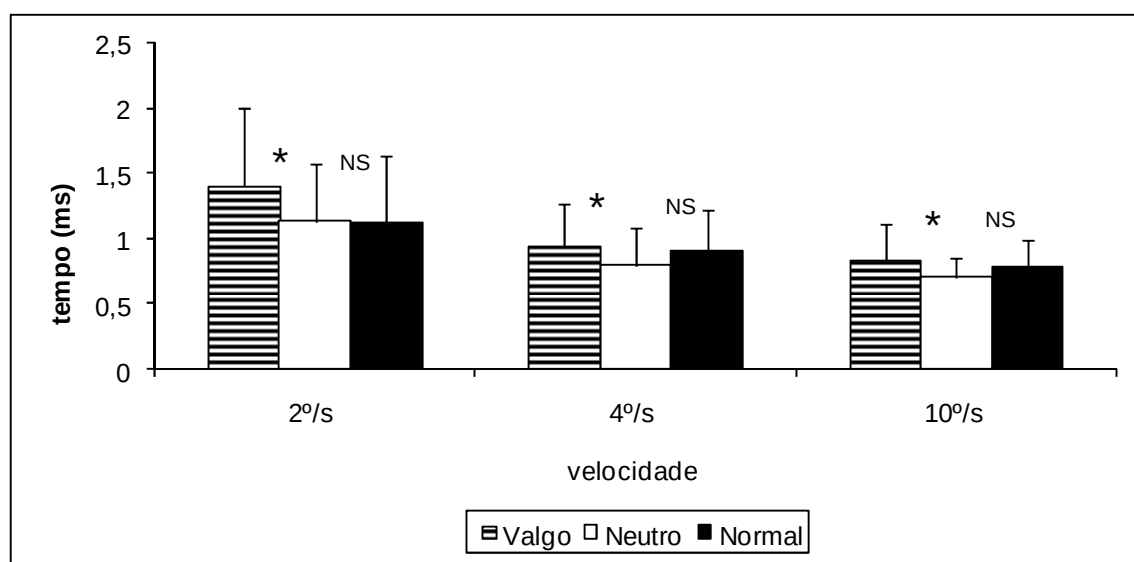


Figura 14 - Média e desvio padrão do tempo de percepção de movimento dos grupos Controle e Entorse, nas velocidades de 2°/s ($p=0.002^*$), 4°/s ($p=0.01^*$) e 10°/s ($p=0.01^*$) (número de medidas=348)

5. 2. 3. 2 – Senso de movimento - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 15 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 348 medidas do tempo de percepção do movimento nas atletas com retropés valgos, neutros e normais, nas velocidades de 2, 4 e 10°/s. O tempo de percepção do movimento foi maior nas atletas com retropés valgos quando comparados aos neutros.



* - diferença significativa
NS - sem diferença significativa

ANOVA (F=4,18; p=0.01)

Figura 15 - Média e desvio padrão do tempo de percepção do movimento nas atletas com retropés valgos, neutros e normais, nas velocidades de 2°/s ($p=0.001^*$), 4°/s ($p=0.03^*$) e 10°/s ($p=0.03^*$) (número de medidas=348)

5. 3 - Avaliação do Torque Passivo

Os dados do torque durante o movimento passivo foram obtidos no instante em que as atletas atingiam a amplitude máxima de eversão e inversão, que com frequência correspondeu ao pico de torque.

5. 3. 1 – Fase I

A fase I do protocolo refere-se à avaliação do torque no final dos movimentos passivos de eversão e inversão.

Os resultados encontrados para o torque passivo na ANOVA de três fatores (grupo x tipo de pé x movimento) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,694)}=44,62;p<0.0001$) e para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,693)}=5,92; p=0.002$), porém não apresentaram diferenças estatísticas para os movimentos analisados ($F_{(1,694)}=0,76;p=0.38$). O teste *post hoc Tukey HSD* mostrou que o torque passivo foi maior no grupo Controle e nas atletas com retropés neutros.

5. 3. 1. 1 – Fase I - Fator Grupo

A figura 16 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 696 medidas do pico de torque passivo dos grupos Controle e Entorse, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s. O torque passivo foi maior no grupo Controle, considerando os movimentos de eversão e inversão.

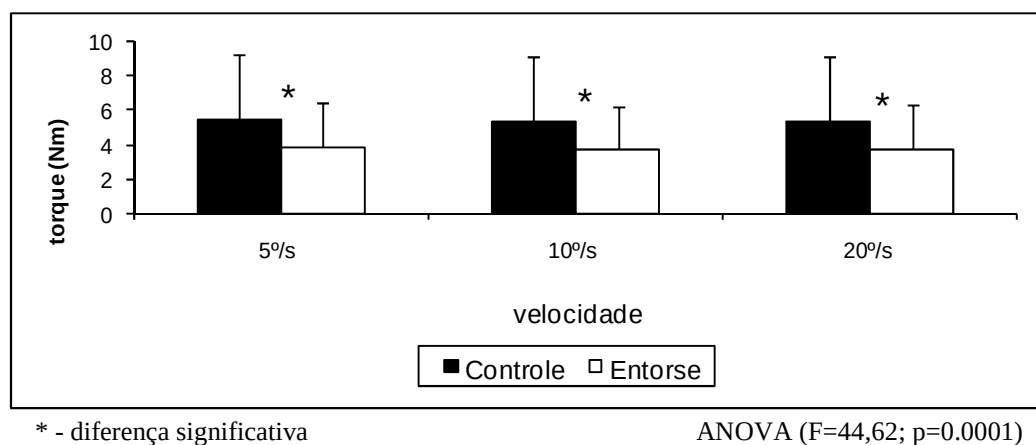
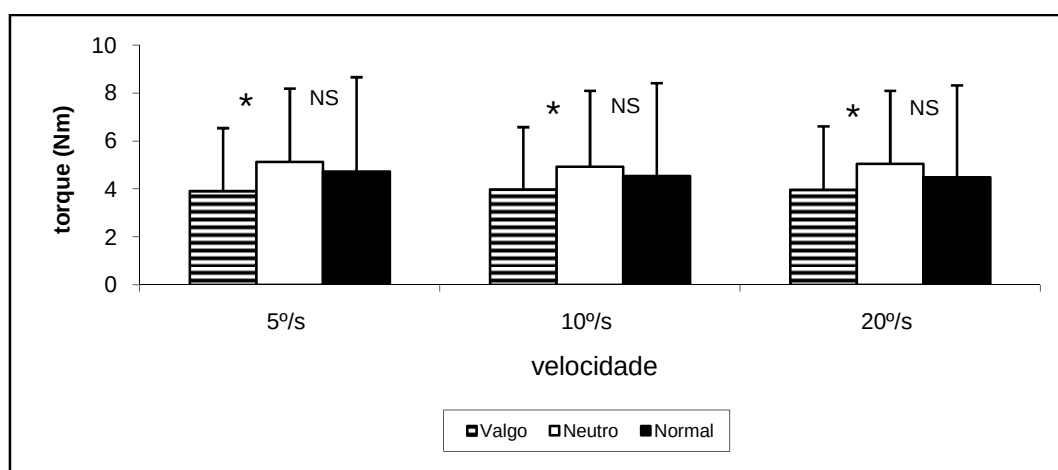


Figura 16 - Média e desvio padrão do pico de torque passivo dos grupos Controle e Entorse, obtidos nas velocidades de 5°/s ($p=0.001^*$), 10°/s ($p=0.002^*$) e 20°/s ($p=0.001^*$), considerando os movimentos de eversão e inversão (número de medidas=696)

5. 3. 1. 2 – Fase I - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 17 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 696 medidas do pico de torque passivo nas atletas com retropés valgos, neutros e normais, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s. O torque passivo foi maior nas atletas com retropés neutros quando comparadas às atletas com retropés valgos, considerando os movimentos de eversão e inversão.



* - diferença significativa
NS - sem diferença significativa

ANOVA (F=5,92; p=0.002)

Figura 17 - Média e desvio padrão do pico de torque passivo nas atletas com retropés valgos, neutros e normais, obtido nas velocidades de 5°/s ($p=0.01^*$), 10°/s ($p=0.02^*$) e 20°/s ($p=0.01^*$), considerando os movimentos de eversão e inversão (número de medidas=696)

5. 3. 1. 3 – Fase I - Fator Movimento

A figura 18 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 696 medidas do pico de torque passivo dos movimentos de inversão e eversão, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s. Não foram observadas diferenças significativas entre os movimentos de inversão e eversão, considerando os grupos Controle e Entorse.

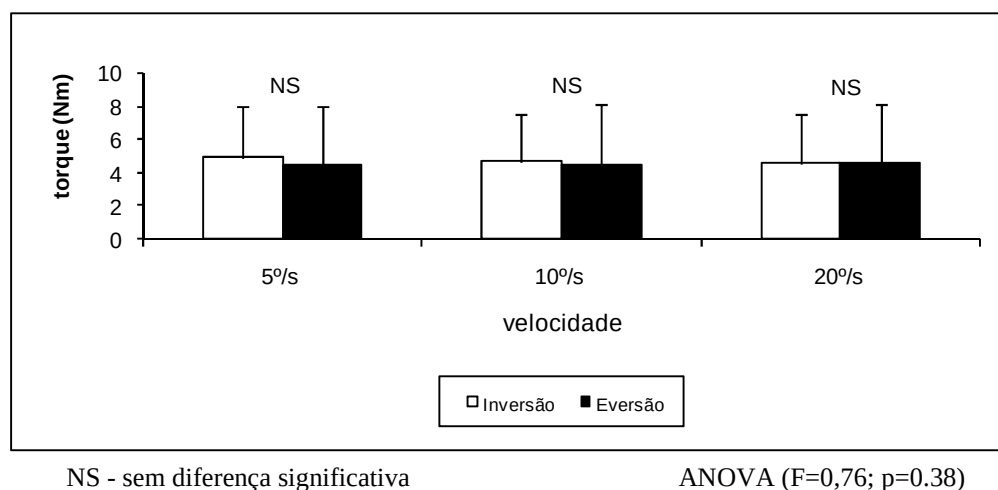


Figura 18 - Média e desvio padrão do pico de torque passivo dos movimentos de inversão e eversão, obtidos nas velocidades de 5, 10 e 20°/s (número de medidas=696)

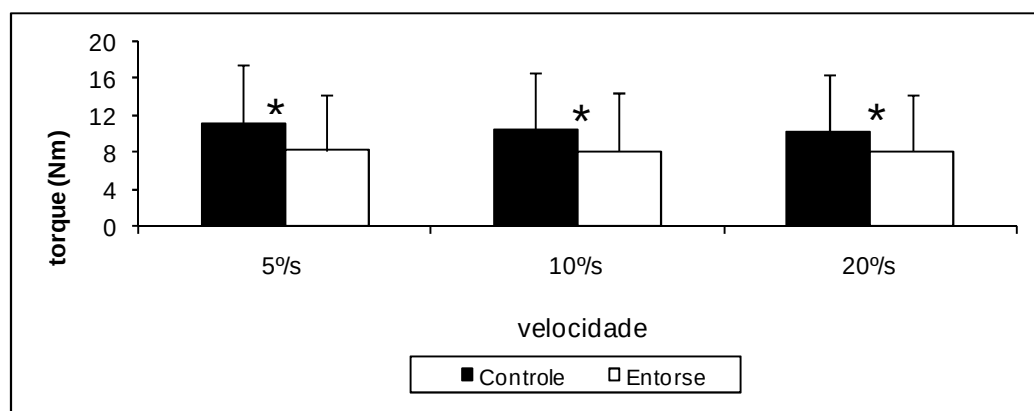
5. 3. 2 – Fase II

A fase II do protocolo refere-se apenas ao movimento passivo de inversão, onde o ajuste do equipamento ocorreu no limite tecidual e o torque foi registrado na amplitude máxima permitida pelas atletas.

Os resultados encontrados para o torque passivo de inversão na ANOVA de dois fatores (grupo x tipo de pé) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,346)}=12,19; p=0.0005$) e para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,345)}=11,66; p=0.0001$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o torque passivo foi maior no grupo Controle e nas atletas com retropés neutros.

5. 3. 2. 1 – Fase II - Fator Grupo

A figura 19 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 348 medidas do torque passivo de inversão dos grupos Controle e Entorse, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s. O torque passivo foi maior no grupo Controle quando comparado ao grupo Entorse.



* - diferença significativa

ANOVA (F=12,19; p=0.0005)

Figura 19 - Média e desvio padrão do torque passivo de inversão dos grupos Controle e Entorse, obtidos nas velocidades de 5°/s ($p=0.01^*$), 10°/s ($p=0.02^*$) e 20°/s ($p=0.03^*$) (número de medidas=348)

5. 3. 2. 2 – Fase II - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 20 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 348 medidas do torque passivo de inversão nas atletas com retropés normais, neutros e valgos, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s. As atletas com retropés neutros obtiveram um torque passivo maior, quando comparadas às atletas com retropés normais e valgos.

