

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
DOUTORADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos

Adriana Moré Pacheco

Porto Alegre, maio de 2008.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
DOUTORADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

Tese de Doutorado

Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos

Aluna: Adriana Moré Pacheco

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Flávia Meyer

Tese de Doutorado submetida para a aprovação do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da UFRGS, para obtenção do título de Doutor.

Porto Alegre, maio de 2008.

FICHA CATALOGRÁFICA

Pacheco, Adriana Moré.

Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos. / Adriana Moré Pacheco. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.

242 fls., 16 il., 29 quad., 12 tab.

Tese (Doutorado) – Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano. Escola de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

1. Fatores de Risco Extrínsecos. 2. Fatores de Risco Intrínsecos. 3. Esporte: Basquetebol e Voleibol. I. Título. II. Meyer, Flávia, orientadora.

Ficha catalográfica por Adriana Moré Pacheco

“Só os fracos quedam à resignação, os fortes se insurgem, lutam, dão combate à vida e vencem”.

Coelho Neto

DEDICATÓRIA

Dedico essa tese de doutorado à minha filha, razão do meu viver, aos meus pais, que são meus eternos amigos e meus exemplos de vida e ao meu marido, meu amor e companheiro. Dedico a vocês quatro, que são as pessoas que mais amo na minha vida!

AGRADECIMENTOS

- **À Deus.**
- **Aos meus pais, SÉRGIO e MARIA TEREZA que como sempre uniram forças, amor e dedicação para me verem vencer na vida. São exemplos de caráter, de sentimentos e de seres humanos. São o orgulho e os amores da minha vida. Cada vez mais amo vocês!**
- **Ao meu marido IVAN PACHECO, pelo seu amor e companheirismo, pela compreensão, pela amizade, pelos conselhos e pelo apoio dispensados nesta tese e durante esses 11 anos de convivência. Te amo!**
- **A minha paixão e o meu amor, minha filha EDUARDA MORÉ PACHECO, pela grandeza de sua existência e por iluminares todos os dias da minha vida. Tudo o que faço na vida só é possível por que tu existes. TE AMO!**
- **Aos meus irmãos, SÉRGIO e FERNANDO, pela amizade.**
- **À minha vó IRMA, que sempre será a minha querida.**
- **Meus padrinhos Toni e Silvia e meu primo Gustavo.**
- **Minhas sobrinhas Bruna e Nathália, por serem crianças que iluminam a vida trazendo alegria, como a minha filha.**
- **A minha orientadora Dra. FLÁVIA MEYER, pela oportunidade de eu desenvolver a minha tese e por sua competência nos momentos de orientações. A senhora o meu respeito e admiração.**

- Ao Dr. JEFFERSON FAGUNDES LOSS, grande orientador de toda a coleta e análise dos dados. Agradeço por toda a paciência dispensada, disponibilidade e competência durante as orientações da tese. Sinto-me honrada em tê-lo como co-orientador, e dedico-lhe meu respeito e admiração.
- À Dra. CLÁUDIA TARRAGÔ CANDOTTI, pela sinalização das idéias e motivação para desenvolver o assunto da tese que por ela foi sugerido. Por toda a disponibilidade e competência em me auxiliar.
- À Dra. THAIS DE LIMA RESENDE, pela sincera amizade e pela grande competência na organização do texto da tese para a qualificação do projeto.
- À Banca Examinadora da Qualificação desta Tese, Dra. CÍNTIA DE LA ROCHA FREITAS, Dra. CLÁUDIA TARRAGÔ CANDOTTI E Dr. JEFFERSON FAGUNDES LOSS, pela grande competência na avaliação desta tese.
- À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, na pessoa da Dra. SILVANA VILODRE GOELLNER.
- Aos excelentes e adoráveis secretários(as) do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS, ANA LUCIA MINOR LARRATÉA, ANDRÉ LUIS CARMO DOS SANTOS e ROSANE AMARO LOPES, pela disposição e amizade.
- Ao clube GRÊMIO NÁUTICO UNIÃO, por seus presidentes, diretores, vice-diretores, supervisores e coordenadores que apoiaram e incentivaram a realização dessa pesquisa.

- Aos ATLETAS DO BASQUETEBOL, do clube GRÊMIO NÁUTICO UNIÃO, equipe masculina que participaram como sujeitos dessa pesquisa.
- Aos ATLETAS DO VOLEIBOL, do clube GRÊMIO NÁUTICO UNIÃO, equipes masculina e feminina que participaram como sujeitos dessa pesquisa.
- Ao Gerente de Esportes do ano de 2006, Sr. JOSÉ MARCOS LOPES DA ROSA, que autorizou a participação dos atletas do clube na pesquisa.
- Ao Coordenador da equipe de Basquetebol, do Clube Grêmio Náutico União, Sr. JOÃO NELLY NIEDERAUER DE SOUZA.
- Ao Coordenador e técnico da equipe de Voleibol, do Clube Grêmio Náutico União, Sr. DÊNIO LUIZ DOS SANTOS PEIXOTO.
- Ao técnico do Basquetebol, do Clube Grêmio Náutico União, Sr. ANDRÉ SCOTT.
- Ao médico IVAN PACHECO, pelo diagnóstico das entorses de tornozelo dos atletas e pela compreensão como coordenador do departamento médico e de fisioterapia do clube Grêmio Náutico União em relação as minhas necessidades.
- Ao Sr. JOSÉ HÉLIO, da marcenaria do clube Grêmio Náutico União que confeccionou a plataforma do estudo.
- Ao Sr. ANTÔNIO DE MELO BRAGA, engenheiro que prontamente trabalhou na confecção eletrônica da plataforma do estudo, disponibilizando-se sempre para quaisquer intercorrências com o equipamento.
- À sempre amiga BIANCA MOTTA pelo apoio, carinho e amizade desde que nos conhecemos.

- À colega DÉBORA WERBBA, pela dedicação, apoio e auxílio incansáveis em todos os dias de coletas da tese.
- Aos estagiários(as) do Clube Grêmio Náutico União, DIEGO CARLOS PONTIN, PRISCILA ZANATTA e ROSANA STRANO COELHO que tanto auxiliaram nos postos de coleta dos dados desta tese.
- Às colegas CAROLINE GASSEN e JOSEANI CECCATO pelo apoio e auxílio durante as coletas de dados.
- À minha ex-aluna da PUCRS, GISELE LOVATEL, pela incansável ajuda na coleta dos dados.
- A aluna da UNISINOS, LETICIA GUÉ GIORDANI, pelo auxílio em um dia de coletas.
- À nutricionista e amiga MARIANA ESCOBAR por aprender e desempenhar grande auxílio nas coletas dos dados.
- À colega ANA PAULA BARCELOS KAROLCZAK por todos os ensinamentos e grande auxílio no manuseio do dinamômetro isocinético CYBEX.
- À colega JAQUELINE DE SOUZA, excelente pessoa, a quem admiro e sou muito grata ao imenso auxílio durante a coleta e análise dos dados da plataforma de força.
- Ao Dr. MARCO AURÉLIO VAZ, por permitir o uso de seu equipamento de eletromiografia e por toda a atenção dispensada durante as coletas dos dados.
- Ao colega FERNANDO DIEFENTAELER pelo auxílio em muitos momentos da tese.

- Aos colegas GUSTAVO PORTELLA DOS SANTOS e MAURÍCIO COUTO MEURER pela competência e apoio em todas as análises dos dados da eletromiografia.
- À querida CARLA GERMANO, secretária do departamento médico de GNU, pelo apoio e sincera vontade de ajudar.
- À professora e amiga CERES OLIVEIRA, pelo grande auxílio nas aulas para a análise estatística.
- À colega SIMONE CASTELLÃ PERGHER pelo apoio.
- Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX).
- A todos os PROFESSORES do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS que de uma maneira ou outra, participaram da minha formação para Doutora.
- A todos que eu possa ter esquecido sem intenção, mas que receberão meu carinho ao longo de minhas lembranças.

SUMÁRIO

RESUMO.....	18
ABSTRACT	20
1 LOCAL DE ORIGEM E REALIZAÇÃO	22
2 INTRODUÇÃO	23
3 OBJETIVOS	26
3.1 Objetivo Geral	26
3.2 Objetivos Específicos	26
4 REVISÃO DE LITERATURA	27
4.1 Entorse de Tornozelo	27
4.2 Incidência das Entorses de Tornozelo nos Esportes	33
4.3 Fatores de Risco de uma Entorse de Tornozelo	39
4.3.1 Fatores de Risco Intrínsecos.....	44
4.3.1.1 Histórias Prévia de Entorse de Tornozelo	45
4.3.1.2 Sexo do Atleta	48
4.3.1.3 Características Antropométricas do Atleta	51
4.3.1.4 Membro Inferior Dominante	54
4.3.1.5 Hiperlaxidão Ligamentar da Articulação do Tornozelo.....	56
4.3.1.6 Amplitude de Movimento Ativa do Complexo Tornozelo-Pé	58
4.3.1.7 Tempo de Resposta Eletromiográfica dos Eversores do Tornozelo.....	61
4.3.1.8 Controle Postural do Atleta	71
4.3.1.9 Torque Muscular dos Inversores e Eversores do Tornozelo	78
4.3.2 Fatores de Risco Extrínsecos	82
4.3.2.1 Tipo de Tênis	83
4.3.2.2 Uso de Órteses (<i>braces</i>).....	84
4.3.2.3 Ocorrência das Lesões em Treinos e Jogos	86
4.3.2.4 Posicionamento do Jogador na Quadra	89
4.4 Conseqüências de uma Entorse de Tornozelo	91
4.4.1 Instabilidade Articular do Tornozelo	91
4.4.2 Alteração da Propriocepção	93
5 PROBLEMA DE PESQUISA	97
5.1 Hipóteses.....	97
5.2 Definição Operacional das Variáveis	97
5.2.1 Variáveis independentes: fatores intrínsecos e fatores extrínsecos.....	97
5.2.2 Variável dependente: entorse da articulação do tornozelo.....	99
6 MATERIAL E MÉTODOS	101
6.1 Etapas para a Realização da Coleta dos Dados	101
6.2 Amostra.....	103
6.3 Delineamento da Pesquisa.....	104
6.4 Procedimento de Coleta dos Dados	104
6.5 Procedimento de Pós-Coleta de Dados	105
6.6 Aplicação da Coleta dos Dados.....	106
6.6.1 Ficha de Avaliação	106