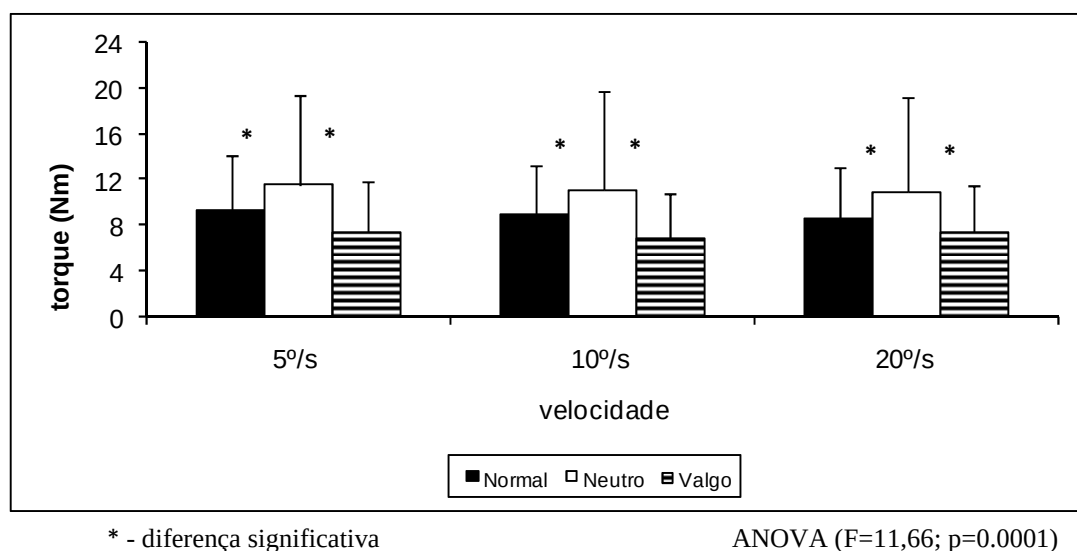


Figura 20 - Média e desvio padrão do torque passivo de inversão nas atletas com retropés normais, neutros e valgos, nas velocidades de 5°/s ($p=0.01^*$, $p=0.001^*$), 10°/s ($p=0.01^*$, $p=0.001^*$) e 20°/s ($p=0.02^*$, $p=0.002^*$) (número de medidas=348)

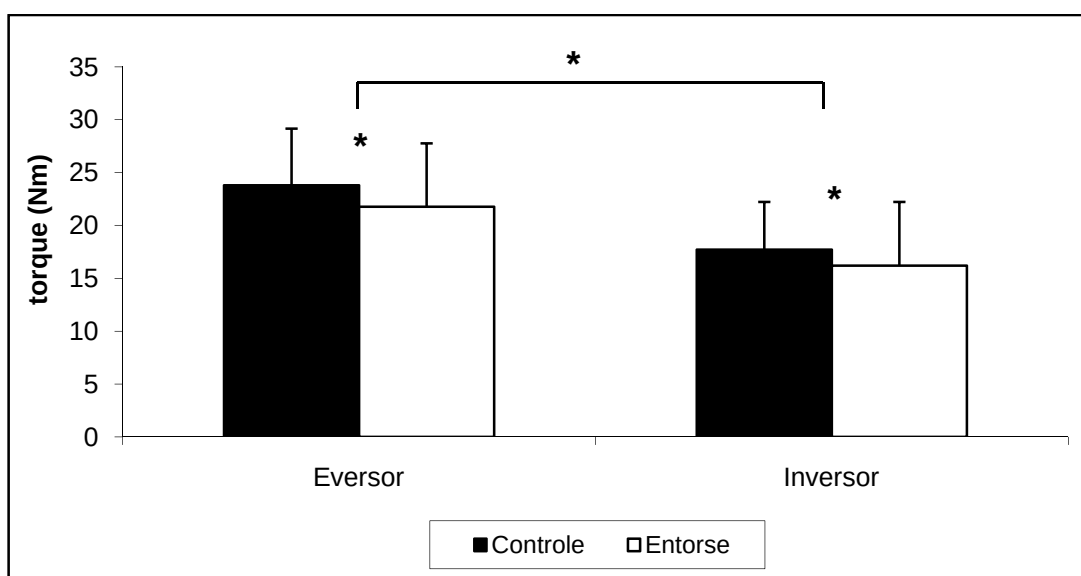
5. 4 - Avaliação Dinamométrica dos Movimentos de Eversão e Inversão do Tornozelo

5. 4. 1 – Pico de Torque Isométrico

Os resultados encontrados para o pico de torque isométrico na ANOVA de três fatores (grupo x tipo de pé x grupo muscular) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,1042)}=8,14$; $p=0.004$), para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,1041)}=3,74$; $p=0.02$) e para os grupos musculares testados ($F_{(1,1042)}=313,22$; $p=0.0001$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o pico de torque isométrico foi menor no grupo Entorse, nas atletas com retropés neutros e para o grupo muscular inversor.

5. 4. 1. 1 – Pico de Torque Isométrico - Fator Grupo e Grupo Muscular

A figura 21 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1044 medidas do pico de torque isométrico eversor e inversor dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as posições angulares. O pico de torque isométrico foi menor no grupo Entorse, independente do grupo muscular testado. Além disso, os mm. eversores geraram maior torque que os mm. inversores.



* - diferença significativa

ANOVA (F=8,14; p=0.004) entre grupos
ANOVA (F=313,22; p=0.0001) entre grupos musculares

Figura 21 - Média e desvio padrão do pico de torque isométrico dos músculos eversores (p=0.001*) e inversores (p=0.005*) dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044), p=0.0001* entre grupos musculares

5. 4. 1. 2 – Pico de Torque Isométrico - Fator Alinhamento do retopé

A figura 22 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1044 medidas do pico de torque isométrico eversor e inversor nas atletas com retopés valgos, normais e neutros, considerando todas as posições angulares. O pico de torque isométrico foi menor nas atletas com alinhamento neutro do retopé quando comparadas às atletas com alinhamento normal, independente do grupo muscular testado.

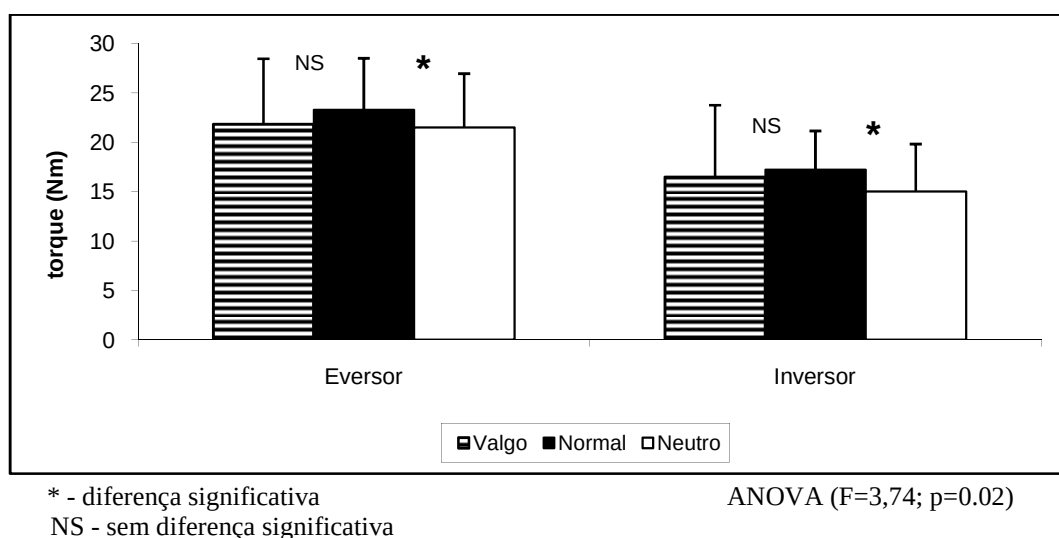


Figura 22 - Média e desvio padrão do pico de torque isométrico dos músculos eversores ($p=0.04^*$) e inversores ($p=0.03^*$) nas atletas com retopés valgos, normais e neutros, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044)

5. 4. 2 – Pico de Torque Isocinético Concêntrico

Os resultados encontrados para o pico de torque isocinético concêntrico na ANOVA de três fatores (grupo x tipo de pé x movimento) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,1697)}=8,7$; $p=0.003$), para os diferentes alinhamentos do retopé ($F_{(2,1696)}=13$; $p=0.0001$) e para os movimentos testados ($F_{(1,1697)}=9,22$; $p=0.002$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o pico de torque isocinético concêntrico foi menor no grupo Entorse, nas atletas com retopés neutros e para o grupo muscular inversor.

5. 4. 2. 1 – Pico de Torque Isocinético Concêntrico - Fator Grupo e Grupo Muscular

A figura 23 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas do pico de torque isocinético concêntrico durante os movimentos de eversão e inversão dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades testadas. O pico de torque isocinético concêntrico foi menor no grupo Entorse e durante o movimento de inversão.

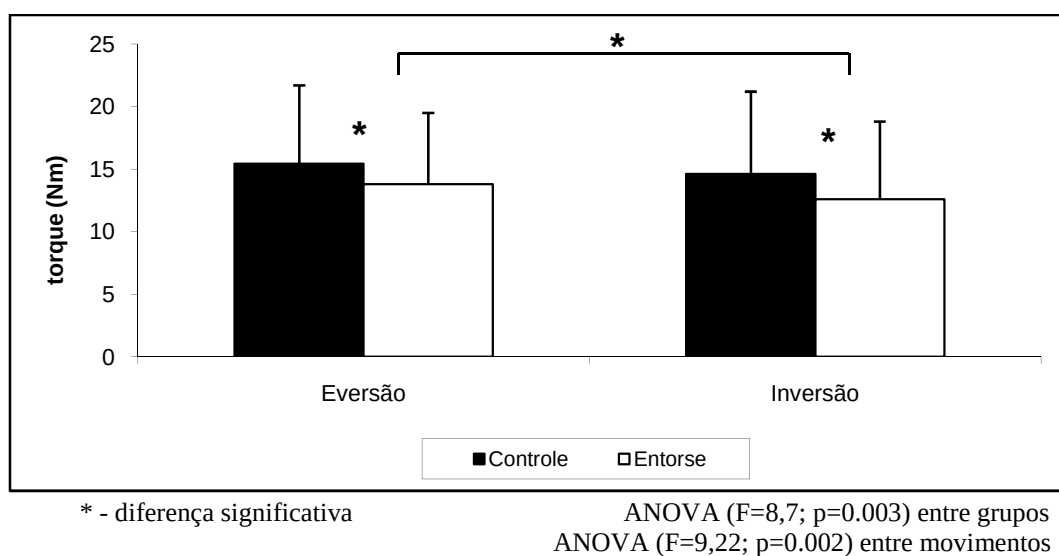


Figura 23 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético concêntrico durante os movimentos de eversão ($p=0.02^*$) e inversão ($p=0.01^*$) dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), $p=0.002^*$ entre movimentos

5. 4. 2. 2 – Pico de Torque Isocinético Concêntrico - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 24 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas do pico de torque isocinético concêntrico durante os movimentos de eversão e inversão nas atletas com retropés normais, neutros e valgos, considerando todas as velocidades testadas. O pico de torque isocinético concêntrico foi menor nas atletas com retropés neutros, quando comparado às atletas com retropés normais e valgos.

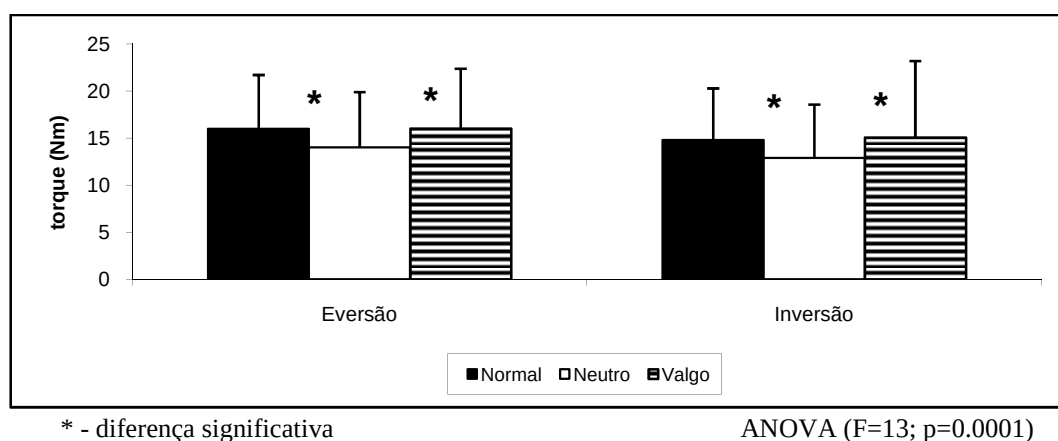


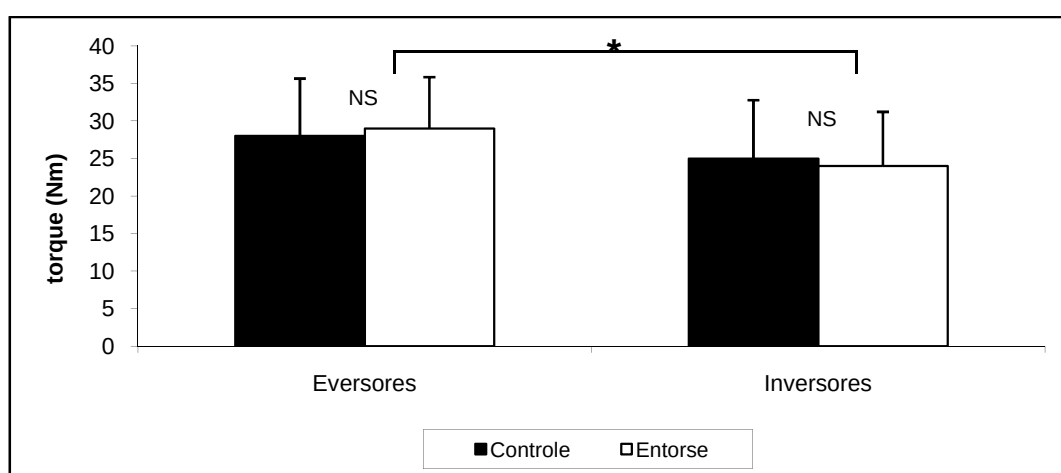
Figura 24 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético concêntrico durante os movimentos de eversão ($p=0.004^*$) e inversão ($p=0.002^*$) nas atletas com alinhamento normal do retropé, retropés neutros e valgos, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740)

5. 4. 3 – Pico de Torque Isocinético Excêntrico

Os resultados encontrados para o pico de torque isocinético excêntrico na ANOVA de três fatores (grupo muscular x tipo de pé x grupo) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos musculares ($F_{(1,1669)}=69,01$; $p=0.00001$), para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,1668)}=13,20$; $p=0.00001$), porém não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,1669)}=0,96$; $p=0.32$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o pico de torque isocinético excêntrico foi maior para os mm. eversores e nas atletas com retropés valgos.

5. 4. 3.1 – Pico de Torque Isocinético Excêntrico - Fator Grupo e Grupo Muscular

A figura 25 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas do pico de torque isocinético durante a contração excêntrica dos mm. eversores e inversores dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades testadas. O pico de torque isocinético excêntrico eversor foi maior que o pico de torque inversor, mas não foram encontradas diferenças entre os grupos Controle e Entorse.



* - diferença significativa

NS - sem diferença significativa

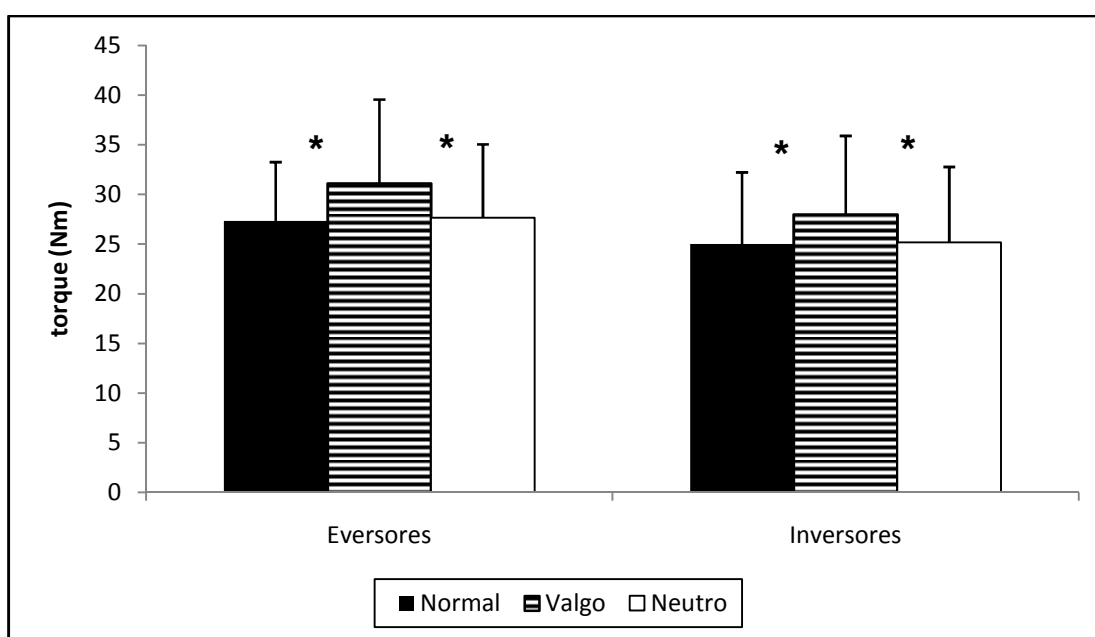
ANOVA ($F=69,01$; $p=0.00001$) entre grupos musculares

ANOVA ($F=0,96$; $p=0.32$) entre grupos

Figura 25 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético excêntrico dos músculos eversores e inversores dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), $p=0.00001^*$ entre grupos musculares

5. 4. 3.2 – Pico de Torque Isocinético Excêntrico - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 26 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas do pico de torque isocinético durante a contração excêntrica dos mm. eversores e inversores nas atletas com alinhamento normal do retropé, retropés valgos e neutros, considerando todas as velocidades testadas. O pico de torque isocinético excêntrico foi maior nas atletas com retropés valgos e não há diferença entre retropés normais e neutros.



* - diferença significativa

ANOVA (F=13,2; p=0.00001)

Figura 26 - Média e desvio padrão do pico de torque isocinético excêntrico dos músculos eversores ($p=0.00001^*$) e inversores ($p=0.02^*$) nas atletas com alinhamento normal do retropé, retropés valgos e neutros, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740)

5. 5 - Avaliação Eletromiográfica dos Músculos Fibular longo e Tibial Anterior

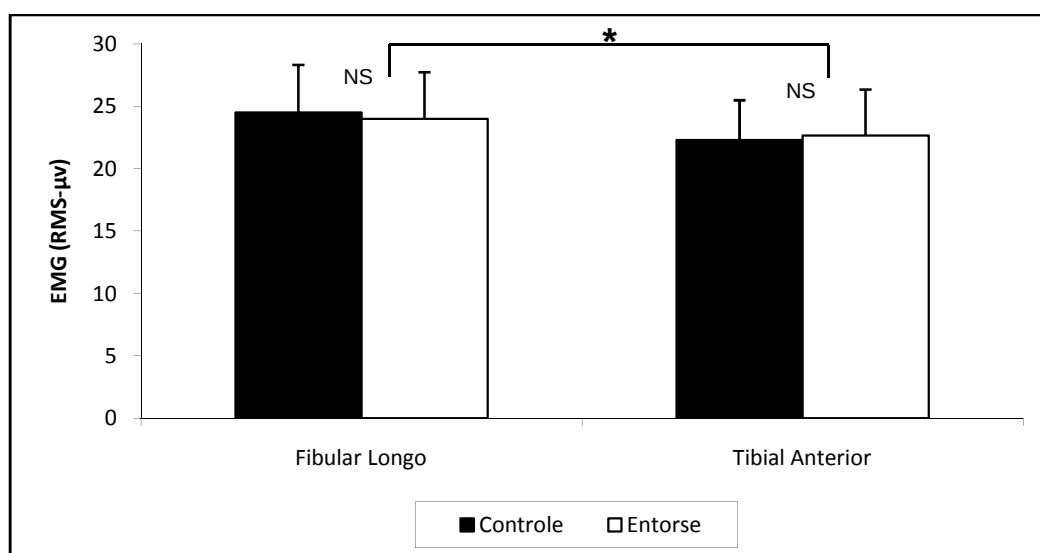
A AEMG dos mm. FL e TA foi registrada simultaneamente à realização dos protocolos desenvolvidos no dinamômetro isocinético, exceto para a avaliação sensório-motora. A análise da AEMG durante a avaliação do torque passivo foi considerada ausente, pois indicou uma atividade elétrica muito baixa para ambos os mm.. A análise da AEMG dos mm. FL e TA durante avaliação dinamométrica dos movimentos de eversão e inversão foi realizada em todos os testes: isométrico, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico.

5. 5. 1 - No teste isométrico

Os resultados encontrados para a AEMG dos mm. FL e TA durante o teste isométrico na ANOVA de três fatores (músculo x grupo x tipo de pé) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes músculos ($F_{(1,1042)}=10,51$; $p=0.001$), porém não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,1042)}=0,63$; $p=0.42$) e nem para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,1041)}=1,3$; $p=0.06$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que a AEMG do m. FL foi maior que a AEMG do m. TA durante o teste isométrico.

5. 5. 1. 1. – No teste isométrico - Fator Músculo e Grupo

A figura 27 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1044 medidas da AEMG dos mm. FL e TA, durante o teste isométrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as posições angulares. A AEMG do m. FL foi maior que a AEMG do m. TA e não há diferenças entre os grupos Controle e Entorse.



* - diferença significativa
NS - sem diferença significativa

ANOVA ($F=10,51$; $p=0.001$) entre músculos
ANOVA ($F=0,63$; $p=0.42$) entre grupos

Figura 27 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo e músculo tibial anterior durante o teste isométrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044), $p=0.001^*$ entre músculos

5. 5. 1. 2 - No teste isométrico - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 28 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1044 medidas da AEMG dos mm. FL e TA, durante o teste isométrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as posições angulares. Não foram observadas diferenças na AEMG dos mm. FL e TA para os diferentes alinhamentos do retropé.

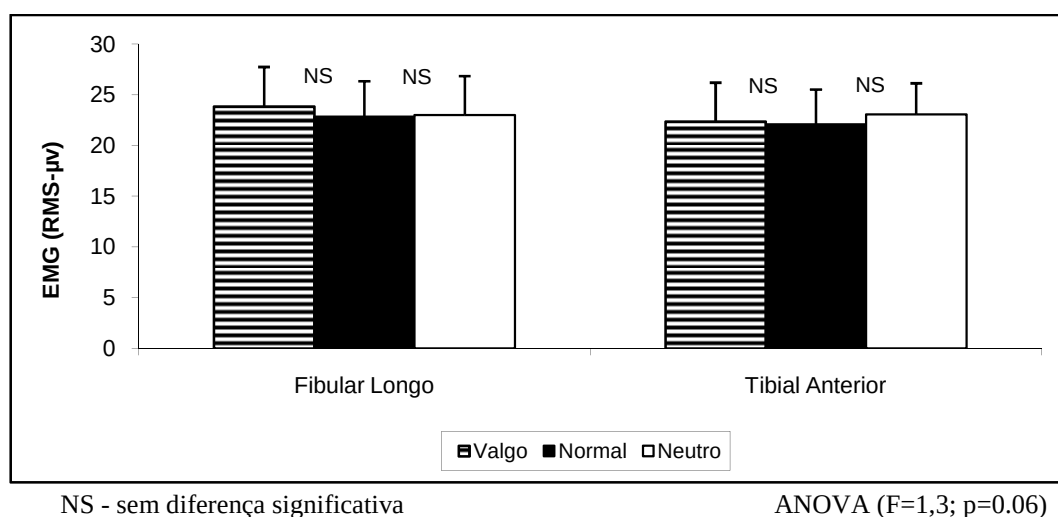


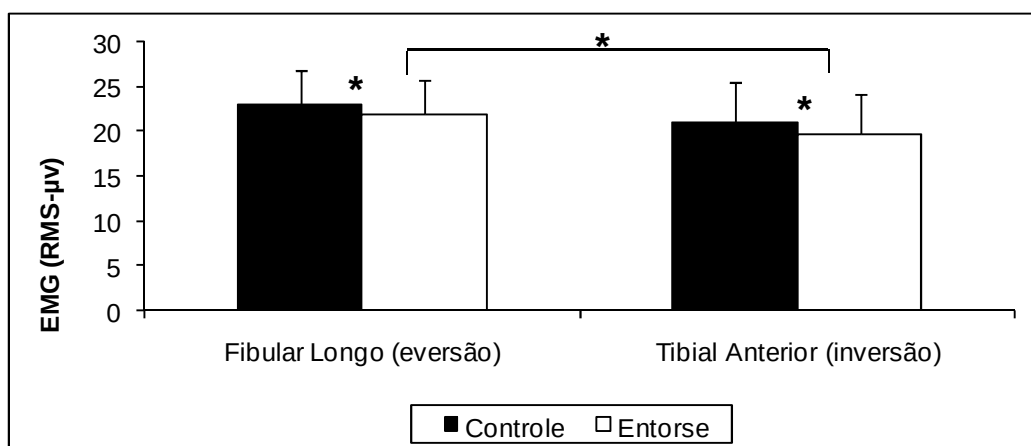
Figura 28 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo e músculo tibial anterior durante o teste isométrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as posições angulares (número de medidas=1044)

5. 5. 2 – No teste isocinético concêntrico

Os resultados encontrados para a AEMG dos mm. FL e TA durante o teste isocinético concêntrico na ANOVA de três fatores (movimento x grupo x tipo de pé) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes movimentos ($F_{(1,1694)}=114,81; p=0.0001$), para os diferentes grupos ($F_{(1,1694)}=7,32; p=0.006$) e para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,1693)}=5,43; p=0.004$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que durante o teste isocinético concêntrico a AEMG do m. FL foi maior que a AEMG do m. TA. Além disso, a AEMG de ambos os mm. foi maior para o grupo Controle e nas atletas com retropés normais, quando comparadas às atletas com retropés neutros.

5. 5. 2. 1 – No teste isocinético concêntrico - Fator Movimento e Grupo

A figura 29 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas da AEMG do mm. FL e TA, durante o teste isocinético concêntrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades. A AEMG do m. FL foi maior que a AEMG do TA e para o grupo Controle, quando comparado ao grupo Entorse.



* - diferença significativa

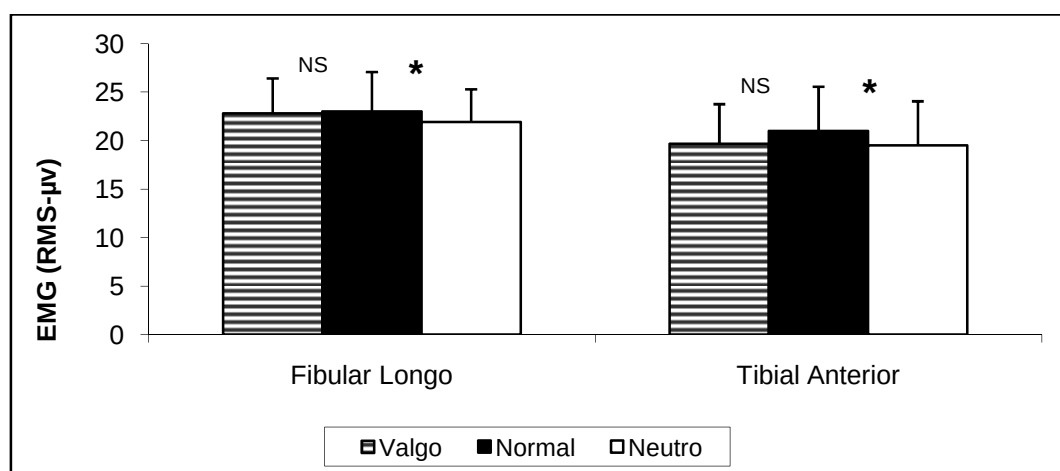
ANOVA ($F=114,81$; $p=0.0001$) entre movimentos

ANOVA ($F=7,32$; $p=0.006$) entre grupos

Figura 29 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo ($p=0.04^*$) e músculo tibial anterior ($p=0.02^*$) durante o teste isocinético concêntrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), $p=0.0001^*$ entre movimentos

5. 5. 2. 2 – No teste isocinético concêntrico - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 30 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas da AEMG dos mm. FL e TA, durante o teste isocinético concêntrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as velocidades. A AEMG dos mm. FL e TA foi maior nas atletas com alinhamento normal do retropé, quando comparadas às atletas com retropés neutros.



* - diferença significativa
NS - sem diferença significativa

ANOVA (F=5,43; p=0.004)

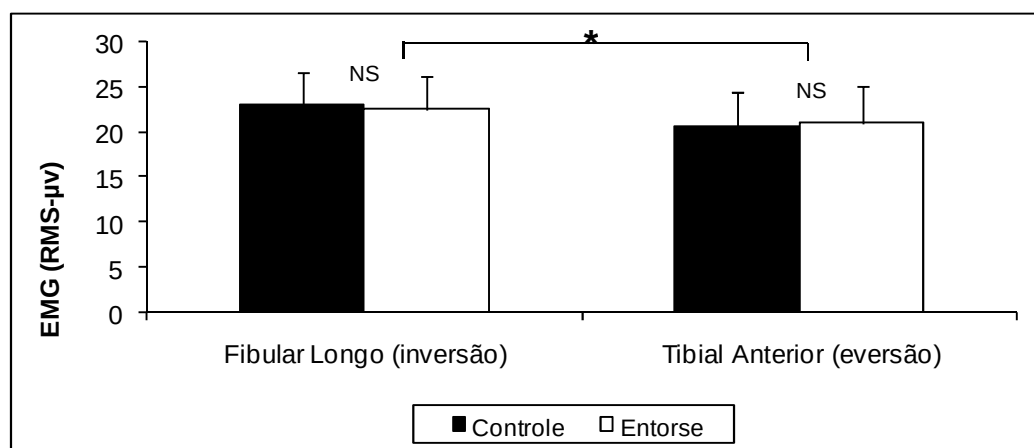
Figura 30 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo ($p=0.0001^*$) e músculo tibial anterior ($p=0.001^*$) durante o teste isocinético concêntrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740)

5. 5. 3 - No teste isocinético excêntrico

Os resultados encontrados para a AEMG dos mm. FL e TA durante o teste isocinético excêntrico na ANOVA de três fatores (movimento x grupo x tipo de pé) apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes movimentos ($F_{(1,1550)}=7,1;p=0.007$) e para os diferentes alinhamentos do retropé ($F_{(2,1549)}=4,84;p=0.008$), porém não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os diferentes grupos ($F_{(1,1550)}=0,12;p=0.72$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que durante o teste isocinético excêntrico a AEMG do m. FL foi maior que a AEMG do m. TA. Além disso, a AEMG de ambos os mm. foi maior nas atletas com retropés normais, quando comparados aos retropés neutros.