6.6.2 Avaliação Física do Atleta	107
6.6.2.1 Medida da Hiperlaxidão Ligamentar do Tornozelo	107
6.6.2.2 Avaliação da Amplitude de Movimento Articular Ativa do Tornozelo.....	108
6.6.2.3 Eletromiografia	113
6.6.2.4 Plataforma de Inversão	117
6.6.2.5 Controle Postural	127
6.6.2.6 Relação Entre os Torques Musculares dos Inversores e Eversores do Complexo Tornozelo-Pé.....	135
7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	142
8 RESULTADOS	144
9 DISCUSSÃO	158
9.1 Sexo do Atleta	159
9.2 Massa corporal e Estatura do Atleta	161
9.3 Membro Inferior Dominante.....	164
9.4 Hiperlaxidão Ligamentar da Articulação do Tornozelo	165
9.5 Histórias Prévias de Entorse de Tornozelo.....	166
9.6 Frequência das Lesões em Treinos e Competições (Jogos).....	169
9.7 Tipo de Tênis	172
9.8 Uso de Órteses (<i>braces</i>).....	173
9.9 Posicionamento do Jogador na Quadra.....	176
9.10 Amplitude de Movimento Ativa do Complexo Tornozelo-Pé	178
9.11 Tempo de Resposta Eletromiográfica dos Músculos Eversores do Tornozelo	181
9.12 Controle Postural do Atleta	189
9.13 Torque Muscular dos Inversores e Eversores do Tornozelo.....	194
9.14 Modelo de Regressão Logística Multivariada	197
10 CONCLUSÃO.....	201
11 DIREÇÕES FUTURAS.....	202
12 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	203
13 ANEXOS	220

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-Tornozelo com entorse de grau II em atleta de voleibol.....	32
Figura 2-Teste de gaveta anterior para diagnóstico de instabilidade e da hiperlaxidão do tornozelo.....	108
Figura 3 -Posicionamento do goniômetro para medida da flexão dorsal.....	110
Figura 4 -Posicionamento do goniômetro para medida da flexão plantar.....	111
Figura 5 -Posicionamento do goniômetro para medida da abdução.....	112
Figura 6 -Posicionamento do goniômetro para medida da adução.....	112
Figura 7- Posicionamento dos eletrodos na perna esquerda.....	116
Figura 8 - Plataforma eletrônica de simulação de inversão do tornozelo.....	118
Figura 9 -Plataforma eletrônica de simulação de inversão do tornozelo com o deslocamento angular de 30°.....	119
Figura 10 - Posicionamento do atleta na plataforma eletrônica.....	122
Figura 11 -Demonstração gráfica da análise do tempo de resposta eletromiográfica....	125
Figura 12 - Plataforma de força	128
Figura 13 - Esquema das forças atuantes no pé da atleta durante o apoio unipodal na plataforma.....	128
Figura 14 - Atleta em apoio unipodal sobre a plataforma de força.....	130
Figura 15 - Dinamômetro isocinético.....	135
Figura 16 - Posicionamento do atleta no dinamômetro isocinético.....	139

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Estudos que encontraram relação entre história prévia de entorse e recidiva da lesão.	45
Quadro 2: Estudos que não encontraram relação entre história prévia de entorse e recidiva da lesão.	47
Quadro 3: Estudos que revelaram que mulheres estão mais expostas a lesões em membros inferiores (principalmente entose de tornozelo).....	48
Quadro 4: Estudos que revelaram que homens estão mais expostos a lesões em membros inferiores.....	50
Quadro 5: Estudos que não encontraram relação entre lesões de membros inferiores e sexo do atleta.	50
Quadro 6: Estudos que encontraram relação entre entorse de tornozelo e massa corporal e estatura do atleta.....	52
Quadro 7: Estudos que não encontraram relação entre entorse de tornozelo e massa corporal e estatura do atleta.	53
Quadro 8: Estudos que encontraram relação entre entorse de tornozelo e dominância do membro inferior.....	54
Quadro 9: Estudos que não encontraram relação entre entorse de tornozelo e dominância do membro inferior.....	55
Quadro 10: Estudos que encontraram associação entre a hiperlassidão ligamentar do tornozelo e a entorse dessa articulação.....	57
Quadro 11: Estudos que não encontraram associação entre a hiperlassidão ligamentar do tornozelo e a entorse dessa articulação.	57
Quadro 12: Estudos que encontraram associação entre o aumento da amplitude de movimento do tornozelo e a entorse dessa articulação.	58
Quadro 13: Estudos que não encontraram associação entre o aumento da amplitude de movimento do tornozelo e a entorse dessa articulação.....	60
Quadro 14: Estudos que encontraram resultados significativos para o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares.....	63
Quadro 15: Estudos que não encontraram resultados significativos para o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares.....	65
Quadro 16: Estudos que encontraram resultados significativos para controle postural.....	73
Quadro 17: Estudos que não encontraram resultados significativos para controle postural.....	76
Quadro 18: Estudos que encontraram resultados significativos para as forças dos músculos eversores e inversores do pé.....	78
Quadro 19: Estudos que não encontraram resultados significativos para as forças dos músculos eversores e inversores do pé.....	81
Quadro 20: Estudos que encontraram associação entre o tipo de tênis e entorse de tornozelo.....	83
Quadro 21: Estudos que não encontraram associação entre o tipo de tênis e entorse de tornozelo.....	83

Quadro 22: Estudos que encontraram associação entre o uso de <i>brace</i> e a diminuição de entorse de tornozelo.....	84
Quadro 23: Estudos que não encontraram associação entre o uso de <i>brace</i> e a diminuição de entorse de tornozelo.....	86
Quadro 24: Estudos que indicam a incidência de lesões maior durante as competições (jogos) do que durante os treinos.....	87
Quadro 25: Estudos que indicam a incidência de lesões maior durante os treinos do que durante as competições (jogos).....	89
Quadro 26: Estudos que relacionaram o posicionamento do jogador na quadra com a entorse do tornozelo.....	89
Quadro 27: Estudos que não relacionaram o posicionamento do jogador na quadra com a entorse do tornozelo.....	90
Quadro 28: Protocolo de familiarização com o dinamômetro isocinético.....	137
Quadro 29: Protocolo de avaliação no dinamômetro isocinético.....	141

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Caracterização da amostra.....	145
Tabela 2 - Amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé do atleta no membro inferior dominante e com lesão.....	149
Tabela 3 – Amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé no grupo com lesão conforme membro inferior.....	150
Tabela 4 – Tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo do atleta no membro inferior dominante e com lesão	150
Tabela 5 – Tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo no grupo com lesão conforme membro inferior.....	151
Tabela 6 – Controle postural do atleta no membro inferior dominante e com lesão.....	151
Tabela 7 – Controle postural do atleta no grupo com lesão conforme membro inferior.....	152
Tabela 8 – Torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo do atleta no membro inferior dominante e com lesão.....	153
Tabela 9 – Torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo no grupo com lesão conforme membro inferior.....	153
Tabela 10 – Análise de Regressão Logística Multivariada para avaliar preditores de lesão no membro inferior.....	154
Tabela 11 – Avaliação da probabilidade de ocorrência de lesão de acordo com o número de fatores de risco presentes.....	155
Tabela 12 – Caracterização da lesão.....	157

ANEXOS

Anexo 1 - Termo de Aprovação do Comitê de Ética da UFRGS.....	221
Anexo 2 - Termos de Autorizações Institucional.....	222
Anexo 3 - Termo de Consentimento Informado Livre e Esclarecido.....	228
Anexo 4 – Ficha de Avaliação.....	232
Anexo 5 - Questionário I.....	234
Anexo 6 - Medidas da Plataforma Eletrônica de Inversão do Tornozelo.....	234
Anexo 7 - Artigo do Estudo Piloto da Plataforma de Inversão.....	236
Anexo 8 - Protocolo de Inversões do Pé na Plataforma.....	241

RESUMO

Muitas variáveis têm sido associadas retrospectivamente com a entorse de tornozelo. Porém, ainda se desconhece os principais fatores que predisõem os atletas a essa lesão em esportes como o basquetebol e o voleibol. O objetivo deste estudo foi identificar quais são as variáveis intrínsecas e extrínsecas de atletas de basquetebol e voleibol que podem ser preditoras da entorse de tornozelo. **Métodos:** Caracterizou-se como longitudinal de coorte, com acompanhamento de 05 meses. Um total de 94 atletas femininos e masculinos com $15,8 \pm 1,67$ anos de idade do Clube Poliesportivo Grêmio Náutico União (47 do basquetebol e 47 do voleibol), foram avaliados em relação a presença de fatores de risco intrínsecos como história prévia de entorse de tornozelo, sexo do atleta, massa corporal e estatura do atleta (características antropométricas), membro inferior dominante, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do tornozelo, controle postural do atleta e torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo. Os fatores de risco extrínsecos avaliados foram: tipo de tênis, utilização ou não de órteses (*braces*), ocorrência das lesões em treinos e jogos, frequência e duração dos treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra. **Resultados:** Dezoito (19%), dos 94 atletas apresentaram entorse por inversão em um dos tornozelos. A análise de regressão logística multivariada revelou que permaneceram no modelo final de regressão 04 fatores:

membro inferior dominante esquerdo, não usar amortecedores no tênis, posição do jogador na quadra e o músculo fibular curto com valor de tempo de reação maior que 80ms. Destas, apenas a posição do jogador (Ala/Ponta/Saída de Rede/Oposto) em quadra associou-se significativamente com a entorse ($p=0,046$). O cálculo da probabilidade da ocorrência da entorse demonstrou que se o atleta tiver o membro inferior dominante esquerdo, não usar amortecedores nos tênis, ser ala ou ponta ou saída de rede ou oposto e possuir o tempo de resposta eletromiográfica (tempo de reação) do músculo fibular curto maior que 80ms, ele tem uma probabilidade de 86,1% de sofrer a entorse de tornozelo. **Conclusão:** O percentual da predição parece apontar alguns fatores de risco, mas não é definitivo. No presente estudo, a posição do jogador parece ser o fator de risco mais importante para o atleta se lesionar.