5. 5. 3. 1 – No teste isocinético excêntrico - Fator Movimento e Grupo

A figura 31 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas da AEMG dos mm. FL e TA, durante o teste isocinético excêntrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades. A AEMG do m. FL foi maior que a AEMG do m. TA e não foram encontradas diferenças entre os grupos Controle e Entorse.



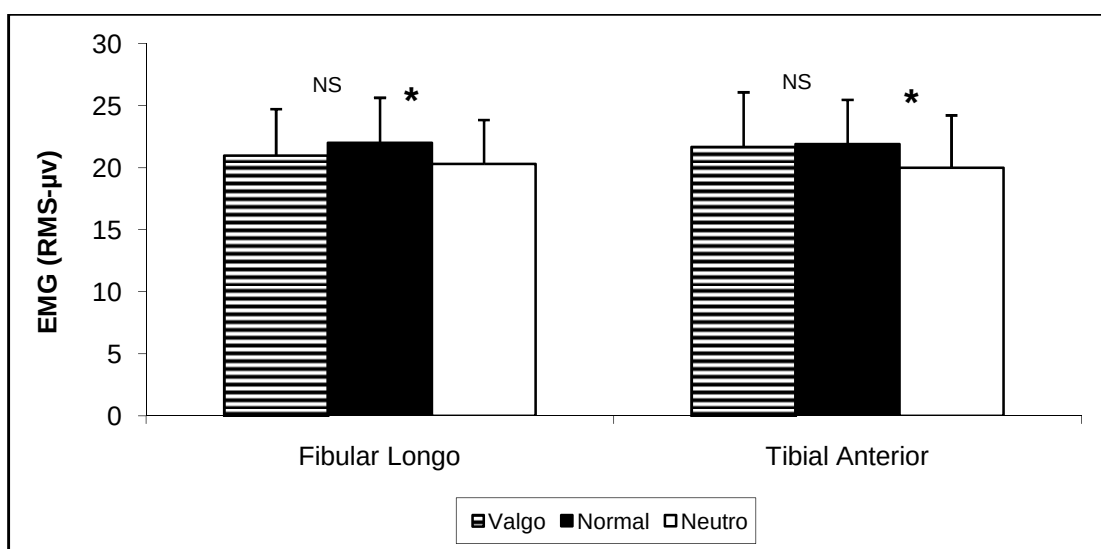
* - diferença significativa
NS - sem diferença significativa

ANOVA ($F=7,1$; $p=0.007$) entre movimentos
ANOVA ($F=0,12$; $p=0.72$) entre grupos

Figura 31 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo e músculo tibial anterior durante o teste isocinético excêntrico dos grupos Controle e Entorse, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740), $p=0.007^*$ entre movimentos

5. 5. 3. 2 – No teste isocinético excêntrico - Fator Alinhamento do Retropé

A figura 32 mostra a média e o desvio padrão dos valores obtidos nas 1740 medidas da AEMG dos mm. FL e TA, durante o teste isocinético excêntrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as velocidades. A AEMG dos mm. FL e TA foi maior nas atletas com alinhamento normal do retropé, quando comparadas às atletas com retropés neutros.



* - diferença significativa
NS - sem diferença significativa

ANOVA (F=4,84; p=0.008)

Figura 32 - Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo fibular longo ($p=0.04^*$) e músculo tibial anterior ($p=0.03^*$) durante o teste isocinético excêntrico nas atletas com retropés valgos, normais e neutros, considerando todas as velocidades (número de medidas=1740)

6 - Resumo dos Resultados

A tabela 3 apresenta um resumo dos resultados das características avaliadas em relação ao senso de posição, senso de movimento, torque passivo, avaliação dinamométrica e eletromiográfica, para os grupos Controle e Entorse e para os diferentes alinhamentos do retropé.

Tabela 3 - Resultados obtidos da avaliação do senso de posição, senso de movimento, torque passivo, avaliação dinamométrica e eletromiográfica para os grupos Controle (A) e Entorse (B) e para os diferentes alinhamentos do retropé; normais (a), valgos (b) e neutros (c).

<i>Entorse</i>	CARACTERÍSTICAS AVALIADAS	<i>Alinhamento do Retropé</i>
A - grupo Controle B - grupo Entorse		a - retropés normais b - retropés valgos c - retropés neutros
	Avaliação Sensorio- Motora	
	<i>Senso de posição</i>	
NS	▪ Erro absoluto	NS
NS	▪ Erro variável	NS
* A < B	<i>Senso de movimento</i>	* c < b
	Avaliação do torque passivo	
* A > B	▪ Fase 1	* c > b
* A > B	▪ Fase 2	* c > a, b
	Avaliação Dinamométrica	
* A > B	▪ Torque isométrico	* a > c
* A > B	▪ Torque Isocinético Concêntrico	* a e b > c
NS	▪ Torque Isocinético Excêntrico	* b > a, c
	Avaliação Eletromiográfica	
NS	▪ AEMG teste isométrico	NS
* A > B	▪ AEMG teste isocinético concêntrico	* a > c
NS	▪ AEMG teste isocinético excêntrico	* a > c

* - diferença estatística significativa

NS - sem diferença significativa

ANOVA e post hoc Tukey HSD

A tabela 4 apresenta um resumo dos resultados das características avaliadas em relação à avaliação dinamométrica e eletromiográfica para os mm. eversores e inversores.

Tabela 4 - Resultados obtidos da avaliação dinamométrica e eletromiográfica para os músculos eversores (1) e músculos inversores (2)

CARACTERÍSTICAS AVALIADAS	Músculos 1 - Eversores (FL) 2 - Inversores (TA)
Avaliação Dinamométrica	
▪ Torque isométrico	* 1 > 2
▪ Torque Isocinético Concêntrico	* 1 > 2
▪ Torque Isocinético Excêntrico	* 1 > 2
Avaliação Eletromiográfica	
▪ AEMG teste isométrico	* 1 > 2
▪ AEMG teste isocinético concêntrico	* 1 > 2
▪ AEMG teste isocinético excêntrico	* 1 > 2
* - diferença estatística significativa ANOVA, <i>post hoc</i> Tukey HSD	
NS - sem diferença significativa	

6 – DISCUSSÃO

O entorse de tornozelo é uma lesão muito comum na prática clínica (Mattacola e Dwyer, 2002; Morrison e Kaminski, 2007), sua causa e recorrência podem estar relacionados a fatores biomecânicos como as alterações do alinhamento do retropé e da estabilidade ligamentar, e a fatores neuromusculares como alterações da propriocepção e da força muscular (Denegar e Miller, 2002; Hertel, 2002).

A maioria dos estudos sobre lesões do tornozelo está mais direcionada à instabilidade crônica do que ao entorse. A instabilidade crônica de tornozelo é o termo usado na ocorrência de episódios repetidos de entorses (Morrison e Kaminski, 2007), podendo ser por instabilidade mecânica, instabilidade funcional e eventualmente uma combinação das duas (Denegar e Miller, 2002; Hertel, 2002). A instabilidade mecânica é descrita por uma falha na estabilização das estruturas cápsulo-ligamentares, com mobilidade excedendo o limite fisiológico (Tropp, 2002; Hertel, 2002; Sammarco, 2003; Hubbard et al., 2004). Já a instabilidade funcional é descrita por um movimento além do controle voluntário, mas sem exceder o limite fisiológico, caracterizada por sensação de falseio em um tornozelo mecanicamente estável (Freeman et al., 1965; Hertel, 2002; Hubbard e Kaminski, 2002; Hubbard et al., 2004).

Os critérios para diferenciar a instabilidade mecânica da funcional não estão bem estabelecidos (Docherty et al., 2006b), o que dificulta a classificação dos indivíduos que sofrem entorse de repetição e permite que cada autor adote uma classificação própria. Willems et al. (2002) consideram um tornozelo instável quando o indivíduo apresenta mais de três entorses em inversão no período de um ano,

independente do grau da lesão. Hale e Hertel (2005) classificaram um tornozelo com instabilidade crônica quando o indivíduo apresenta história de pelo menos um entorse e evolui com falseios. Hubbard e Kaminski (2002) sugeriram um questionário de instabilidade funcional para diagnosticar os tornozelos que apresentavam testes manuais ligamentares negativos. Os critérios foram: história de entorse, afastamento por mais de três dias, uso de suporte mecânico para a marcha e evolução com falseios. Porém, o questionário ainda não está validado para a língua portuguesa e os testes manuais podem ser imprecisos.

Muitos estudos têm adotado a classificação de instabilidade funcional quando os indivíduos apresentam histórico de entorse e sensação de falseios, talvez pela dificuldade de realizar testes diagnósticos que comprovem as alterações mecânicas (Hubbard e Kaminski, 2002). Porém, a instabilidade funcional é descrita por uma sensação de falseio em um tornozelo mecanicamente estável (Freeman et al., 1965; Hertel, 2002; Hubbard et al. 2004). A lesão por entorse em inversão provavelmente altera as estruturas cápsulo-ligamentares laterais e modifica a estabilidade mecânica do tornozelo (Hertel, 2000).

A ausência de um “padrão ouro” para diferenciar a instabilidade mecânica e funcional, e também a dificuldade de se realizar métodos precisos para identificar a instabilidade mecânica, leva a uma classificação inapropriada desta disfunção (Hale e Hertel, 2005; Docherty et al., 2006b).

No presente estudo, as atletas com história de entorse, independente de apresentarem falseios, foram analisadas dentro de um mesmo grupo (Entorse), por provavelmente apresentarem lesões teciduais (Hertel, 2000). Já as atletas que apresentaram apenas sensação de falseio, sem histórico de entorse, não foram

incluídas no estudo por não apresentarem lesão tecidual identificada. Os dados das atletas com sensação de falseio foram analisados, e não foram comparados, pois a amostra era muito pequena para revelar características associadas a esta condição. Além disso, a sensação de falseio é um dado subjetivo e podem existir outros fatores causais não relacionados ao tornozelo.

O critério de avaliação da AOFAS do tornozelo e retropé foi utilizado para avaliar o grau de incapacidade de indivíduos com o mesmo diagnóstico e para homogeneizar a amostra (Kitaoka et al., 1994). Como as atletas do nosso estudo treinavam regularmente e tiveram o último entorse há mais de 6 meses, a pontuação foi alta e com uma variação muito pequena (quadro 2). Este critério de lesão há mais de 6 meses da data da coleta é um aspecto importante a ser considerado, e foi adotado para evitar que a inflamação pudesse alterar os resultados (Docherty et al., 2006a) e para garantir que as alterações encontradas pudessem ser diretamente relacionadas ao entorse.

As características mecânicas e neuromusculares de tornozelos instáveis podem estar associadas ao alinhamento estático do retropé (neutro, valgo ou varo). Um indivíduo com retropé varo apresenta apoio plantar na borda lateral do calcâneo, tanto na fase inicial da marcha, como na fase de médio apoio. Este deslocamento aumenta o estresse no compartimento lateral da articulação subtalar e gera um alto torque inversor, o que pode predispor um entorse (Wright et al., 2000; Konradsen e Magnusson, 2000).

A fotogrametria digital foi o método utilizado para a medida do alinhamento do retropé por ser considerado fidedigno e reproduzível (Sacco et al., 2007). O ângulo limite para classificar o alinhamento do retropé apresenta muita variação na literatura

e não há um consenso sobre os valores de referência (Astrom e Arvidson, 1995; McClay e Manal, 1998; Vertullo e Nunley, 2002; Levinger e Gilleard, 2004; Venturini et al., 2006). Em nosso estudo foi respeitado o valgismo fisiológico que ocorre nos retropés na posição ortostática (Beynnon et al., 2001) e foi considerado como retropé normal a angulação entre 5° e 7° (Vertullo e Nunley; 2002). Os retropés com alinhamento entre 0° e 4°, a partir do valgismo fisiológico, foram considerados neutros, e não tivemos nenhum retropé varo, pois nenhuma atleta apresentou angulação menor que zero (anexo H). Os valores de ângulo limite adotados para caracterizar o alinhamento do retropé e diferenciar os três tipos de retropé (tabela 2) não sofreram influência da amostra, sendo considerada homogênea e comparável.

O déficit proprioceptivo é apontado como um possível fator causal do entorse (Holmes et al., 1999; Hartsell, 2000; Demeritt et al., 2002; Willems et al., 2002; Hubbard e Kaminski, 2002; Docherty, et al., 2005; Nakasa et al., 2008). Freeman et al. (1965) descreveram que com o entorse, também ocorre lesão dos mecanorreceptores localizados nos ligamentos e cápsula do compartimento lateral do tornozelo. Então, após a lesão, é esperado que as atletas tenham uma alteração na propriocepção, o que pode se revelar como um déficit no senso de posição e/ou na cinestesia (Hertel, 2000; Willems et al., 2002; Konradsen, 2002).

No presente estudo foi investigado o senso de posição no dinamômetro isocinético em três ângulos alvo: 15° de eversão, posição neutra e 15° de inversão. As atletas permaneciam com os olhos vendados e eram posicionadas passivamente no ângulo alvo por 10 segundos para memorizar a posição (Willems et al., 2002; Hubbard e Kaminski, 2002). Em seguida, o pesquisador realizava três ciclos de

movimento de eversão e inversão para evitar que a atleta ficasse parada na posição memorizada, e só então era pedido para localizar o ângulo alvo.

A análise estatística do senso de posição foi realizada pelo cálculo do erro absoluto e erro variável. Os valores de erro absoluto representam a precisão para a realização do movimento; quanto menor o erro absoluto, maior a precisão. Os valores de erro variável representam a acurácia para a realização do movimento; quanto menor o erro variável, maior a acurácia (Teixeira, 2006).

O senso de posição dos grupos Controle e Entorse não indicou diferenças significativas para o erro absoluto e nem para o erro variável, assim como Docherty et al. (2004) e Gross (1987) observaram. Estes resultados podem indicar que esta habilidade proprioceptiva seja recuperada com o treinamento e com o retorno das atividades de vida diária. As atletas que compuseram nossa amostra realizam diariamente exercícios de treinamento sensório-motor, o que pode compensar prováveis déficits.

Estes resultados refutam os estudos de Nakasa et al. (2008) e Konradsen e Magnusson (2000). Nakasa et al. (2008) avaliaram 12 sujeitos com história de instabilidade funcional, com a utilização de um goniômetro, o qual pode ser impreciso e favorecer erros de medida ao reproduzir o movimento de inversão. Já Konradsen e Magnusson (2000) avaliaram 23 sujeitos com instabilidade mecânica, diagnosticada pelo teste manual de gaveta anterior e histórico de mais de sete entorses por ano, com nível de atividade física recreacional e que participavam de esportes no máximo duas vezes por semana. Em nosso estudo, a casuística foi composta por atletas que apresentavam menos de um entorse por ano (quadro 1).

Não foram encontradas diferenças no senso de posição relacionado ao alinhamento do retropé para o erro absoluto e nem para o erro variável. Isto indica que para a amostra estudada, o senso de posição não sofreu influência do alinhamento do retropé. Uma possível explicação para este resultado é que os testes ocorreram sem descarga de peso.

Cote et al. (2005) observaram pequenas alterações no equilíbrio estático relacionadas aos pés supinados e acreditam que alterações no alinhamento do mediopé podem alterar a mecânica articular e prejudicar os indivíduos nas atividades de vida diária. Não foi possível comparar os resultados de Cote et al. (2005) com os de nosso estudo, pois são modelos experimentais diferentes. A nossa amostra foi composta por atletas com história de entorse de tornozelo e foram avaliadas alterações do alinhamento do retropé e não do mediopé, como no estudo acima citado.

O senso de movimento foi analisado com o objetivo de estimar a cinestesia, que é a capacidade de perceber o movimento sem auxílio de estímulos sonoros e visuais (Hertel, 2000; Hubbard e Kaminski, 2002; Konradsen, 2002). A variável analisada foi o tempo de percepção do movimento, testado passivamente e em velocidades lentas no dinamômetro isocinético. O grupo Entorse apresentou déficit no tempo de percepção do movimento (Figura 14), indicando alteração de propriocepção (Hertel, 2000), a qual pode ocorrer por lesões dos mecanorreceptores presentes na cápsula e nos ligamentos da região acometida (Tropp, 2002).

Nossos achados se assemelham aos resultados de Garn e Newton (1988), que avaliaram sujeitos com história de mais de dois entorses no mesmo tornozelo e observaram que há um retardo na percepção do movimento no lado lesado.

Hubbard e Kaminski (2002) avaliaram 16 sujeitos com história de entorse e evolução com falseios. O movimento foi gerado por um equipamento de mensuração do limiar de detecção do movimento passivo, realizado por duas vezes a uma velocidade de 5°/s. Os autores registraram o ângulo de percepção do movimento, mas não observaram diferenças nos tornozelos com história de entorse. Estes resultados contrariam os achados do presente estudo, pois o nosso protocolo foi composto por duas repetições nas velocidades de 2, 4 e 10°/s e a medida foi realizada pelo tempo de percepção, que pode ser mais precisa para identificar os déficits de cinestesia.

Jong et al. (2005) correlacionaram o senso de movimento com os testes de senso de posição em 18 sujeitos com história de entorses recorrentes. Os autores observaram uma baixa correlação entre os testes proprioceptivos, indicando que os testes avaliam habilidades diferentes dos sujeitos. O senso de posição avalia a capacidade de identificar um ângulo alvo e a cinestesia avalia a capacidade de perceber o movimento articular.

O alinhamento do retropé influenciou o tempo de percepção de movimento, sendo menor nos retropés neutros, quando comparados aos valgos (figura 15). Os retropés neutros podem estar associados a alterações biomecânicas, como prováveis mudanças na orientação do tendão calcâneo e localização dos mecanorreceptores. No entanto, não observamos esses resultados para os retropés valgos, que muito provavelmente apresentam as mesmas modificações. Estes dados não foram contrastados com a literatura, pois até o momento não encontramos estudos similares.

Os movimentos passivos de eversão e inversão foram testados para avaliar o torque gerado ao final do movimento e o termo usado para caracterizar este

procedimento foi “torque passivo”. Neste caso, o torque refere-se a resistência passiva gerada pelas estruturas cápsulo-ligamentares do tornozelo.

A avaliação eletromiográfica dos mm. FL e TA foi realizada durante os protocolos de torque passivo para garantir a ausência de contração muscular durante os testes. Isto foi confirmado, pois foram observados apenas ruídos e uma atividade muscular muito pequena, sendo desconsiderada.

O torque passivo foi avaliado em duas fases. Na fase I, os movimentos de eversão e inversão foram ajustados nos limites fisiológicos de cada atleta e na fase II, o ajuste foi realizado no limite tecidual para simular uma situação de estresse dos ligamentos laterais do tornozelo. Na fase II, o movimento de eversão não foi considerado, pois o mecanismo mais freqüente de lesão é em inversão.

Na fase I, o grupo Entorse apresentou um pico de torque menor ao final dos movimentos passivos de eversão e inversão (figura 16). Este achado sugere que ocorre uma lesão tecidual (Hertel, 2000), causada por uma distensão ou ruptura dos ligamentos e cápsula após o trauma (Kjaersgaard-Andersen et al., 1988; Ishii et al., 1996; Konradsen, 2002), a qual diminui a resistência ligamentar e o torque gerado ao final do movimento passivo (Birmingham et al., 1997).

A diminuição da resistência passiva das estruturas do compartimento lateral do tornozelo, verificada pelo movimento passivo de inversão, era esperada pela lesão tecidual prévia no grupo Entorse. Porém, também foi encontrada uma diminuição da resistência passiva do compartimento medial. Hintermann (1999) descreveu que além do l. deltóide ser o principal estabilizador medial do tornozelo, ele também auxilia na estabilidade lateral, agindo na manutenção da posição do tálus. Quando um entorse de alta magnitude ocorre, alterando a posição do tálus, ocorre um

estiramento dos ligamentos laterais e também pode estar associado ao estiramento do l. deltóide.

A diminuição da resistência cápsulo-ligamentar no grupo Entorse também pode ser causada pela tensão precoce nos ligamentos e reparo tecidual numa posição alongada (Konradsen, 2002; Denegar e Miller, 2002; Osborne et al., 2003), ou ainda, pode estar relacionada com a síndrome de hipermobilidade articular (Sahin et al., 2008).

Na fase II, o pico de torque durante a inversão passiva foi maior no grupo Controle, quando comparado ao grupo Entorse (figura 19). Este resultado enfatiza os achados da fase I e a sugestão de que indivíduos com história de entorse apresentam lesão tecidual (Kjaersgaard-Andersen et al., 1988; Ishii et al., 1996).

Ao início pensava-se que o torque passivo foi menor no grupo Entorse, pois as atletas poderiam contrair os mm. eversores para evitar que o movimento atingisse o final do arco, por apresentarem uma sensação de instabilidade ou por medo da ocorrência de um novo entorse. A análise da AEMG foi importante para excluir essa possibilidade, pois revelou ausência de contração muscular e nenhuma atleta relatou desconforto durante o teste.

Birmingham et al. (1997) não encontraram diferenças no pico de resistência passiva nos indivíduos que sofreram entorse e sugerem que eles não apresentam frouxidão ligamentar, contrário aos nossos achados. A divergência entre os resultados pode ter ocorrido por diferenças no protocolo. As atletas do nosso estudo estavam com o tornozelo na posição de 90° de dorsiflexão em relação ao eixo longitudinal da perna e no estudo de Birmingham et al. (1997) os sujeitos estavam

com flexão plantar de 30°, o que pode modificar a tensão dos ligamentos do tornozelo.

Na fase I foi observado um aumento no torque passivo nas atletas com retropés neutros (figura 17), assim como foi observado na fase II (figura 20). Os retropés neutros são os que provavelmente mais se aproximam das características dos retropés varos. O retropé varo é mais rígido (Rebello e Joseph, 2003), nessa circunstância espera-se um aumento do torque ao final dos movimentos de eversão e inversão. Em nosso estudo, não tínhamos atletas com retropés varos, mas os retropés neutros apresentaram maior resistência cápsulo-ligamentar que os retropés valgos e normais.

Para um melhor entendimento do comportamento musculo-esquelético dos indivíduos que sofreram entorse, é fundamental a avaliação da força muscular dos principais estabilizadores médio-laterais do tornozelo, que são os mm. eversores e inversores (Perrin, 1993; Dvir, 2002). A avaliação foi realizada através de testes isométricos, isocinético concêntrico e isocinético excêntrico, com a obtenção simultânea dos valores de pico de torque. Os dados obtidos para o torque não foram normalizados pelo peso corporal, pois a amostra foi considerada homogênea em relação às medidas antropométricas (anexo A), e nível de atividade esportiva pela escala de *Tegner* (anexo E).

O pico de torque isométrico eversor foi menor nas atletas que sofreram entorse (figura 21). Este resultado sugere que um dos fatores contribuintes para a ocorrência de entorse é uma alteração no controle muscular, com diminuição da força dos mm. eversores, mas refuta o estudo de Kaminski et al. (1999). A principal diferença em relação ao nosso estudo está no protocolo e à homogeneidade da amostra. Em nosso estudo avaliamos atletas de basquetebol e voleibol e o torque isométrico eversor foi

testado em três posições angulares: 15° de eversão, posição neutra (0°) e 15° de inversão. Kaminsk et al. (1999) compararam o torque isométrico apenas na posição neutra (0°) e a amostra foi composta de 21 sujeitos com história de entorse unilateral e 21 sujeitos sem história de entorse, mas sem critério em relação ao nível de atividade esportiva, gênero e idade.

O pico de torque isocinético concêntrico para os mm. eversores foi menor no grupo Entorse (figura 23), conforme observado nos estudos de Willems et al. (2002) e Hartsell e Spaulding (1999). Por outro lado, no estudo de Kaminski et al. (2003) e Kaminsk et al. (1999) não foram encontradas diferenças no torque isocinético concêntrico dos mm. eversores. Esses autores não usaram nenhum critério para padronizar a amostra, então algumas características da população estudada podem ter sofrido influência do gênero, da idade e do nível de atividade física individual. A nossa casuística foi composta por atletas de basquetebol e voleibol das categorias infanto-juvenil e juvenil, todas do gênero feminino.

Em relação ao pico de torque isocinético excêntrico eversor, não foram encontradas diferenças entre os grupos Controle e Entorse (figura 25), assim como foi observado nos estudos de Kaminski e Higgins (2004), Kaminski et al. (2003) e Bernier et al. (1997). No entanto, os achados de Willems et al. (2002), Hartsell e Spaulding (1999) e Kaminski et al. (1999) foram diferentes dos nossos resultados. As diferenças podem ter ocorrido pela utilização de protocolos não similares, pela seleção da amostra e pelo posicionamento dos sujeitos durante o teste, diferente daquele usado em nosso estudo. No estudo de Hartsell e Spaulding (1999) os sujeitos permaneciam com flexão plantar entre 10 a 15°, o protocolo de Willems et al. (2002) consistiu de apenas duas velocidades (30 e 120°/s) e no estudo de Kaminski et al.

(1999) a amostra foi composta por sujeitos não atletas e sem especificação do nível de atividade física.

A ausência de diferenças para o torque isocinético excêntrico não era esperada, pois acreditava-se que os entorses recorrentes poderiam ocorrer por uma falha no mecanismo de controle muscular, principalmente na contração excêntrica da musculatura eversora, que se tornaria incapaz de impedir uma inversão exagerada (Willems et al., 2000). Isto pode ter ocorrido pelo fato de que a nossa amostra realiza rotineiramente treinamento sensório-motor com exercícios de estabilização do tornozelo, o que pode melhorar o controle muscular.

Dessa forma, o pico de torque isométrico e isocinético concêntrico eversor foram menores nas atletas com entorse de tornozelo. Como não foram encontradas diferenças na contração excêntrica, acredita-se que os mm. eversores estão aptos a se contraírem frente um estresse repentino em inversão. No entanto, o déficit da musculatura eversora nos outros movimentos pode prejudicar a estabilização do tornozelo em atividades que não exijam um estresse em inversão e sobrecarregar as estruturas laterais do tornozelo (Willems et al., 2002).

No presente estudo, os testes foram realizados no dinamômetro isocinético com várias velocidades para simular as atividades funcionais (Kaminski e Hartsell, 2002), mas não podem ser totalmente comparadas a um entorse de tornozelo, pois a velocidade do trauma supera a velocidade realizada no dinamômetro (Oman, 2002). O movimento no dinamômetro ocorre sem descarga de peso, em cadeia cinética aberta e o indivíduo se prepara para realizar os movimentos solicitados. Então, os testes aplicados não simulam o mecanismo de trauma de entorse em inversão e isto pode ter compensado maiores déficits dos mm. eversores. Estudos futuros devem ser

realizados sobre a velocidade de contração dos mm. fibulares numa situação de simulação do entorse, pois um atraso na contração excêntrica eversora pode permitir a ocorrência do entorse (Rosenbaum et al., 2000; Vaes et al., 2002; Eechaute et al., 2007).

O pico de torque isométrico inversor (figura 21) e o pico de torque isocinético concêntrico inversor foram menores no grupo Entorse (figura 23). Estes resultados se assemelham aos estudos de Hartsell e Spaulding (1999), mas refuta o estudo de Kaminski et al. (2003) e Willems et al. (2002), onde não foram observadas diferenças para o torque inversor. A dificuldade de comparação entre os estudos está relacionada principalmente às diferenças na seleção da amostra e nos protocolos utilizados.

Nossos resultados revelam uma alteração no controle muscular do tornozelo e indicam uma perda de um dos componentes principais da estabilização, pois os mm. inversores auxiliam na estabilidade dinâmica do tornozelo (Sinkjaer et al., 1988; Kaminski et al., 2002).

O pico de torque isocinético excêntrico inversor não apresentou diferenças entre os grupos Controle e Entorse (figura 25), assim como foi visto por Kaminski e Higgins (2004), Kaminski et al. (2003), Willems et al. (2002) e Bernier et al. (1997) e contrariam os achados de Hartsell e Spaulding, (1999). Isto pode ter ocorrido devido ao treinamento sensório-motor e de fortalecimento muscular que as atletas do nosso estudo realizam como parte do treinamento de preparação física.

Os achados do pico de torque eversor e inversor nas atletas que sofreram entorse indicam que o grupo Entorse é mais vulnerável a recorrência de lesões. A

grande dificuldade é identificar se estas alterações são a causa de entorses recorrentes ou a consequência.

O pico de torque foi menor nos indivíduos com retropés neutros, independente do tipo de contração muscular (figuras 22, 24 e 26). Uma explicação para este resultado pode ser a diminuição de mobilidade que pode existir nos retropés varos e neutros (Rebello e Joseph, 2003). Esses dados não foram comparados pela ausência de estudos que relacionam torque e alinhamento do retropé.

Os mm. eversores tiveram maior capacidade de geração de torque que os mm. inversores. Este resultado não era esperado, pois os mm. que participam da inversão são, por natureza, mais fortes que os mm. eversores (Perrin, 1993; Dvir, 2002). Isto pode ter ocorrido pelo efeito do treinamento sensório-motor e de fortalecimento muscular que as atletas realizam, principalmente do tornozelo, com a finalidade de proteção articular.