Palavras-chave: Predição, Entorse de Tornozelo, Fatores de Risco Intrínsecos, Fatores de Risco Extrínsecos, Atletas de Basquetebol e Atletas de Voleibol.

ABSTRACT

Many variables have been retrospectively associated with ankle sprain. But it is still unclear the main factors that predispose athletes to injury in sports such as basketball and volleyball. The purpose of this study was to identify intrinsic and extrinsic variables that are predictors of ankle sprain in basketball and volleyball athletes. **Methods:** This was a longitudinal cohort consisting of 05 months of follow-up. A total of 94 female and male athletes with 15.8 ± 1.67 years of age who trained at Grêmio Náutico União Club (47 basketball and 47 volleyball players) were evaluated for the presence of intrinsic risk factors such as previous history of ankle sprain, gender, body mass and height of the athlete (anthropometric characteristics), dominant leg, ankle ligament laxity (or hypermobility), range of motion of the ankle-foot complex, response time of electromyographic evertor the muscles of the ankle, postural control of athletic and muscular torque of inverters and evertor ankle. The extrinsic risk factors were: type of tennis, use of orthoses (arms), occurrence of injuries in drills and games, frequency and duration of drills and games and positioning of the player on the court. **Results:** Eighteen (19%), of the 94 athletes presented inversion sprain in one of the ankles. The multivariate logistic regression analysis revealed that 04 factors remained in the final model of regression: dominant left leg, not using the dampers sneakers, the position player on the court and peroneus muscle short amount of time with the reaction more

than 80ms. Of these, only the position of the player (Ala / Point / Output Network / Opposed) in court to be significantly associated with the sprain ($p = 0,046$). The calculation of the probability of occurrence of sprains showed that if the athlete has the dominant left leg, do not use the dampers sneakers, or be wing tip or exit the network or opposite and have the response time of electromyographic (the reaction time) of muscle fibular short more than 80ms, he has a probability of 86.1% from suffering the ankle sprain. **Conclusion:** The percentage of prediction seems to point to some risk factors, but it is not definitive. In this study, the player's position appears to be the most important risk factor for injury if the athlete.

Keywords: Prediction, Ankle Sprain, Intrinsic Risk Factors, Extrinsic Risk Factors, Basketball Athletes and Volleyball Athletes.

1 LOCAL DE ORIGEM E REALIZAÇÃO

Esta pesquisa teve como local de origem a Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) e foi realizada na Escola de Educação Física, no setor de pesquisa do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) e no Clube Poliesportivo Grêmio Náutico União – sede Moinhos de Vento.

2 INTRODUÇÃO

A entorse de tornozelo é uma das lesões de maior ocorrência na prática esportiva (Maehlum e Daljord, 1984, Shafle, 1990, Carazzato et al., 1992, Chan et al., 1993, Bahr e Bahr, 1997, Briner e Kacmar, 1997, Lynch e Renström, 1999, Gross e Liu, 2003, Verhagen et al., 2004 e Cardoso et al., 2005). Autores relatam que a entorse da articulação do tornozelo ocorre de 10% a 28% de todas as modalidades de esportes (Marck, 1980, Garrick, 1982, Garrick e Schelkun, 1997, Wolfe et al., 2001, Cohen e Abdalla, 2003 e Zöch et al., 2003) e a maioria ocorre durante a atividade esportiva em praticantes com idade entre 15 e 35 anos (Renström e Lynch, 1999).

Nos esportes de contato como o basquetebol e em esportes onde quase não há contato entre os atletas como é o caso do voleibol (Ferretti et al., 1994, Bahr e Bahr, 1997, McKay et al., 2001 e Verhagen et al., 2004), a entorse é a lesão mais freqüente e o tornozelo é a articulação mais acometida quando comparada com as outras articulações (Derscheid e Brow 1985, Carazzato et al., 1992, Chan et al., 1993, Bahr e Bahr 1997, McKay et al., 2001, Cohen e Abdalla 2003, Verhagen et al., 2004 e Cardoso et al., 2005). As entorses correspondem de 75% a 78% dessas lesões e o mecanismo por inversão chega a 85% ou 90% (Ferretti et al., 1994, Sheth et al., 1997, Ebig et al., 1997, Renström e Lynch, 1999 e Junge et al., 2006). Tal ocorrência deve-se aos gestos esportivos, como os saltos, as corridas e as quedas ao solo, após um salto (21% a 25%) (Schafle 1993, Holmer et al., 1994,

Bahr e Bahr, 1997, Briner e Benjamin, 1999, Verhagen et al., 2004 e Cardoso et al., 2005).

Tendo em vista o aumento do número de praticantes de esportes como o basquetebol e o voleibol, e a alta incidência de entorse de tornozelo nesses esportes, a identificação dos fatores de risco para essa lesão parece ser uma necessidade de investigação nos atletas para garantir a identificação das variáveis intrínsecas e extrínsecas que envolvem a articulação do tornozelo (Baumhauer et al., 1995, Beynnon et al., 2002, Murphy et al., 2003 e Willems et al., 2005).

Assim, a literatura tem apontado para os fatores de risco que podem predizer essa lesão, e esses são apresentados como fatores intrínsecos e extrínsecos e foram apresentados pela primeira vez nos esportes por Williams (1971). Os fatores intrínsecos são os que dizem respeito as características individuais do sujeito e como exemplo, pode-se apresentar: histórias prévias de entorse, sexo do atleta, massa corporal e estatura do atleta (características antropométricas), membro inferior dominante, tipo anatômico do pé, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, torque muscular dos inversores e eversores, tempo de reação dos músculos fibulares e controle postural. Os fatores extrínsecos são as variáveis que relatam as condições externas ou ambientais que cercam o sujeito, como por exemplo: uso de *brace*, tipo de tênis, frequência e intensidade dos treinos, ocorrência de lesões em treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra (Willems 2005).

Murphy et al., 2003 revisou recentemente na literatura os fatores de risco para os membros inferiores e o entendimento das causas das lesões ainda é limitado. Além disso, a relação entre os parâmetros intrínsecos e a entorse de

tornozelo ainda é obscura (Willems et al., 2005). Com isto, os estudos que examinam os fatores de risco nas entorses de tornozelo são necessários.

Essa questão reveste-se de importância, pois as conseqüências de uma entorse de tornozelo se caracterizam pelo estiramento e/ou ruptura de vários tecidos, rupturas ligamentares incompletas ou completas nos graus 2 e 3, respectivamente, afrouxamento capsular e instabilidade articular (O`Donoghue, 1970, Balduini e Tetzlaff, 1982, Balduini et al., 1987, Renström e Lynch, 1999, Wolfe, et al., 2001 e Verhagen et al., 2004). As “deformações” produzidas por um estiramento excessivo dos tecidos, na entorse por inversão, ocorrem no compartimento lateral da perna, atingindo, principalmente, os músculos fibulares curto e longo. Com esse estiramento, pode ocorrer alteração da capacidade proprioceptiva (capacidade de percepção da posição e do movimento das partes do corpo no espaço) pela lesão e pela instabilidade articular (Brunt et al., 1992, Karlsson et al., 1992, Jerosch e Prymka, 1996, Konradsen et al., 1998, Watson, 1999, Mattacola e Dwyer, 2002 e Verhagen et al., 2004).

É curioso que desde 1971, os trabalhos de Williams já investigavam essas questões, porém a lesão continua acontecendo com altas incidências. Assim, espera-se que os resultados do presente estudo forneçam informações que possibilitem a predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas, para que os profissionais da área da saúde que lidam com esportes possam sugerir programas de prevenção desta lesão.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

- Identificar quais são as variáveis intrínsecas e extrínsecas de atletas de basquetebol e voleibol que podem ser preditoras da entorse de tornozelo.

3.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a capacidade de predição da entorse de tornozelo de cada variável intrínseca como: histórias prévias de entorse de tornozelo, sexo do atleta, características antropométricas do atleta, membro inferior dominante, tipo anatômico de pé, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do tornozelo, controle postural do atleta e torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo, em atletas de basquetebol e voleibol.

- Avaliar a capacidade de predição da entorse de tornozelo de cada variável extrínseca como: tipo de tênis, uso de órteses (*braces*), ocorrência das lesões em treinos e jogos, frequência e duração dos treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra, em atletas de basquetebol e voleibol.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Entorse de Tornozelo

A palavra “entorse” do latim *exprimere* – “pressionar para fora” (Cailliet, 1976) é definida como uma lesão articular na qual fibras de um ligamento que tem papel de estabilização de uma articulação, são, na maioria das vezes, parcialmente rompidas devido a uma hiperdistensão e ocorre, principalmente, descoordenação motora, com interferência dos reflexos que dependem dos mecanorreceptores articulares (Freeman, 1965, Tropp e Odenrick, 1988, Konradsen et al., 1998), causando a interrupção do fluxo de impulsos dos proprioceptores da articulação para o sistema nervoso central (Joanne e Phty 1995).