A AEMG dos mm. FL e TA foi registrada para avaliar o controle e o equilíbrio dos mm. eversores e inversores. Os mm. FL e curto são os principais mm. eversores do tornozelo, e os mm. TA e tibial posterior são os principais mm. inversores do tornozelo (Hertel, 2002; Kaminski et al., 2002). No entanto, por razões técnicas, foram testados apenas os mm. FL e TA pela facilidade de localização e colocação dos eletrodos de superfície.

Os dados obtidos para a AEMG foram normalizados pelo pico do RMS de cada atleta, que é uma variável bastante utilizada para processar o sinal eletromiográfico e está relacionada com a intensidade do sinal (Herzog et al., 1999; Farina e Merletti, 2000).

A AEMG foi registrada simultaneamente à realização dos protocolos desenvolvidos no dinamômetro isocinético, exceto para a avaliação sensório-motora, que tinha como objetivo avaliar os componentes da propriocepção. A análise da AEMG durante a avaliação do torque passivo foi considerada ausente, como já fora citado, pois indicou uma atividade elétrica muito baixa para ambos os mm. e, confirma que o teste não sofreu influência dos estabilizadores dinâmicos da articulação.

Para maior clareza na apresentação dos resultados da AEMG durante o teste isocinético excêntrico, deve-se destacar que na avaliação da atividade excêntrica de um determinado m., o motor do dinamômetro isocinético gerava um movimento antagônico ao da função deste. Por exemplo, a atividade excêntrica dos mm. eversores era adquirida durante o movimento de inversão e vice-versa.

O grupo Controle apresentou maior AEMG do m. FL e m. TA durante o teste isocinético concêntrico, quando comparado ao grupo Entorse (figura 29). Este resultado pode indicar uma falha no mecanismo de recrutamento muscular, mas não é consistente, pois foi a única evidência de déficits na AEMG no grupo Entorse.

As atletas com retropés neutros apresentaram menor AEMG dos mm. FL e TA durante os testes isocinéticos concêntrico e excêntrico, quando comparados aos retropés normais (figuras 30 e 32). Isto pode ter ocorrido por uma diminuição da mobilidade causada por mudanças no alinhamento, assim como ocorre nos retropés varos (Rebello e Joseph, 2003). Além disso, provavelmente a relação comprimento-tensão do m. FL e m. TA fique preservada em retropés com alinhamento normal e permite um maior recrutamento das fibras musculares (Fuller, 1999).

O m. FL teve maior AEMG durante os testes isométricos e isocinéticos concêntrico e excêntrico, quando comparado a m. TA (figuras 27, 29 e 31). Este resultado enfatiza os dados encontrados para o torque, que indicaram que os mm. eversores tiveram maior capacidade de geração de torque que os mm. inversores e, evidencia o efeito do treinamento sensório-motor e de fortalecimento muscular realizado pelas atletas.

No estudo de Brown et al. (2004) foi observada uma diminuição da AEMG do m. sóleo para o grupo com instabilidade do tornozelo durante a aterrissagem unipodal. Não conseguimos comparar os resultados, pois os protocolos são diferentes. No nosso estudo, os mm. FL e TA foram testados durante os movimentos cíclicos de eversão e inversão, durante os testes isocinéticos concêntrico e excêntrico, e na posição estática, durante o teste isométrico.

Os estudos com EMG e entorse de tornozelo estão mais relacionados com o tempo de ativação do m. FL e TA, após a simulação do trauma (Rosenbaum et al., 2000; Vaes et al., 2002; Eechaute et al., 2007). O presente estudo analisou a amplitude do sinal eletromiográfico, mensurado através do valor RMS, já que a tarefa era esperada e dependia da motivação de cada atleta.

Baseado em nossos achados, nós enfatizamos a necessidade de avaliar o alinhamento do retropé de todos os atletas, pois, ainda que não esteja relacionado ao entorse, pode estar associado com a capacidade de geração de torque dos mm. eversores e inversores e com a resistência das estruturas cápsulo-ligamentares do tornozelo. Dependendo do histórico de lesão dos atletas, o alinhamento poderá ser melhorado através do uso de palmilhas corretivas, bandagens funcionais e modificação do calçado esportivo.

As atletas com histórico de entorse do tornozelo apresentaram diminuição do torque passivo, o que sugere frouxidão das estruturas cápsulo-ligamentares. Portanto, o uso de bandagens funcionais e órteses poderiam auxiliar na estabilização articular do tornozelo, embora nossos dados não permitam para fazer tal afirmação.

Além disso, os nossos resultados demonstraram que as atletas com histórico de entorse apresentam alterações no controle muscular e na cinestesia. Portanto, a prevenção e a reabilitação devem ser realizadas por meio de exercícios de fortalecimento da musculatura eversora e inversora do tornozelo, assim como o treinamento sensório-motor específico para melhorar o tempo de resposta ao movimento. A especificidade do treinamento de fortalecimento muscular também é importante nesse caso, já que os déficits foram encontrados nos exercícios isométricos e isocinéticos.

Nosso estudo foi composto por atletas de basquetebol e voleibol para homogeneizar a amostra. O treinamento realizado pelas atletas, principalmente em relação à preparação física, enfatiza o fortalecimento dos mm. do tornozelo. Assim, os mm. eversores tornaram-se mais fortes que os mm. inversores e isto pode ser uma limitação do nosso estudo. Então, sugere-se comparar com outros esportes e também com indivíduos sedentários, para saber se os resultados não encontrados são um viés da amostra treinada, ou estão relacionados à própria disfunção do entorse. Além disso, todos os testes foram realizados em ambiente laboratorial, o qual não permite uma reprodução fidedigna do comportamento musculo-esquelético frente às atividades esportivas e de vida diária.

Como encaminhamento futuro, pretende-se realizar uma comparação entre o lado não envolvido e lado envolvido das atletas com histórico de entorse unilateral

(13 atletas), para investigar as suas características intrínsecas. Em relação às atletas que apresentam apenas sensação de falseio, sem histórico de entorse, também merecem um estudo mais aprofundado, com a composição de uma amostra maior.

O dinamômetro isocinético foi considerado um instrumento fidedigno em relação à análise de força muscular e também para a avaliação do torque passivo. Ainda assim, sugerimos estudos comparativos entre os dados do torque passivo e as radiografias sob estresse, que também avaliam a estabilidade ligamentar. Caso haja uma correlação positiva entre eles, as radiografias sob estresse podem ser evitadas, já que o dinamômetro oferece maior praticidade e segurança para os pacientes.

Por fim, pretende-se realizar comparações do torque entre agonistas/antagonistas e a relação concêntrica/excêntrica dos mm. eversores e inversores. Do mesmo modo, pretende-se realizar estas comparações da AEMG dos mm. FL e TA.

7 – CONCLUSÕES

Em relação aos fatores associados à ocorrência de entorse do tornozelo em atletas femininas de basquetebol e voleibol, podemos concluir que:

1. O alinhamento do retropé não está associado ao entorse do tornozelo.
2. O senso de posição não está associado ao entorse do tornozelo.
3. O aumento do tempo de percepção do movimento passivo está associado ao entorse do tornozelo.
4. A diminuição do torque passivo gerado ao final dos movimentos de eversão e inversão está associada ao entorse do tornozelo.
5. A diminuição do pico de torque isométrico e isocinético concêntrico eversor e inversor está associada ao entorse do tornozelo.
6. A diminuição da atividade eletromiográfica do m. fibular longo e m. tibial anterior durante a contração isocinética concêntrica está associada ao entorse do tornozelo.

8 – ANEXOS

ANEXO A – Características da amostra

Atleta	Massa (kg)	Estatura (cm)	Tempo de prática (anos)	Tempo de Finasa (anos)
L.P.S.	63.8	180	7	2
F.C.O.	70	182	4	1
L.S.F.	69	185	3	2
J.S.	71	182	7	0
N.E.N.L.	70.8	177	5	3
F.G.C.	61.8	179	5	1
G.M.	66.7	167	3	1
C.S.J.	56.4	174	6	5
C.S.J	57.8	173.5	6	5
J.B.N.	70.5	180	3	1
M.P.S.	77.5	185	4	3
M.F.S.N.	82	188	5	4
A.P.S.P.	52	165	8	3
T.M.R.	61.5	167	12	6
F.P.F.	73.5	181	5	4
J.C.	71	179	7	6
F.L.K.	55	178	8	0
B.D.A.	73	187	6	4
D.C.S.M.	67	175	5	4
I.P.	75.1	179	6	0
R.S.S.	78	183	4	2
E.V.B.B.	69.3	179	4	3
G.A.O.	52	169	7	2
D.D.V.A.	83.5	188	5	0
N.M.T.	69.5	175	6	6
P.A.M.M.	69.5	174	6	0
S.M.F.	61.5	178	6	2
A.P.C.	71	177	6	3
J.C.C.	69.8	173	6	3
M.D.A.	56.8	165	8	6
S.R.A.	62.1	180	3	0
A.B.S.C.	76	187	10	3



ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

HOSPITAL DAS CLÍNICAS FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME DO PACIENTE :.....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M ☐ F ☐
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M ☐ F ☐
DATA NASCIMENTO.:/...../.....
ENDEREÇO: Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE:
CEP: TELEFONE: DDD (.....).....

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: **Avaliação de fatores mecânicos e eletromiográficos associados ao entorse de tornozelo em atletas do gênero feminino**

1. PESQUISADOR: **Márcia Barbanera**
CARGO/FUNÇÃO: **Fisioterapeuta** INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº: **3 / 27.849**
UNIDADE DO HCFMUSP: **Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas**

2. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

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

3. DURAÇÃO DA PESQUISA : 2 horas por sujeito, 1 mês de coleta

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

Este estudo tem como objetivo avaliar a articulação do tornozelo e estudar os fatores mecânicos e neuromusculares associados aos entorses sucessivos. A grande vantagem é que o melhor entendimento deste problema poderá contribuir para a elaboração de um programa ótimo de reabilitação e para diminuir o número de entorses recorrentes.

Você será submetido a alguns testes em um equipamento computadorizado chamado dinamômetro isocinético, no qual você ficará sentado com o pé apoiado num suporte específico. O primeiro teste consiste de um teste de memória do movimento, no qual seu pé será levado para uma determinada posição e em seguida você tentará acertar esta mesma posição sem o auxílio da visão, pois estará com os olhos vendados. Também será testada a sua capacidade de perceber o movimento do tornozelo, pois o equipamento irá se mover bem lentamente e assim que você perceber, irá avisar.

Além disso, serão colocados alguns eletrodos superficiais, são apenas sensores, sobre a pele de alguns músculos da perna, a fim de se registrar a atividade dos músculos durante os testes no dinamômetro isocinético.

Por fim, você será submetido a uma análise, no dinamômetro isocinético, da amplitude de movimento passiva, no qual o equipamento moverá seu pé para dentro e para fora, além de testar a força máxima dos músculos do tornozelo.

Os riscos aos quais você se expõe no presente experimento envolvem um possível dolorimento muscular nos dias seguintes ao teste e aos exercícios, provenientes do esforço físico realizado durante os mesmos. No caso de uma possível lesão muscular, você receberá atendimento imediato realizado no local pelos examinadores, bem como, receberá acompanhamento fisioterapêutico até o seu total restabelecimento clínico.

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

As informações colhidas serão mantidas em absoluto sigilo e sua identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação da sua parte por escrito, autorizando tal procedimento.

Você não receberá qualquer forma de gratificação por sua participação no experimento, e os resultados obtidos a partir dele serão de sua propriedade, podendo ser utilizados pelos pesquisadores e divulgados de quaisquer formas, a critério dos mesmos. Além disso, os dados deste trabalho estarão disponíveis para o Departamento de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP - HC ou qualquer outra unidade da Faculdade de Medicina da USP.

A sua recusa em participar do procedimento não lhe trará nenhum prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento.

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

Para eventuais problemas, como dolorimento muscular ou outras intercorrências, fazer contato com:

Márcia Barbanera

Rua: Taquari, 546 Mooca

São Paulo SP

CEP: 03118-040

Telefones: (11) 2799-1659

(11) 9970-6775

VI - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

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

São Paulo,

de

de 200....

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome Legível)

ANEXO C – Avaliação do Tornozelo e Pé

I - Dados pessoais

REGISTRO BIODEX: _____ REGISTRO EMG: _____

Nome: _____ Data: _____

e-mail: _____ Telefones: _____

Esporte: _____ Posição: _____

Horas Semanais de Prática Esportiva: _____

Tempo de prática: _____ Fase de Treinamento: _____

Data de Nascimento: _____ Massa corporal: _____ kg Estatura: _____ cm

Faz uso de Proteção () sim () não Se sim, qual? _____ Quanto tempo? _____

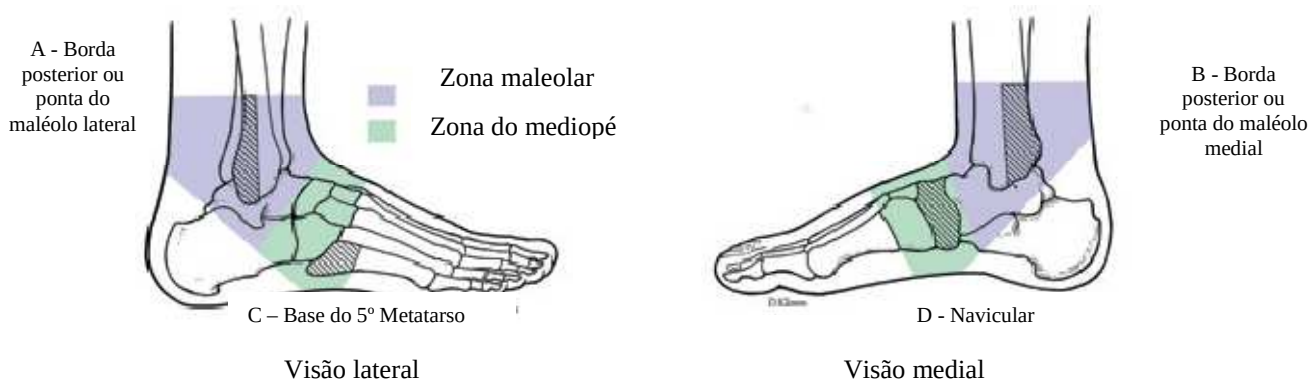
Número do calçado: _____

Membro inferior Dominante: () Direito () Esquerdo

II – Histórico

1 – Dor

1. ☐ Dor perto dos maléolos (A e B) ou no mediopé
2. ☐ Incapacidade de descarregar o peso imediatamente e no departamento de emergência (4 passos)
3. ☐ Sensibilidade óssea na borda posterior ou na ponta de qualquer um dos maléolos (A e B), no navicular (D) ou na base do 5º metatarso (C)



2. Após a torção o pé inchou, ficou com hematomas? _____
3. Após esta torção, quantas vezes você torceu novamente? Direito: _____ Esquerdo: _____
4. Qual a frequência de entorses / mês? Direito: _____ Esquerdo: _____

III – Exame Clínico

1. Inspeção

Tem edema presente? () S () N

Tem equimose/ hematoma presente? () S () N

2. Amplitude de movimento ativa / passiva

Movimento	D		E	
	Graus	Dor	Graus	Dor
Flexão plantar				
Dorsiflexão				
Eversão				
Inversão				

3. Testes musculares isométricos

Grupo muscular	D		E	
	Força	Dor	Força	Dor
Dorsiflexão				
Flexão plantar				
Eversão (fibulares)				
Inversão				

4. Testes especiais

Teste de gaveta anterior: Tornozelo direito () + () --

Tornozelo esquerdo () + () --

Teste de inclinação talar:

Tornozelo direito () + () --

Tornozelo esquerdo () + () --

5. ADM no dinamômetro

Movimentos	Graus		Pico de torque isométrico					
	D	E	D			E		
Inversão								
Eversão								

6. Propriocepção no dinamômetro

A) Senso de Posição

ADM alvo	ADM atingida 1		ADM atingida 2		ADM atingida 3	
	D	E	D	E	D	E
15 ° (eversão)						
0 °						
15° (inversão)						

B) Cinestesia

Tentativa	
D	E
1 ^a	
2 ^a	
3 ^a	
4 ^a	
5 ^a	
6 ^a	

ANEXO D - Escala de Avaliação do Tornozelo e Retropé AOFAS

PARÂMETRO	PONTUAÇÃO
1. Dor (40 pontos)	
Nenhuma	40
Leve, ocasional	30
Moderada, diária	20
Intensa, quase sempre presente	0
2. Função (50 pontos)	
2.1. Limitação das atividades e necessidades de suportes	
Sem limitações, sem suportes	10
Sem limitações às atividades diárias, limitação recreação, sem suportes	7
Limitação de atividades diárias e recreacionais, bengala	4
Limitação importante de atividades diárias, muletas, andador, cadeira de rodas ou órtese (tornoeleira, imobilizador de tornozelo)	0
2.2. Distância máxima de marcha (quarteirões)	
Mais que 6	5
De 4 a 6	4
De 1 a 3	2
Menos que 1	0
2.3. Superfície de Marcha	
Sem dificuldade em qualquer superfície	5
Alguma dificuldade em terrenos irregulares, escadas, ladeiras ou inclinações	3
Dificuldade intensa em terrenos irregulares, escadas, ladeira ou inclinações	0
2.4. Anormalidade da marcha	
Nenhuma ou leve	8
Evidente	4
Acentuada	0
2.5. Mobilidade Sagital (flexão + extensão)	
Normal ou Restrição Leve (30 graus ou mais)	8
Restrição Moderada(15 a 29 graus)	4
Restrição Intensa (menor que 15 graus)	0
2.6. Mobilidade do Retropé (inversão + eversão)	
Normal ou Restrição Leve (75 a 100%)	6
Restrição Moderada(25 a 74%)	3
Restrição Intensa (menor que 25 %)	0
2.7. Estabilidade do Tornozelo e Retropé (antero posterior + valgo-varo)	
Estável	8
Instável	0
3. Alinhamento (10 pontos)	
Bom – pé plantígrado com tornozelo e retropé bem alinhados	10
Regular – pé plantígrado, algum desalinhamento do tornozelo e retropé, sem dor	5
Mau – pé não plantígrado, desalinhamento importante e presença de sintomas	0

ANEXO E - Escala do nível de atividade *Tegner*

ESCALA DO NÍVEL DE ATIVIDADE TEGNER

1 – Mudou o nível de atividade física antes e depois da lesão?

Por favor, preencha abaixo o **nível mais alto** de atividade em que você participou antes da lesão e o mais alto nível que você é capaz de participar atualmente:

Antes da Lesão: Nível _____ Após lesão: nível _____

Nível 10	Esportes competitivos – futebol, hugby (elite nacional)
Nível 9	Esportes competitivos – futebol, hugby (divisões inferiores), Basquetebol, Voleibol, ginástica, ice hockey, luta livre (wrestling)
Nível 8	Esportes competitivos - squash ou badminton, atletismo de campo e pista, (saltos, etc.), esqui down-hill
Nível 7	Esportes competitivos – tênis, corrida, handball, corrida de motocicleta Esportes recreacionais – basquetebol, voleibol, corrida, futebol, hugby, ice hockey, squash.
Nível 6	Esportes recreacionais – tênis, handbal, corrida, esqui down-hill – por pelo menos 5 vezes na semana.
Nível 5	Trabalho pesados (construção, etc) Esportes competitivos – ciclismo, esqui cross-country Esportes recreacionais - Corrida em terreno irregular, pelo menos, duas vezes por semana
Nível 4	Trabalho moderadamente pesado (por ex. Motorista de caminhão, etc.)
Nível 3	Trabalho leve (enfermeira, etc.)
Nível 2	Trabalho leve Caminhada em terreno irregular
Nível 1	Trabalho sedentário (secretariado, etc.)
Nível 0	Licença por doença ou pensão por deficiência por problemas no joelho

ANEXO F – Carta de Aprovação pela CAPPesq



HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA
DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 08.02.06, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 1051/05, intitulado: "Avaliação das alterações eletromiográficas e mecânicas de tornozelos com instabilidade clínica crônica." apresentado pelo Departamento de ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX. 2, letra "c").

Pesquisador(a) Responsável: Prof. Dr. Arnaldo José Hernandez

Pesquisador (a) Executante: Sra. Márcia Barbanera

CAPPesq, 08 de fevereiro de 2006.

15/2/06
De acordo
com Arnaldo

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Presidente da Comissão de Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP e da FMUSP
Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Rua Ovídio Pires de Campos, 225, 5º andar - CEP 05403 010 - São Paulo - SP
Fone: 011 - 30696442 fax: 011 - 3069 6492 - e-mail: cappesq@hcnet.usp.br / secretariacappesq@hcnet.usp.br
VCN

ANEXO G – Rotina para tratamento do sinal eletromiográfico

```

function isoankle
% this mfile calculates EMG and isokinetics parameters.
% luis mochizuki jan2008

[filename, pathname] = uigetfiles('*.txt', 'Select the files');
disp(' '),disp(' Opening files...')
nfile=length(filename);
all_con=zeros(1,31);
all_exc=zeros(1,31);
for k=1:nfile
    file=char(filename(k));
    [a1 a2 a3 a4 a5 a6 a7 a8 a9 a10 a11]=textread(file,'%f %f %f %f %f %f %f %f %f %f %f', 'headerlines',6);
    EMG = [a2 a3 a4 a5];
    DINA = [a6 a7 a8];
    plot(a1)
    data=[a2 a3 a4 a5 a6 a7 a8];
    if findstr(file, '.')
        file=lower(file(1: findstr(file, '.')-1));
        files=lower(file);
    end
    if findstr(files, '300')
        W=800;
        vel=300;
    elseif findstr(files, '180')
        W=1100;
        vel=180;
    elseif findstr(files, '60')
        W=2000;
        vel=60;
    elseif findstr(files, 'fase')
        W=30000
        vel=999
    elseif findstr(files, 'iso')
        W=0;
        vel=0;
    end
    [b,a]=butter(4,20/500);
    a8=filtfilt(b,a,a8);
    a8=detrend(a8,'constant');
    [b,a]=butter(4,300/500);
    data(:,1:4)=filtfilt(b,a,data(:,1:4));
    data(:,1:4)=abs(detrend(data(:,1:4),'constant'));
    [pico,angmax]=findpeaks2(a8,'q',W);
    [vale,angmin]=findpeaks2(a8,'v',W);
    pico=round(pico);
    vale=round(vale);
    if W==30000
        pico1=[pico, angmax];
        pico2=[vale, angmin];
        pico1=pico1(find(angmax>0),:);
        pico2=pico2(find(angmin<0),:);
        pico3=pico1;
        pico4=pico2;
        for j=1:length(pico4)
            if length(pico3)>=j
                sobe=data(pico4(j,1):pico3(j,1),:);
                file_b=[pathname,char(files), num2str(j),'.sob'];
                disp([' Salvando ' char(file_b) ' !!'])
                save(file_b,'sobe','-ascii');
                soben=resample(sobe,101,length(sobe));
                file_b=[pathname,char(files), num2str(j),'.sobn'];
                disp([' Salvando ' char(file_b) ' !!'])
                save(file_b,'soben','-ascii');
                [data_sobe(j,1),data_sobe(j,2)]=max(abs(sobe(:,5)),[],1);%maximo e instante do maximo
                data_sobe(j,3)=sobe(data_sobe(j,2));%angulo do torque maximo
                data_sobe(j,4)=mean(sobe(:,5));%torque medio
                data_sobe(j,5:8)=sqrt(mean(sobe(:,1:4).^2));%RMS dos 4 canais de EMG
                data_sobe(j,9:12)=trapz(sobe(:,1:4),1);%iEMG dos 4 canais de EMG
                data_sobe(j,13:16)=max(sobe(:,1:4),[],1);%pico do EMG
                data_sobe(j,17:20)=mean(sobe(:,1:4),1);%media do EMG
            end
        end
    end
end

```

```

data_sobe(j,21)=j;%tentativa
data_sobe(j,22)=vel;%velocidade de movimento
data_sobe(j,23)=1;%movimento 1=sobe 2=desce
clear sob*
end elseif W==0 sobe=data; j=1; file_b=[pathname,char(files),'.iso']; disp(['Salvando ' char(file_b) '
!!']) save(file_b,'sobe','-ascii'); soben=resample(sobe,101,length(sobe)); file_b=[pathname,char(files),'.ison'];
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!']) save(file_b,'soben','-ascii');
[data_sobe(j,1),data_sobe(j,2)]=max(abs(sobe(:,5)),[],1);%maximo e instante do maximo
data_sobe(j,3)=sobe(data_sobe(j,2));%angulo do torque maximo
data_sobe(j,4)=mean(sobe(:,5));%torque medio
data_sobe(j,5:8)=sqrt(mean(sobe(:,1:4).^2));%RMS dos 4 canais de EMG
data_sobe(j,9:12)=trapz(sobe(:,1:4),1);%iEMG dos 4 canais de EMG
data_sobe(j,13:16)=max(sobe(:,1:4),[],1);%pico do EMG
data_sobe(j,17:20)=mean(sobe(:,1:4),1);%media do EMG
data_sobe(j,21)=j;%tentativa data_sobe(j,22)=vel;%velocidade de movimento
data_sobe(j,23)=1;%movimento 1=sobe 2=desce clear sob* file_b=[pathname,char(files),'.iso.dados'];
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!']) save(file_b,'data_sobe','-ascii'); clear data_sobe else
t=1:length(a8); pico1=[pico, angmax]; pico2=[vale, angmin]; pico1=pico1(find(angmax>0),:);
pico2=pico2(find(angmin<0),:); plot(t,a8,'-b',pico1(:,1),pico1(:,2),'or',pico2(:,1),pico2(:,2),'og')
[X, Y]=ginput(1); pico1=pico1(find(pico1(:,1)>round(X)),:); pico2=pico2(find(pico2(:,1)>round(X)),:);
clf plot(t,a8,'-b',pico1(:,1),pico1(:,2),'or',pico2(:,1),pico2(:,2),'og') pico4=pico2; pico3=pico1;
for j=1:length(pico4) if length(pico3)>=j sobe=data(pico4(j,1):pico3(j,1),:);
file_b=[pathname,char(files), num2str(j),'.sob']; disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
save(file_b,'sobe','-ascii'); soben=resample(sobe,101,length(sobe));
file_b=[pathname,char(files), num2str(j),'.sobn']; disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
save(file_b,'soben','-ascii'); [data_sobe(j,1),data_sobe(j,2)]=max(abs(sobe(:,5)),[],1);%maximo e instante do
maximo data_sobe(j,3)=sobe(data_sobe(j,2));%angulo do torque maximo
data_sobe(j,4)=mean(sobe(:,5));%torque medio data_sobe(j,5:8)=sqrt(mean(sobe(:,1:4).^2));%RMS dos 4
canais de EMG data_sobe(j,9:12)=trapz(sobe(:,1:4),1);%iEMG dos 4 canais de EMG
data_sobe(j,13:16)=max(sobe(:,1:4),[],1);%pico do EMG
data_sobe(j,17:20)=mean(sobe(:,1:4),1);%media do EMG
data_sobe(j,21)=j;%tentativa
data_sobe(j,22)=vel;%velocidade de movimento
data_sobe(j,23)=1;%movimento 1=sobe 2=desce
clear sob* end clear j file_b=[pathname,char(files),'.sobe.dados']; disp(['Salvando '
char(file_b) ' !!']) save(file_b,'data_sobe','-ascii'); clear data_sobe for j=1:length(pico4)-1 if length(pico4)
desce=data(pico3(j,1):pico4(j+1),:); file_b=[pathname,char(files), num2str(j),'.des'];
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
save(file_b,'desce','-ascii');
descen=resample(desce,101,length(desce));
file_b=[pathname,char(files), num2str(j),'.desn'];
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
save(file_b,'descen','-ascii');
[data_desce(j,1),data_desce(j,2)]=max(abs(desce(:,5)),[],1);%maximo e instante do maximo
data_desce(j,3)=desce(data_desce(j,2));%angulo do torque maximo
data_desce(j,4)=mean(desce(:,5));%torque medio
data_desce(j,5:8)=sqrt(mean(desce(:,1:4).^2));%RMS dos 4 canais de EMG
data_desce(j,9:12)=trapz(desce(:,1:4),1);%iEMG dos 4 canais de EMG
data_desce(j,13:16)=max(desce(:,1:4),[],1);%pico do EMG
data_desce(j,17:20)=mean(desce(:,1:4),1);%media do EMG
data_desce(j,21)=j;%tentativa
data_desce(j,22)=vel;%velocidade de movimento
data_desce(j,23)=1;%movimento 1=sobe 2=desce
clear desc*
end
file_b=[pathname,char(files),'.desce.dados'];
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
save(file_b,'data_desce','-ascii');
clear data_desce
end

```

ANEXO H – Medidas do Ângulo de Alinhamento do Retropé

<i>Atleta</i>	<i>Ângulo do Retropé</i>		<i>Alinhamento do Retropé</i>	
	D	E	D	E
L.P.S.	7.1	5	valgo	normal
F.C.O.	8	9.7	valgo	valgo
L.S.F.	2	6.7	neutro	normal
J.S.	4	4.4	neutro	neutro
N.E.N.L.	2.9	6.5	neutro	normal
F.G.C.	1	1.9	neutro	neutro
G.M.	3.2	9.6	neutro	valgo
C.S.J.	5.1	4.3	normal	neutro
C.S.J	6	5.1	normal	normal
J.B.N.	3.1	5	neutro	normal
F.P.F.	2.5	----	neutro	----
J.C.	5.9	7.4	normal	valgo
F.L.K.	1.7	2.7	neutro	neutro
B.D.A.	5.8	12.9	normal	valgo
D.C.S.M.	7.4	7.3	valgo	valgo
I.P.	2.2	1.4	neutro	neutro
R.S.S.	7	7.2	normal	valgo
E.V.B.B.	5.3	4.7	normal	neutro
G.A.O.	5.3	6.2	normal	normal
D.D.V.A.	7.3	2.3	valgo	neutro
N.M.T.	6.5	10.6	normal	valgo
P.A.M.M.	5.3	7.2	normal	valgo
S.M.F.	5.4	5.5	normal	normal
A.P.C.	1.2	4.8	neutro	neutro
J.C.C.	5.2	6.5	normal	normal
M.D.A.	----	9	----	valgo
S.R.A.	1.1	1.3	neutro	neutro
A.B.S.C.	8.3	11.6	valgo	valgo
M.P.S.	7.8	5.3	valgo	normal
M.F.S.N.	0.9	3.8	neutro	neutro
A.P.S.P.	3.4	3.2	neutro	neutro
T.M.R.	3.3	5.9	neutro	normal

9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Amadio AC, Duarte M, Vecchia ED, Fernandes E, Sacco ICN, Serrão JC, Mochizuki L, Moura NA, Costa PHL, Araujo RC. Introdução aos fundamentos da biomecânica. In: _____. *Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica - EEFUSP, 1996.p.9-59.