O tornozelo, também chamado de articulação tíbio-talar, pode sofrer lesões como fraturas, luxações e a entorse, que é a alteração mais comum que ocorre nessa articulação (Derscheid e Brow, 1985, Carazzato et al., 1992, Chan et al., 1993, Bahr e Bahr, 1997, Cohen e Abdalla, 2003 e Verhagen et al., 2004).

Os mecanismos de uma entorse de tornozelo podem ser por eversão (usualmente não tão severo) ou por inversão que é o mais comum ocorrendo em 85% a 90% dos casos (Ferretti et al., 1994, Sheth et al., 1997, Ebig et al., 1997 e Renström e Lynch, 1999). Assim, quando ocorre uma pronação ou eversão do tornozelo seguido de rotação externa as estruturas afetadas se localizam no compartimento medial do pé e perna e quando o tornozelo realiza uma rotação com dorsiflexão, os resultados da lesão ocorrem na sindesmose, ou articulação

tibiofibular (Marr e Rubin, 2003). Para a inversão, associada a uma flexão plantar e adução do pé, os ligamentos situados na face lateral do tornozelo são os primeiros a serem lesados. Nesses casos o ligamento talofibular anterior é o primeiro a ser lesado, devido ao posicionamento de máximo estresse ligamentar que esse movimento gera, e assim, ocorre também a hiperdistensão de outros ligamentos, e grupos musculares do compartimento lateral da perna (Renström e Lynch, 1999, Hockembury e Sammarco, 2001).

Apesar dos movimentos de inversão e de eversão ocorrerem fisiologicamente no pé (movimentação subtalar, ambos com amplitude de 5°), neste estudo, assim como na literatura, o tornozelo é referido como a articulação que realiza esses movimentos, pois o movimento patológico ocorre nessa articulação, que é a tibio-talar.

O tornozelo apresenta uma amplitude de inversão muito maior que a de eversão, devido à diferença angular existente entre as duas pinças maleolares (o maléolo medial ou tibial é mais curto e localiza-se mais anteriormente que o maléolo lateral ou fibular) o que propicia maior exposição do compartimento medial do tornozelo favorecendo a inversão da articulação (Renström e Lynch, 1999). A inclinação talar normal pode variar entre 0° e 27°, e como regra geral, maior que 10° comparados com o lado normal é considerada patológica (Karlsson 1989).

Após um trauma como a entorse do tornozelo, a articulação sofre um estiramento da cápsula articular, causando edema, hematoma, dor e alteração do funcionamento dos receptores articulares e musculares (Freeman et al., 1965, Ferretti et al., 1994 e Gross e Marti, 1999). Uma hemorragia interna na articulação

do tornozelo leva a uma expansão articular com acompanhamento de uma instabilidade considerável e edema em ambos os lados da articulação (ao redor dos maléolos). Um sangramento externo à articulação gera um hematoma geralmente na face do tornozelo que foi “estirada”, ou seja, na entorse em inversão o hematoma localiza-se na face lateral, enquanto na entorse em eversão, na face medial (Gomes, 1993).

O edema é caracterizado pelo acúmulo de líquido tecidual em regiões que normalmente são ocupadas por substância intercelular. O edema pode ser localizado ou generalizado. Segundo McComas (1996), são quatro as causas básicas do edema: a) obstrução linfática b) obstrução do retorno venoso do sangue c) redução na quantidade de proteínas do plasma sanguíneo d) aumento da permeabilidade dos capilares. O edema característico de lesões ligamentares por entorse de tornozelo é o do aumento da permeabilidade dos capilares por ruptura dos mesmos durante a lesão (McComas, 1996). Outra causa de edema articular se dá pela sensibilidade da membrana sinovial (membrana que recobre internamente a cápsula articular) a pequenos traumas, e sua congestão é responsável pela maior produção de líquido articular levando ao edema ou derrame articular. Já a cápsula articular, por sua vez, é mais resistente e não é lesionada tão facilmente (Tropp et al., 1985, 1993).

Outra alteração inspeccional da articulação pode ser o hematoma. Fisiologicamente, o hematoma ocorre por ruptura de capilares e acúmulo de sangue extravasado no meio extracapilar. No hematoma, a perda de sangue é abundante e a reabsorção é lenta. As veias são as mais atingidas, pois se situam mais superficialmente que as artérias. Assim, o tornozelo lesado, geralmente

apresenta alteração de cor, com aparência azulada e amarelada devido à organização e reabsorção do edema (Renström e Lynch, 1999). A alteração de cor está freqüentemente localizada mais distalmente do que a lesão propriamente, devido à drenagem gravitacional (Renström e Lynch, 1999). Nas contusões ósseas há maior acometimento de hematomas, pois o periósteo é bem vascularizado. Os vasos subperiósticos se rompem, formando uma bolsa de sangue coagulado.

Do ponto de vista intrínseco, os indivíduos que sofreram a entorse costumam relatar uma sensação de que o tornozelo “cede” com os menores movimentos de inversão, como ocorre quando caminhando em superfícies irregulares. Esta sensação deve-se principalmente a instabilidade articular, principal consequência da lesão (O`Donoghue, 1970, Balduini e Tetzlaff, 1982, Balduini et al., 1987, Brunt et al., 1992, Karlsson et al., 1992, Jerosch e Prymka, 1996, Konradsen et al., 1998, Watson, 1999, Wolfe, et al., 2001, Mattacola e Dwyer, 2002 e Verhagen et al. 2004).

Para este tipo de intercorrência utiliza-se um exame físico, como a palpação óssea e muscular, onde também pode se detectar fraturas da base do quinto metatarsiano e pode se encontrar edemas e hematomas, acompanhados ou não de dor a essa palpação, que são comuns após um diagnóstico de lesão ligamentar por uma entorse em inversão. O teste de gaveta anterior é outro tipo de exame físico amplamente utilizado nas entorses de tornozelo para a verificação da presença ou não de instabilidade articular e deve ser realizado entre quatro e sete dias após a lesão (Isakov et al., 1986, Konradsen et al., 1998, Wolfe et al., 2001 e Marr e Rubin, 2003). Karlsson (1989), desenvolveu um critério de avaliação para o

teste de gaveta anterior que define a frouxidão anormal como um deslocamento anterior absoluto de 10 mm ou uma diferença maior que 03 mm entre os lados.

Segundo Balduini e Tetzlaff (1982), Balduini et al. (1987), Renström e Lynch (1999), Wolfe et al. (2001) e Mattacola e Dwyer (2002), a partir de exames físicos e radiológicos, as entorses de tornozelo podem ser classificadas de acordo com a intensidade do trauma em:

a) *Grau I ou leve* – a integridade de quase todas as fibras ligamentares é mantida. Encontra-se pequena reação vasomotora, caracterizada, geralmente, pelo edema. Há presença de dor leve na fase aguda. No exame radiológico, mantém-se a característica de estabilidade em todos os movimentos articulares. Existe pronto restabelecimento do apoio e da marcha.

b) *Grau II ou moderado* - há presença de hematoma e edema de maior dimensão, devido a uma maior lesão vasomotora (Figura 1). Pelo teste de gaveta anterior, verifica-se pequena instabilidade quando a articulação é submetida ao exame sob estresse. Existe presença de quadro algico e inflamatório maior que no grau I, e, desta maneira, o apoio e a marcha são dificultados, retornando somente após a regressão desses sintomas. Neste grau, ocorre ruptura parcial dos ligamentos. É o grau mais encontrado nas entorses esportivas (Garrick, 1977, Renström e Lynch, 1999, Wilkerson, 1992).



Figura 1– Tornozelo com entorse de grau II em atleta de voleibol. Observe no compartimento lateral do tornozelo esquerdo a presença do edema e do hematoma ao redor do maléolo lateral, apontado pela seta preta.

c) *Grau III ou grave* – apresenta-se com dor intensa, há grande área de ruptura de vasos mostrando edema importante, hematoma de grande extensão e, ainda, tumefação na articulação do tornozelo. Ocorre instabilidade radiológica por estresse de grande abertura, e pode haver avulsões ósseas. No teste de gaveta anterior, também é possível a verificação de grande instabilidade. A ruptura das estruturas cápsulo-ligamentares é completa, e isso se comprova por artrografia devido ao extravasamento de líquido para as regiões onde, normalmente, ele não deve ser encontrado. Neste grau, o tratamento é geralmente cirúrgico.

Em vista desta classificação, as entorses podem então ser diagnosticadas de acordo com a presença ou não de instabilidade articular que é a principal consequência das entorses de graus 2 e 3 e assim acarreta alterações funcionais

nos ligamentos, cápsula articular, tendões e músculos da articulação do tornozelo, nos indivíduos que sofreram esses graus (O`Donoghue, 1970, Balduini e Tetzlaff, 1982, Balduini et al., 1987, Brunt et al., 1992, Karlsson et al., 1992, Jerosch e Prymka, 1996, Konradsen et al., 1998, Watson, 1999, Wolfe, et al., 2001, Mattacola e Dwyer, 2002 e Verhagen et al. 2004).

4.2 Incidência das Entorses de Tornozelo nos Esportes

A entorse de tornozelo é uma das lesões mais freqüentes em atletas nas mais variadas modalidades esportivas (Beynnon et al., 2001 e 2002, Verhagen et al., 2004, Mei-Dan et al, 2005, Willems et al., 2005 e McHugh et al., 2006). Tem sido documentado que 85% a 90% das lesões do tornozelo afetam a estrutura lateral desta articulação, resultado da inversão por ela sofrida (Ferretti et al., 1994, Sheth et al., 1997 e Ebig et al., 1997). Na prática esportiva do voleibol, esse mecanismo de inversão, ocorre no bloqueio da bola, onde os jogadores dos dois times saltam junto à rede que divide a quadra e no caso do basquetebol, ocorre após o retorno do salto da cesta. A alta incidência das entorses da articulação do tornozelo ocorre justamente no momento que os atletas retornam ao solo após o salto, e assim, acabam caindo sobre o dorso do pé de outro jogador, realizando a entorse da articulação, que na maioria das vezes é classificada como grau II (Schafle,1993, Holmer et al., 1994, Bahr e Bahr, 1997 e Cardoso et al., 2005), devido à instabilidade que se apresenta. Segundo Renström e Lynch, (1999), é

estimado que ocorra uma lesão em inversão do tornozelo para cada 10.000 pessoas por dia.

Em 1993, Schafle mostrou que a entorse da articulação do tornozelo foi a lesão mais freqüente no voleibol e essa ocorria após o bloqueio da bola na rede, principalmente quando os bloqueadores, ao retornarem de um salto, caíam sobre o pé do adversário na linha de divisão da quadra. Bahr e Bahr (1997) relataram que 21% das entorses aconteciam no retorno de um salto ou queda ao solo, após um bloqueio na rede. Briner e Kacmar (1997) corroboram esse estudo e também o de Schafle (1993) quando afirmam que as entorses de tornozelo são as lesões mais comuns que aparecem após o retorno do bloqueio na rede.

Também em outros esportes a entorse da articulação do tornozelo se mostra bastante incidente. Assim, na Noruega, Maehlum e Daljord (1984) encontraram no futebol e no esqui 49% do total das lesões entre todas as modalidades esportivas. Setenta e cinco por cento das lesões ocorreram nos membros inferiores, e a mais encontrada foi à entorse na articulação do tornozelo (16%).

Schafle et al. (1990), documentaram lesões ocorridas durante um torneio amador nacional de voleibol ocorrido em 1987. A entorse do tornozelo foi a lesão de maior incidência. No Brasil, Carazzato et al. (1992) apresentaram um levantamento de 6.955 atendimentos em traumatologia esportiva advindos de dez modalidades esportivas de alto nível. O voleibol foi apontado como a modalidade esportiva que mais necessitou de recursos médicos (38,61%), seguido de futebol de salão com 23,36% e do handebol em terceiro lugar (21,39%). O basquetebol ficou em oitavo lugar no quadro de incidências de lesões, com 1,09%. Com relação aos seguimentos corpóreos mais atingidos pelas lesões, o joelho

apresentou-se no topo da tabela com 23,44% dos atendimentos, seguido do tornozelo, com 18,46%. Quanto aos tipos de lesões, a entorse predominou com 30,77% dos atendimentos, seguida das rupturas musculares com 12,75%. Sendo assim, o tornozelo e o pé se apresentaram como as articulações mais envolvidas pela lesão do tipo entorse, sendo, 85,12% para o tornozelo e 38,77% para o pé.

Chan et al. (1993) corroboraram as pesquisas anteriores mostrando que o futebol, o basquetebol, o voleibol, a corrida de longa distância e o ciclismo são, nessa ordem, as modalidades esportivas que mais apresentaram lesões num período de seis anos em atletas não profissionais. Diferentes esportes produzem diferentes padrões de lesões. As articulações do joelho (35,11%) e as do tornozelo (15,44%) representaram as de maiores incidências de lesões. A lesão mais comum era a entorse (44,60%). No basquetebol, o tornozelo se apresentou em 22,73% dos casos, enquanto no voleibol foi de 16,97% dos casos.

Leanderson et al. (1993) avaliaram 102 jogadores de basquetebol e 96% destes já tinham sofrido entorse de tornozelo enquanto jogadores. Oitenta e três por cento reportaram que houve reincidentia da lesão. Nas duas últimas temporadas, 78% dos jogadores tinham sofrido uma entorse em um dos tornozelos. As freqüências de lesões do tornozelo mostraram 5,5 lesões de tornozelo por 1000 horas de atividades.

Em um estudo feito por Holmer et al. (1994), na Dinamarca, 61% de todas as lesões eram localizadas no compartimento lateral do pé e eram identificadas como entorse por inversão do tornozelo. Esses autores constataram que as lesões ocorrem com freqüência à tardinha e podem acontecer todos os dias da semana e

a tendência de ocorrer as entorses acontece mais no verão. Esse fato pode ser explicado pelo inverno rigoroso que limita as práticas de esportes.

Bahr e Bahr (1997) também encontraram grande incidência de lesões agudas no voleibol. Esses autores mostraram que o tornozelo apresentou 54% das lesões registradas durante um período de 51.588 horas de jogos, sendo 45.837 horas durante os treinos e 5.751 horas durante as competições.

Steinbrück (1999) relatou uma análise de 25 anos de cuidados no ambulatório de ortopedia e traumatologia esportiva na Alemanha. Os resultados mostraram que o futebol se apresentou com 34,3% das lesões, seguido do esqui com 11,9%, o handebol com 7,5%, o tênis com 5,4% e o voleibol com 5,1%. Com relação aos segmentos corpóreos afetados, o tornozelo aparece em 19,9% dos casos. Com relação aos diagnósticos das lesões, as entorses se apresentaram com 32,6%.

Em 2000, Hosea et al. realizaram um estudo de 2 anos com a participação de 11.780 atletas, sendo 4.940 mulheres e 6.840 homens. Com relação à entorse do tornozelo, aconteceram 1.052 entorses. Porém não houve diferença significativa na incidência de entorses graus II e III de tornozelo, fraturas do tornozelo e entorses da sindesmose (ligamento localizado entre a tíbia e fíbula).

Gantus e Assumpção (2002) identificaram as lesões mais freqüentes do sistema locomotor em atletas de basquetebol. Foram entrevistados 59 atletas entre 18 e 39 anos de sete equipes. Foram relatadas 455 lesões e a mais freqüente foi a entorse de tornozelo, 49 (10,8%). Quanto à fase de ocorrência, 356 (78,2%) das lesões ocorreram durante a temporada. O momento de ocorrência da lesão ocorreu metade em treinos e a outra metade nas competições. Quanto à

gravidade das lesões, 131 (28,9%) foram de primeiro grau, 171 (37,6%) foram entorses de segundo grau e 153 (33,5%) foram de terceiro grau.

Meeuwisse, et al. (2003) realizaram um estudo no time de basquete masculino da *Canadian Intercollegiate Athletic Union*, no Oeste do Canadá e mostraram que num total de 142 atletas, 215 lesões (44,7% dos jogadores lesados) foram documentadas num período de 2 anos. As lesões ocorrem 3,7 vezes com mais freqüência em jogos que durante os treinos.

Nos estudos de Gross e Liu (2003), a entorse de tornozelo por inversão é uma das lesões mais freqüentes ocorridas em atletas de recreação e competitivos. Estes têm reportado uma alta incidência de entorses de tornozelo no basquetebol e no futebol, também em treinamentos militares e em indivíduos com história prévia de entorse de tornozelo. Devido a esta alta incidência de entorses, os autores levantam a hipótese de que o uso profilático de *braces* (imobilizadores) que são freqüentemente usados para reduzir os riscos de lesões recorrentes, quando os indivíduos retornam para as atividades esportivas, tem ajudado a reduzir significativamente essa lesão.

Hodgson et al. (2005) estudaram 12 atletas de voleibol do sexo feminino e também constataram que a entorse de tornozelo era uma lesão de alta freqüência. Também Hewett et al. (2006) afirmam que atletas mulheres podem apresentar perfis de alto risco para aterrissagem em todos os estágios de puberdade e que pode levar ao aumento de lesões durante a aterrissagem no voleibol, principalmente se tratando da entorse de tornozelo.

Talvez, o grande número de saltos e aterrissagens, por atleta a cada jogo, seja um fator que corrobore para a lesão mais comum no voleibol e no

basquetebol, a entorse de tornozelo. Conforme, Cardoso et al. (2005), a maioria das lesões de entorse ocorre durante a aterrissagem de um salto após um bloqueio ou ataque e Bahr e Bahr (1997) acrescentam a queda sobre o pé do adversário ou de um colega de time, após o salto, como os fatores mais prevalentes.

A partir dos estudos apresentados, no ano de 2005, foi feito um levantamento das incidências nos últimos cinco anos das entorses de tornozelo nos times de basquetebol e de voleibol, do Clube Poliesportivo Grêmio Náutico União na cidade de Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil. Os resultados da pesquisa demonstraram que no ano de 2000, dos 120 atletas de voleibol ocorreram 36 casos (30%) de entorse de tornozelo e dos 60 atletas de basquetebol, ocorreram 08 casos (13,3%) de entorse. No ano de 2001, com o mesmo número de atletas nos times, a incidência foi de 56 casos (46,6%) de entorse de tornozelo no voleibol e 07 casos (11,6%) no basquetebol. Em 2002, os resultados foram 67 casos (55,83%) de entorse de tornozelo no voleibol e 09 casos (15%) no basquetebol. Para 2003, foram 79 casos (65,8%) de entorse de tornozelo no voleibol e 04 casos (6,6%) no basquetebol. E, finalmente em 2004, foram 68 casos (56,6%) de entorse de tornozelo no voleibol e 05 casos (8,3%) no basquetebol (dados levantados do departamento médico e de fisioterapia do clube Grêmio Náutico União, 2005).

É consenso que a articulação do tornozelo está freqüentemente envolvida, em lesões esportivas e que o mecanismo da entorse por inversão é o que mais acontece. Uma das modalidades esportivas que mais sustentam esta incidência é o voleibol, seguida do basquetebol. O voleibol (do inglês *volleyball*) é um esporte coletivo quase sem contato físico, praticado mundialmente. Pode ser considerado

um esporte de potência, onde a explosão de força e velocidade em membros inferiores é mais fortemente expressada (Stech e Smulsky, 2007).

Com base nessas pesquisas, o entendimento do mecanismo, das causas, e das conseqüências, da entorse de tornozelo, deve ser bem explorado para um bom desempenho dos atletas nesses esportes.