Araujo RC. *Utilização da eletromiografia na análise biomecânica do movimento humano* [tese]. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo; 1998.

Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weight bearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med*. 1996;24(6):800-9.

Astrom M, Arvidson T. Alignment and joint motion in the normal foot. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;22(5):216-22.

Aydog E., Aydog S.T., Çakci A., Doral M.N. Reliability of isokinetic ankle inversion and eversion strength measurement in neutral foot position, using the biodex dynamometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004;12(5):478-81.

Baumhauer JF, Alosa DM, Renström PAFH, Trevino S, Beynnon B. A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med*. 1995;23(5):564-70.

Bernier JN, Perrin D, Rijke A. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train*. 1997;32(3):226-32.

Beynnon BD, Renström PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res*. 2001;19(2):213-20.

Birmingham TB, Chesworth BM, Hartsell HD, Stevenson AL, Lapenskie GL, Vandervoort AA. Peak passive resistive torque at maximum inversion range of motion in subjects with recurrent ankle inversion sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;25(5):342-8.

Brown C, Ross SE; Mynark RG, Guskiewicz KM. Measuring functional ankle instability: joint position sense, time to stabilization, and electromyography in recreational athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):168-9.

Brown CN, Mynark R. Balance Deficits in Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2007;42(3):367-73.

Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2005;95(3):235-41.

Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability *J Athl Train.* 2005;40(1):41-6.

Cross KM, Worrell TW, Leslie JE, Khalid RVV. The relationship between self-reported and clinical measures and the number of days to return to sport following acute lateral ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(1):16-23.

Davies GJ, Ellenbecker TS. Aplicação da isocinética nos testes de reabilitação. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. *Reabilitação física das lesões desportivas.* São Paulo: Manole, 2002:160-88.

Demeritt KM, Shultz SJ, Docherty CL, Gansneder BM, Perrin DH. Chronic ankle instability does not affect lower extremity functional performance. *J Athl Train* 2002; 3(4):507-11.

Denegar SR, Miller SJ. Can chronic ankle instability be prevented? Rethinking management of lateral ankle sprains. *J Athl Train.* 2002;37(4):430-5.

Docherty CL, Arnold BL, Gansneder BM, Hurwitz SR, Gieck JH. Individuals with functional ankle instability have contralateral lowload force sense deficits but not joint reposition sense deficits. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):187.

Docherty CL, Arnold BL, Gansneder BM, Hurwitz S, Gieck J. Functional-performance deficits in volunteers with functional ankle instability. *J Athl Train.* 2005;40(1):30-4.

Docherty CL, McLeod TCV, Shultz SJ. Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system. *Clin J Sport Med*. 2006a;16(3):203-8.

Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL, Hurwitz SR. Development and reliability of the ankle instability instrument. *J Athl Train*. 2006b;41(2):154-8.

Donatelli R, Wooden M, Ekedahl SR, Wilkes JS, Cooper J, Bush AJ. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999;29(6):316-30.

Dvir Z. Aspectos fisiológicos e biomecânicos da isocinética. In: _____. *Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. São Paulo: Manole, 2002:1-22.

Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train*. 2007;42(1):60-5.

Farina D, Merletti, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):337-49.

Fortin PT, Guettler J, Manoli A. Idiopathic cavovarus and lateral ankle instability: recognition and treatment implications relating to ankle arthritis. *Foot Ankle Int*. 2002;23(11):1031-37.

Freeman MAR, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Sur*. 1965;47(4):678-85.

Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1999;89(6):278-91.

Gabrieli APT, Stein HE, Machado Neto L. Tratamento do pé varo espástico através da hemitransposição do tendão do tibial posterior. *Acta ortop bras*. 2004;12(4):205-11.

Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther.* 1988;68(11):1667-71.

Garrick JG. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med.* 1977;5(6):241-2.

Gross MT. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. *Phys Ther.* 1987;67(10):1505-9.

Gross KD, Niu J, Zhang YQ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, Holt KG, Hunter DJ. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis Rheum.* 2007;56(9):2993-8.

Guyton AC. Sensações somáticas: organização geral; os sentidos do tato e da posição. In:_____. *Neurociência Básica: Anatomia e Fisiologia*. 2ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

Hale SA, Hertel J. Reliability and sensitivity of the foot and ankle disability index in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 2005;40(1):35-40.

Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric / concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med.* 1999;33(4):255-8.

Hartsell HD. The effects of external bracing on joint position sense awareness for the chronically unstable ankle. *J Sport Rehab.* 2000;9(4):279-89.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SENG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.

Hertel, J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* 2000;29(5):361-71.

Hertel, J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-75.

Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-Kramer LC. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(3):131-7.

Herzog W, Guimarães ACS, Zhang YT. EMG. In: Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system.* 2^a ed. New York: Wiley, 1999:349-75.

Hintermann B. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7):459-69.

Holm I, Steen H, Olstad M. Isokinetic muscle performance in growing boys from pre-teen to maturity - an eleven-year longitudinal study. *Isokinetics Exercise Science.* 2005;13:153-8.

Holmes E, Magnusson SP, Becker K, Bieler T, Aagaard P, Kjaer M. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports.* 1999;9(2):104-9.

Hubbard TJ, Kaminski TW; Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. *J Athl Train.* 2002;37(4):481-6.

Hubbard TJ, Kaminski TW, Griend RAV, Kovalski JE .Quantitative assessment of mechanical laxity in the functionally unstable ankle. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):760-6.

Ishii T, Miyagawa S, Fukubayashi T, Hayashi K. Subtalar stress radiography using forced dorsiflexion and supination. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78(1):56-60.

Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilacqua-Grossi D. Confiabilidade intra e inter examinadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(3):327-34.

Ivins D. Acute ankle sprain: an update. *Am Fam Physician.* 2006;74(10):1714-20.

Jong A, Kilbreath SL, Refshauge KM, Adams R. Performance in different proprioceptive tests does not correlate in ankles with recurrent sprain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:2101-5.

Kaminski TW, Perrin DH, Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. *J Athl Train*. 1999;34(3):239-45.

Kaminski TW, Hartsell HD. Factors contributing to chronic ankle instability: a strength perspective. *J Athl Train*. 2002;37(4):394-405.

Kaminski TW, Shills JJ, Tillman MD. Comparing isokinetic ankle strength ratios following an acute bout of intensive exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(5):370.

Kaminski TW, Higgins M. Examining end-range eccentric force in a group of subjects with self-reported functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(5):287.

Kannus P, Renstrom P. Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle: operation, cast, or early controlled mobilization. *J Bone Joint Surg Am*. 1991;73(2):305-12.

Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M. Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int*. 1994;15(7):349-53.

Kjaersgaard-Andersen P, Wethelund JO, Helming P, Soballe K. The stabilizing effect of the ligamentous structures in the sinus and canalis tarsi on movements in the hindfoot: an experimental study. *Am J Sports Med*. 1988;16(5):512-6.

Konradsen L, Magnusson P. Increased inversion angle replication error in functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2000;8(4):246-51.

Konradsen L. Factors contributing to chronic ankle instability: kinesthesia and joint position sense. *J Athl Train*. 2002;37(4):381-5.

Larsen E, Angermann P. Association of ankle instability and foot deformity. *Acta Orthop Scand*. 1990;61(2):136-9.

Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. The role of the passive structures in the mobility and stability of the human ankle joint: a literature review. *Foot Ankle Int*. 2000;21(7):602-15.

Levinger P, Gilleard W. An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Sport Sci Med*. 2004;3(1):8-14.

Lynch SA. Assessment of the injured ankle in the athlete. *J Athl Train*. 2002;37(4):406-12.

Lysholm J, Tegner Y. Knee injury rating scales. *Acta Orthop*. 2007;78(4):445-53.

Mattacola CG, Dwyer MK. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. *J Athl Train*. 2002; 37(4):413-29.

Maquet D, Demoulin C, Forthomme B, Crielaard JM, Croisier JL. Activation EMG pattern during isokinetic knee flexion-extension assessment: comparison between healthy subjects and chronic pain patients. *Isokinetics Exercise Science*. 2005;13:5-11.

McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech*. 1998;13(3):195-203.

Morrison KE, Kaminski TW. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train*. 2007;42(1):135-42.

Nakasa T, Fukuhara K, Adachi N, Ochi M. The deficit of joint position sense in the chronic unstable ankle as measured by inversion angle replication error. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128:445-9.

Netter, FH. *Atlas de anatomia humana*. 2ª ed. Porto Alegre: Artes Médicas Novartis, 2000.

Nyska M, Shabat S, Simkin A, Neeb M, Matan Y, Mann G. Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *Br J Sports Med*. 2003; 37:495-7.

Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2002; 37(4):501-6.

Oman J. Exercícios isocinéticos na reabilitação. In: Prentice WE. *Técnicas de reabilitação em medicina esportiva*. São Paulo: Manole, 2002; 146-56.

Osborne MD, Rizzo TD. Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. *Sport Med*. 2003;33(15):1145-50.

Perrin DH. A brief introduction to isokinetics. In: _____. *Isokinetic exercise and assessment*. United States: Human Kinetics Publishers, 1993:1-12.

Pierre RK, Andrews L, Allman F Jr, Fleming LL. The cybex II evaluation of lateral ankle ligamentous reconstructions. *Am J Sports Med*. 1984;12:52-6.

Portal do projeto *Software para Avaliação Postural* [homepage na Internet]. São Paulo: Incubadora Virtual Fapesp; 2004 [atualizada em 2007, Jan; acesso em 2008 Jan 24]. Disponível em: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal>.

Rebello G, Joseph B. The foot in multiple synostoses syndromes. *Foot Ankle Surg*. 2003;9(1):19-24.

Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;37(1):80-4.

Rockar PA Jr. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(6):361-72.

Rodrigues RC Tradução, adaptação cultural e validação para a Língua portuguesa do “*American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) ankle-hindfoot scale*” [dissertação de Mestrado]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina; 2005.

Rosenbaum D, Becker HP, Gerngro H, Claes L. Peroneal reaction times for diagnosis functional ankle instability *Foot Ankle Surg*. 2000; 6:31-8.

Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med*. 2004;14(6):332-8.

Rubin A, Sallis R. Evaluation and diagnosis of ankle injuries. *Am Fam Physician*. 1996;54(5):1609-18.

Sacco ICN, Alibert S, Queiroz BWC, Pripas D, Kieling I, Kimura AA, Sellmer AE, Malvestio RA, Sera MT. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. *Rev bras fisioter*, 2007;11(5),411-7.

Sahin N, Baskent A, Ugurlu H, Ender B, Isokinetic evaluation of knee extensor/flexor muscle strength in patients with hypermobility syndrome *Rheumatol Int*. 2008;28:643-8.

Sammarco, VJ. Principles and techniques in rehabilitation of the athlete's foot: part III: rehabilitation of ankle sprains. *Techniques in foot ankle surgery*. 2003;2(3):199-207.

Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol*. 1988;60(3):1110-21.

Sizer PSJr, Phelps V, James R, Matthijs O. Diagnosis and management of the painful ankle/foot Part 1: clinical anatomy and pathomechanics. *Pain Practice*. 2003;3(3):238-62.

Soderberg GL, Knutsom LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyography. *Phys Ther*. 2000;80(5):485-90.

Tegner Y, Lysohn J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop*. 1985;(198):43-9.

Teixeira, LA. Medidas de desempenho. In: _____. Controle motor. São Paulo: Manole, 2006:1-47.

Testerman C; Griend RV. Evaluation of ankle instability using the biodex stability system. *Foot Ankle Int*. 1999;20(5):317-21.

Tropp H. Pronator weakness in functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*. 1986;7(5):291-94.

Tropp H. Commentary: functional ankle instability revisited. *J Athl Train*. 2002;37(4):512-5.

Tyler TF, McHugh MP, Mirabella MR, Mullaney MJ, Nicholas SJ. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: the role of previous ankle sprains and body mass index. *Am J Sports Med*. 2006;34(3):471-5.

Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train*. 2002;37(4):475-80.

Van Bergeyk AB, Younger A, Carson B. CT analysis of hindfoot alignment in chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int*. 2002;23(1):37-42.

Venturini C, Morato F, Michetti H, Russo M, Carvalho VP. Estudo da associação entre dor patelofemoral e retropé varo. *Acta Fisiatr*. 2006;13(2):70-3.

Vertullo CJ, Nunley JA. Acquired flatfoot deformity following posterior tibial tendon transfer for peroneal nerve injury: a case report. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84(7):1214-7.

Watson AW, Mac Donncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness*. 2000;40(3):260-70.

Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, Clercq DD. Proprioception and muscle strength in subjects with a history ankle sprains and chronic instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):487-93.

Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, DeCock AD, Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait Posture*. 2005;21(4):379-87.

Wolfe MW, Uhl TM, McCluskey, LC. Management of ankle sprains. *Am Fam Physician*. 2001;63(1):93-104.

Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics*. 2000;33:513-9.

Yeung MS, Chan CH, Yuan WY. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 1994;28(2):112-6.