4.3 Fatores de Risco de uma Entorse de Tornozelo

Williams (1971) classificou os fatores de risco no esporte em intrínsecos e extrínsecos. Também Lysens et al. (1984) apontaram para essa classificação, destacando como fatores intrínsecos: características físicas, idade, sexo, força, amplitude de movimento, estabilidade articular e hiperlaxidão articular e extrínsecos como: tipo de esporte, tempo de jogos e treinos, nível de competição e condições ambientais.

Loës et al. (2000) também descrevem os fatores de risco presentes para lesões em intrínsecos e extrínsecos. Esses autores comentam que em geral a lesão ocorre por um somatório de fatores e circunstâncias.

Baumhauer et al. (1995) examinaram prospectivamente os fatores de risco para o tornozelo e as recidivas de entorse em inversão com o objetivo de determinar se havia anormalidade em um fator ou em uma combinação dos fatores identificados no indivíduo. Antes da temporada, foram examinados 145 atletas universitários (73 homens e 72 mulheres, idade =18 a 23 anos), praticantes de futebol, jogos de peteca em raquete de tênis (*badminton*) e hóquei de campo.

Os pesquisadores mediram a hiperlaxidão articular generalizada, anatomia do pé, alinhamento do tornozelo, estabilidade ligamentar do tornozelo e força isocinética. Cada atleta completou um questionário contendo dados sobre a sua história de saúde e atividades atléticas. Os indivíduos que apresentavam histórias prévias de entorse de tornozelo dos tipos grau II e III, cirurgias no tornozelo ou pé e indivíduos com uso regular de *brace* foram excluídos do estudo. Esses atletas foram monitorados durante toda a temporada. Os resultados apresentaram 15 atletas que sofreram entorse de tornozelo. As variáveis medidas foram comparadas entre os dois grupos estudados (indivíduos sem lesão e com lesão). Em nenhum dos parâmetros mensurados foi encontrada diferença significativa entre os indivíduos com lesão (n=15) e os indivíduos sem lesão (n=130). Contudo, a média das forças de eversão foi significativamente maior para o grupo sem lesão comparado com o grupo lesionado e os indivíduos com lesão exibiram uma alta incidência de inversão para entorse de tornozelo.

Beynnon et al. (2001) realizaram um estudo prospectivo sobre os fatores de risco para entorse de tornozelo em 118 atletas universitários que participaram de jogos de futebol, hóquei de campo e jogos de peteca em raquete de tênis (*badminton*). Antes de iniciar a temporada dos jogos, os atletas sem histórias de traumas nos membros inferiores foram identificados. Durante a temporada os sujeitos eram continuamente monitorados e todas as lesões ligamentares do tornozelo eram avaliadas e graduadas pelo mesmo examinador. Homens e mulheres diferenciaram-se em muitos fatores de risco na pré-temporada, como massa corporal, estatura, força isocinética, tempo de reação e amplitude de movimento no tornozelo. O número de entorses de tornozelo por cada 1000

atletas expostas por dia aos esportes foi de 1,6 para os homens e 2,2 para as mulheres não sendo significativamente diferente. Dessas, ocorreram 13 lesões entre 68 mulheres (19%), e 07 lesões entre 50 homens (13%), mas essas proporções não foram significativamente diferentes. Mulheres que jogaram futebol apresentaram alta incidência de entorse de tornozelo quando comparadas com as que jogaram hóquei de campo ou peteca (*badminton*). Entre os homens, não houve relação entre o tipo de esporte e incidência de lesão. As mulheres com aumento da amplitude de movimento de eversão do calcâneo, e tíbias varas apresentaram maior risco de sofrerem lesão ligamentar do tornozelo.

Logo a seguir, em 2002, Beynnon et al., realizaram uma revisão de estudos prospectivos sobre fatores de risco para entorse de tornozelo. Foram selecionados, para a revisão, os seguintes fatores de risco intrínsecos para a lesão entorse da articulação do tornozelo: histórias prévias de entorse, sexo, massa corporal, estatura, membro dominante, tipo anatômico do pé, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, força muscular, tempo de reação, alinhamento anatômico e controle postural. Para os fatores de risco extrínsecos foram selecionados: uso de *brace*, tipo de tênis, duração e intensidade dos treinos e posicionamento do jogador.

Também Murphy et al. (2003) fizeram uma revisão de estudos prospectivos para fatores de risco em lesões de membros inferiores. Foram revisados fatores como: idade, sexo, fase do ciclo menstrual, prévias lesões e inadequada reabilitação, condicionamento aeróbico, massa corporal e estatura, membro dominante, hiperlassidão articular generalizada, hiperlassidão do joelho e tornozelo, rigidez muscular, amplitude de movimento, força muscular, tempo de

reação, perímetro de membro, estabilidade postural, alinhamento anatômico e tipo de pé. Para os fatores extrínsecos foram usados: o nível de competição, o nível de habilidade, o tipo de tênis, o uso de *brace* e o posicionamento dos jogadores. Murphy et al. (2003) acreditam que são necessários futuros estudos prospectivos usando amostras suficientes de homens e mulheres, incluindo exposição dos dados e usando métodos estabelecidos para identificar e classificar a severidade das lesões para conclusão determinante dos fatores de risco para lesões em membros inferiores. Os resultados desses autores são apresentados separadamente para cada fator de risco descrito posteriormente, nos quadros ao longo deste estudo.

Para Willems et al. (2005) que avaliaram 241 estudantes de educação física do sexo masculino, os fatores de risco intrínsecos avaliados incluíram características antropométricas e físicas (massa corporal e estatura, perímetro do membro, flexibilidade, força explosiva, condicionamento cardiorespiratório, entre outros), além de senso de posição articular, força muscular isocinética do tornozelo, características do alinhamento da perna, controle postural e tempo de reação durante uma inversão súbita do tornozelo. Os sujeitos do estudo foram acompanhados prospectivamente por 1 a 3 anos. Os resultados demonstraram que 44 (18%) dos 241 estudantes apresentaram entorse de tornozelo unilateral em inversão, 4 torceram ambos os tornozelos. Uma análise de regressão revelou que os sujeitos com baixa velocidade de corrida, diminuída resistência cardíaca, diminuído controle, menor força muscular de dorsiflexores, menor amplitude de movimento para dorsiflexores, menor coordenação e baixa reação

para os músculos tibial anterior e gastrocnêmios são de alto risco para entorse de tornozelo.

Também em 2005, Willems et al., examinaram prospectivamente fatores de risco intrínsecos para a inversão do tornozelo em uma população de mulheres jovens fisicamente ativas. Cento e cinquenta e nove estudantes de educação física do sexo feminino foram avaliadas quanto à possibilidade de sofrerem entorse de tornozelo no período de pré-temporada. Os fatores de risco intrínsecos avaliados incluíram características antropométricas e físicas, senso de posição articular, força muscular isocinética do tornozelo, características do alinhamento da perna, controle postural e tempo de reação durante uma inversão súbita do tornozelo. Todas as lesões dos esportes foram registradas durante 1 a 3 anos de acompanhamento. Os resultados apresentados revelaram que 32 (20%) das 159 estudantes apresentaram entorse de tornozelo unilateral em inversão. O número de entorses para cada 1000 horas de exposição aos esportes era de 0,75. Análise de regressão revelou que as estudantes com menor senso de posição articular, alta amplitude de movimento de extensão da primeira metatarsofalangeana e diminuição do controle do controle postural são de alto risco para entorse de tornozelo.

Novamente Beynnon et al. (2005), investigaram se a incidência do primeiro episódio de entorse de tornozelo era influenciada por fatores como sexo do atleta, nível de competição e tipo de esporte praticado. Esses autores concluíram que a entorse de tornozelo para atletas do sexo feminino está associada ao tipo de esporte. O risco é maior para as atletas femininas no basquetebol. Já o nível de

competição se mostrou similar para a ocorrência do primeiro episódio de entorse de tornozelo.

A partir dos autores apresentados, nenhum estudo da literatura apresentou avaliação de fatores de risco intrínsecos e extrínsecos para entorse de tornozelo em jogadores de voleibol, sendo este esporte o que mais ocorre essa lesão.

4.3.1 Fatores de Risco Intrínsecos

A seguir serão apresentados os fatores de risco intrínsecos para entorse de tornozelo que serão avaliados nesta pesquisa e estes foram organizados em quadros de acordo com os principais estudos da literatura que encontraram relação do fator de risco com a entorse de tornozelo e estudos que não encontraram essa relação. Os fatores de risco foram escolhidos de um total de 19 fatores intrínsecos estudados nas pesquisas de Baumhauer et al. (1995), Beynnon et al. (2002), Murphy et al. (2003), Willems et al. (2005a) e Willems et al. (2005b). A escolha deu-se, a partir das variáveis que mais foram encontradas (moda) em todos os quatro estudos que avaliaram ou revisaram os fatores de risco para entorse de tornozelo. Os fatores selecionados foram: histórias prévias de entorse de tornozelo, sexo do atleta, características antropométricas do atleta, membro inferior dominante, tipo anatômico de pé, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do tornozelo, controle postural do atleta e torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo.

4.3.1.1 Histórias Prévias de Entorse de Tornozelo

Segundo Murphy et al. (2003), várias razões têm sido oferecidas para explicar o risco aumentado de ocorrer o mesmo tipo de lesão (recidiva) em sujeitos com história prévia destas. Estes incluem defeitos da propriocepção em função da instabilidade funcional, decréscimo e desequilíbrio da força muscular, instabilidade ligamentar persistente (instabilidade mecânica), flexibilidade muscular e movimento articular diminuído e a presença de cicatriz tecidual que produz desconforto. A seguir, o quadro 1 apresenta os principais estudos que encontraram uma relação entre histórias prévias de entorse como fator de risco para recidiva desta lesão. No quadro 2, os estudos apresentados são os que não relataram nenhuma associação entre lesão prévia e lesão subsequente.

Quadro 1: Estudos que encontraram relação entre história prévia de entorse e recidiva da lesão.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Ekstrand e Gillquist (1983)	180 jogadores de futebol.	Aumento no risco para entorse dos ligamentos laterais do tornozelo em atletas que já apresentavam histórias prévias de entorse.

2. Milgrom et al. (1991)	Recrutas militares homens das forças armadas.	Relação entre história prévia de entorse de tornozelo e recidiva da lesão.
3. Surve et al. (1994)	504 jogadores de futebol americano do sexo masculino.	
4. Wiesler et al. (1996)	Dançarinos.	
5. Bahr e Bahr. (1997)	233 atletas de voleibol.	
6. Messina et al. (1999)	1863 atletas juniores de handebol dos sexos masculino e feminino.	
7. Chomiak et al. (2000)	Jogadores de futebol.	
8. McKay et al. (2001)	1.393 jogadores de basquetebol.	
9. Gross e Liu (2003)	Atletas de recreação e competitivos.	Relação entre história prévia de entorse de tornozelo e recidiva da lesão.
10. Hägglund et al. (2006)	12 times de futebol de elite.	Confirmam que prévias lesões são importantes fatores de risco.
11. McHugh et al. (2006)	169 atletas universitários de futebol americano, basquetebol e futebol.	A incidência de graus II e III de entorse de tornozelo foi mais alta em atletas com história prévia

		de entorse de tornozelo.
12. Tyler et al. (2006)	152 atletas de 4 times de futebol.	Incidência de entorse de tornozelo é maior em atletas com histórias prévias.
13. Kofotolis et al. (2007)	336 atletas de futebol.	Relação entre história prévia de entorse de tornozelo e recidiva da lesão.

Quadro 2: Estudos que não encontraram relação entre história prévia de entorse e recidiva da lesão.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Tropp et al. (1985)	Jogadores de futebol, recrutas militares e jogadores de basquetebol.	Não há relação entre história prévia de entorse de tornozelo e recidiva da lesão.
2. Ekstrand e Tropp (1990)	Jogadores de basquetebol.	
3. Barret et al. (1993)	622 jogadores de basquetebol.	
4. Baumhauer et al. (1995)	Atletas universitários de futebol e hóquei.	

Há uma forte evidência na literatura de que lesão prévia em conjunto com uma inadequada reabilitação é um fator de risco para recidivas das mesmas lesões.

4.3.1.2 Sexo do Atleta

A incidência de lesões ligamentares, principalmente nos joelhos, e particularmente a ruptura do ligamento cruzado anterior, é consideravelmente maior em atletas do sexo feminino do que em atletas do sexo masculino. Em contraste, a disparidade de entorses ligamentares do tornozelo entre os sexos parece ser muito maior (Beynnon et al., 2002). A seguir, o quadro 3 apresenta os principais estudos que revelaram que mulheres estão mais expostas a lesões em membros inferiores (principalmente entorse de tornozelo), no quadro 4, estudos que revelaram que homens estão mais expostos a lesões em membros inferiores e no quadro 5, estudos que não encontraram relação entre lesões de membros inferiores e sexo do atleta.

Quadro 3: Estudos que revelaram que mulheres estão mais expostas a lesões em membros inferiores (principalmente entorse de tornozelo).

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Zelisko et al. (1982)	Atletas de basquetebol dos sexos masculino e feminino.	Mulheres estão mais expostas a lesões em membros inferiores.
2. Backous et al. (1988)	Jogadores de futebol.	
3. Holmer et al. (1994)	Pacientes de hospital	

4. Myklebust et al. (1998)	Atletas de handebol.	Mulheres estão mais expostas a lesões em membros inferiores.
5. Bell et al. (2000)	Exército feminino.	
6. Gwinn et al. (2000)	Homens e mulheres da academia naval americana.	
7. Loës et al. (2000)	Atletas de voleibol.	
8. Knapik et al. (2001)	Soldados do Exército masculinos e femininos.	
9. Verhagen et al. (2004)	Atletas de voleibol.	A Associação Nacional de <u>Mulheres</u> do Basquetebol tiveram maior risco de entorse de tornozelo, quando comparadas aos atletas da Associação Nacional de Basquetebol.
10. Deitch et al. (2006)	443 mulheres da Associação Nacional de <u>Mulheres</u> do Basquetebol e 702 atletas da Associação Nacional de Basquetebol.	
11. Hewett et al. (2006)	275 atletas de 2º grau e universidade voluntárias.	Atletas mulheres podem apresentar perfis de alto risco para aterrissagem em todos os estágios de puberdade.

Quadro 4: Estudos que revelaram que homens estão mais expostos a lesões em membros inferiores.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Messina et al. (1999)	1.863 atletas juniores de handebol dos sexos masculino e feminino.	Homens estão mais expostos a lesões em membros inferiores.
2. Stevenson et al. (2000)	Atletas de futebol australiano, hóquei de campo, basquetebol e jogos com uso de rede.	
3. Junge et al. (2006)	14 times esportivos dos jogos Olímpicos de 2004.	Atletas do sexo masculino estão mais expostos a lesões (46%) do que as mulheres atletas (35%).

Quadro 5: Estudos que não encontraram relação entre lesões de membros inferiores e sexo do atleta.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Baumhauer et al. (1995)	Atletas universitários de futebol e hóquei com grau I de entorse.	Não há relação entre lesões de membros inferiores e o sexo do atleta.
2. Bennell et al. (1996)	Atletas masculinos e femininos.	
3. Wiesler et al. (1996)	Dançarinos.	
4. Beachy et al. (1997)	Atletas colegiais.	
5. Hosea et al. (2000)	11.780 jogadores de basquete (4.940 mulheres e 6.840 homens).	Os resultados não foram significativos.

6. Beynnon et al. (2001)	118 atletas universitários de futebol, jogos de peteca e hóquei de campo dos sexos masculino e feminino.	Os resultados não foram significativos demonstrando não haver
7. Willems et al. (2005a) e (2005b)	241 estudantes de Educação física do sexo masculino e 159 do sexo feminino.	relação entre lesões de membros inferiores e o sexo do atleta.

4.3.1.3 Características Antropométricas do Atleta

O tamanho da massa corporal tem sido analisado em estudos de fatores de risco para lesão, em esportes, incluindo a massa corporal e a estatura, a massa magra do músculo, o índice de gordura corporal, entre outros. Estas variáveis têm sido consideradas como fatores de risco para desenvolvimento de lesões porque, segundo Murphy et al. (2003), um aumento na massa corporal, produz um aumento proporcional nas forças que as estruturas articulares, ligamentares e musculares devem resistir. Entretanto, a relação entre a massa corporal e a estatura e as lesões não são claras.

Quando o atleta está em posição de risco para inversão do tornozelo, um aumento também da massa corporal ou da estatura, proporcionalmente, aumentam a magnitude do torque de inversão, que podem ser resistidos pelos ligamentos e músculos que envolvem o complexo do tornozelo (Beynnon et al., 2002). A seguir, o quadro 6 apresenta os principais estudos que encontraram

relação entre entorse de tornozelo e massa corporal e estatura do atleta e, no quadro 7, os que não encontraram relação entre entorse de tornozelo e massa corporal e estatura do atleta.

Quadro 6: Estudos que encontraram relação entre entorse de tornozelo e massa corporal e estatura do atleta.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Backous et al. (1988)	Jogadores de futebol do sexo masculino.	Maior incidência de lesões entre meninos mais altos de 1,65m.
2. Milgrom et al. (1991)	Recrutas militares das forças armadas do sexo masculino.	Massa corporal e estatura do atleta influenciaram na lesão entorse de tornozelo.
3. Jones et al. (1993)	Homens e mulheres recrutas militares.	
4. Watson (1999)	Jogadores de futebol do sexo masculino.	Jogadores mais altos sofreram entorse de tornozelo.
5. McHugh et al. (2006)	169 atletas universitários de futebol americano, basquetebol e futebol.	Atletas masculinos com mais massa corporal tinham maior risco para sofrer entorse de tornozelo.
6. Tyler et al. (2006)	152 atletas de 4 times de futebol.	Os jogadores acima da massa corporal e que tem histórias prévias de entorse tem 19 vezes mais chance de sofrer a entorse de tornozelo.

Quadro 7: Estudos que não encontraram relação entre entorse de tornozelo e massa corporal e estatura do atleta.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Prager et al. (1989)	Jogadores de futebol colegiais.	<p style="text-align: center;">Massa corporal e estatura do atleta não têm relação com a lesão entorse de tornozelo.</p>
2. Baumhauer et al. (1995)	Atletas universitários de futebol e hóquei.	
3. Bennell et al. (1996)	Atletas masculinos e femininos.	
4. Wiesler et al. (1996)	Dançarinos.	
5. Twellaar et al. (1997)	Estudantes de educação física.	
6. Ostenberg e Ross (2000)	Atletas de futebol do sexo feminino.	
7. Beynnon et al. (2001)	118 atletas universitários de futebol, jogos de peteca e hóquei de campo dos sexos masculino e feminino.	
8. Knapik et al. (2001)	Soldados de exército masculinos e femininos.	
9. McKay et al. (2001)	Jogadores de basquetebol.	

4.3.1.4 Membro Inferior Dominante

A dominância do membro tem sido indicada como fator de risco de traumas nos membros inferiores, porque muitos atletas colocam uma grande demanda no membro dominante (Beynnon et al., 2002). Por isso, eles produzem aumentada sobrecarga sobre os joelhos e tornozelos, principalmente durante as fases de maior exigência das atividades do gesto esportivo.

Segundo Murphy et al. (2003), em determinados esportes, a perna ou membro inferior dominante pode correr risco maior de lesão, por ser exatamente a que mais chuta, empurra, impulsiona saltos e desce nas quedas. Porém, a associação entre o membro inferior dominante e a lesão é controversa. A seguir, o quadro 8 apresenta os principais estudos que encontraram relação entre entorse de tornozelo e dominância do membro inferior, no quadro 9, os que não encontraram relação entre entorse de tornozelo e dominância do membro inferior.

Quadro 8: Estudos que encontraram relação entre entorse de tornozelo e dominância do membro inferior.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Ekstrand e Gillquist (1983)	180 jogadores de futebol.	Perna dominante sustentava significativamente, mais entorses de tornozelo.
2. Baumhauer et al. (1995)	Atletas universitários de futebol e hóquei.	Perna esquerda dominante

		apresentava maior propensão para a entorse de tornozelo, quando comparada com a perna direita.
3. Orchard (2001)	Jogadores de futebol australiano.	
4. Faude et al. (2006)	143 atletas femininas de futebol.	Relataram uma maior ocorrência de lesões no membro inferior dominante.

Quadro 9: Estudos que não encontraram relação entre entorse de tornozelo e dominância do membro inferior.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Surve et al. (1994)	Atletas de futebol.	Não relataram associação entre a dominância de um membro e a lesão entorse de tornozelo.
2. Seil et al. (1998)	Jogadores de handebol.	
3. Chomiak et al. (2000)	Jogadores de futebol.	
4. Beynnon et al. (2001)	118 atletas universitários de futebol, jogos de peteca e hóquei de campo dos sexos masculino e feminino.	

4.3.1.5 Hiperlassidão Ligamentar da Articulação do Tornozelo

A hiperlassidão ligamentar generalizada é uma medida composta pela flexibilidade total dos dedos, punhos, cotovelos, joelhos, tornozelos e do complexo coluna/quadril, ao contrário da hiperlassidão ligamentar específica, que pode mudar em resultado, por exemplo, de uma cirurgia (Murphy et al. 2003). Porém é difícil desenvolver uma aproximação de comparação entre os exames de hiperlassidão específica sem a influência da contração muscular e rigidez e vice-versa, combinado com as especificidades dos esportes e também as relações homens e mulheres.

Muitos profissionais que trabalham com esta lesão consideram a importância da presença da hiperlassidão ligamentar do tornozelo como um fator de risco para a entorse, porque indicam que os tecidos moles limitantes e a contribuição da estabilidade do complexo do tornozelo ficam comprometidos (Beynnon et al., 2001).

A seguir, o quadro 10 apresenta os principais estudos que encontraram associação entre a hiperlassidão ligamentar do tornozelo e a entorse dessa articulação. No quadro 11, estão os estudos que não encontraram relação entre a hiperlassidão ligamentar do tornozelo e a entorse dessa articulação.

Quadro 10: Estudos que encontraram associação entre a hiperlassidão ligamentar do tornozelo e a entorse dessa articulação.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Chomiak et al. (2000)	Jogadores de futebol.	Alta incidência de entorses de tornozelo para quem tinha um teste de gaveta anterior e teste de inversão subtalar aumentados.
2. Beynnon et al. (2001)	118 atletas universitários de futebol, jogos de peteca (<i>badminton</i>) e hóquei de campo dos sexos masculino e feminino.	Relação entre hiperlassidão ligamentar do tornozelo com a entorse dessa articulação.
3. Denegar et al. (2002)	12 atletas universitários.	Relação entre hiperlassidão ligamentar do tornozelo com a entorse dessa articulação.

Quadro 11: Estudos que não encontraram associação entre a hiperlassidão ligamentar do tornozelo e a entorse dessa articulação.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Barret et al. (1993)	Jogadores de basquete.	Hiperlassidão ligamentar (pelo teste de gaveta anterior e teste de inversão subtalar) do tornozelo não prediz a entorse.
2. Baumhauer et al. (1995)	Atletas universitários de futebol e hóquei.	Não há relação entre hiperlassidão ligamentar do tornozelo com a entorse dessa articulação.

4.3.1.6 Amplitude de Movimento Ativa do Complexo Tornozelo-Pé

A seguir, o quadro 12 apresenta os principais estudos que encontraram associação entre o aumento da amplitude de movimento do tornozelo e a entorse dessa articulação. No quadro 13, os principais estudos que não encontraram associação entre o aumento da amplitude de movimento do tornozelo e a entorse dessa articulação.

Quadro 12: Estudos que encontraram associação entre o aumento da amplitude de movimento do tornozelo e a entorse dessa articulação.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Baumhauer et al. (1995)	Atletas universitários de futebol e hóquei.	A diminuição da eversão subtalar é preditora da entorse de tornozelo.
2. Pope et al. (1998)	Soldados do exército.	Sujeitos menos flexíveis (34° de dorsiflexão do tornozelo) apresentam 5 vezes mais risco de sofrer entorse de tornozelo que os sujeitos flexíveis (45° de dorsiflexão do tornozelo).

3. Beynnon et al. (2001)	118 atletas universitários de futebol, jogos de peteca (<i>badminton</i>) e hóquei de campo dos sexos masculino e feminino.	Relação entre aumento da amplitude da articulação do tornozelo e a entorse dessa articulação.
4. Soderman et al. (2001)	Jogadoras de futebol do sexo feminino.	Amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo não era fator de risco para entorse dessa articulação.
5. Arnasson et al. (2004)	Jogadores de futebol.	ADM é preditora da entorse de tornozelo.
6. Willems (2005a) e (2005b)	241 estudantes de Educação física do sexo masculino e 159 do sexo feminino.	Risco de sofrer entorse aumenta 3% por grau de amplitude na primeira articulação metatarsal-falangeana. A dorsiflexão diminuída é preditora da entorse de tornozelo.
7. Noronha et al. (2006)	Estudos que investigaram voluntários que torceram o tornozelo e maiores de 15 anos.	Sujeitos com ADM de dorsiflexão do tornozelo diminuída podem ter um risco aumentado para entorse de tornozelo.

8. Hubbard et al. (2007)	30 sujeitos com instabilidade crônica de tornozelo e 15 do grupo controle.	Aumento da inversão talar e baixo pico de torque entre plantiflexores e dorsiflexores são preditores da instabilidade crônica de tornozelo.
--------------------------	--	---

Quadro 13: Estudos que não encontraram associação entre o aumento da amplitude de movimento do tornozelo e a entorse dessa articulação.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Barrett e Billisko (1995)	Jogadores de basquetebol.	Não relataram nenhuma diferença entre a amplitude de movimento do tornozelo e lesão entorse.
2. Wiesler et al. (1996)	Dançarinos.	
3. Twellaar et al. (1997)	Estudantes de educação física.	

Existe alguma evidência de que a amplitude de movimento seja um fator de risco para todas as lesões da extremidade inferior (Murphy et al., 2003). Entretanto, conforme, Beynnon et al. (2001) e (2002^a) a amplitude de movimento da dorsiflexão e da plantiflexão do tornozelo não tem se mostrado um consenso.

4.3.1.7 Tempo de Resposta Eletromiográfica dos Eversores do Tornozelo

Os termos tempo de reação, tempo de ativação, velocidade de reação, resposta elétrica e tempo de resposta eletromiográfica são utilizados como sinônimos na literatura. Na presente tese será adotado o termo tempo de resposta eletromiográfica, pois um dos recursos metodológicos que será utilizado para avaliar a alteração da propriocepção será a eletromiografia. Porém na descrição dos diversos estudos, será adotado o termo que os autores utilizam no artigo.

Quando ocorre uma entorse de tornozelo, os proprioceptores ou mecanorreceptores ficam danificados (Konradsen et al., 1998). Jerosch e Prymka (1996) afirmam que a capacidade proprioceptiva diminui depois de lesada uma articulação, tal como ocorre na ruptura do ligamento cruzado anterior do joelho, na lesão meniscal, em ombros luxados, entorses de tornozelo e articulações com doenças degenerativas.

O déficit proprioceptivo tem sido documentado depois da entorse do tornozelo (Michelson e Hutchins 1995). Os impulsos dos movimentos articulares são provenientes dos músculos, tendões, fâscias e receptores articulares. Se uma ou todas essas estruturas forem lesadas, pode resultar num déficit sensorial ou proprioceptivo (Mattacola e Dwyer, 2002). O resultado de uma alteração da capacidade proprioceptiva é um déficit na coordenação motora predispondo o tornozelo a recidivas. Essa alteração na propriocepção tem sido relacionada a um aumento no tempo de resposta elétrica dos músculos que atravessam a articulação e que teriam sofrido um estiramento excessivo durante a lesão, consequência do mecanismo de inversão da articulação do tornozelo (Sheth et al.,

1997, Konradsen e Ravn, 1990, Karlsson et al., 1992 e Löfvenberg et al., 1995). Para Konradsen et al. (1997) o reflexo de reação da inversão repentina é iniciado nos níveis periféricos do movimento de inversão acompanhado pelo padrão de reação mediado pelos centros motores espinhal ou cortical. Ambas as reações periférica e central, são vistas mais lentas para a proteção do tornozelo nos casos de inversão repentina, ocorrendo até o tempo de contato do calcanhar.

A necessidade de avaliar o tempo de reação desses músculos (que a literatura apresenta como os fibulares) a fim de se avaliar a propriocepção é proposta por vários autores (Isakov et al., 1986, Thonnard et al., 1986, Konradsen e Ravn, 1990, Karlsson e Andreasson, 1992, Karlsson et al., 1992, Johnson e Johnson, 1993, Konradsen et al., 1993, Löfvenberg et al., 1995, Löfvenberg et al., 1996, Lynch et al., 1996, Ebig et al., 1997, Sheth et al., 1997, Konradsen et al., 1997, Hopper et al., 1998, Konradsen et al., 1998, Javed e Less, 1999, Benesch et al., 2000, Fernandes et al., 2000, Eils et al., 2001, Osborne et al., 2001 e Vaes et al., 2002). Esses autores acreditam que o estudo da atividade elétrica dos músculos, a partir da inversão repentina da articulação do tornozelo, permitiria avaliar a propriocepção de um indivíduo, e, assim, verificar se há ou não prejuízo nos receptores articulares e musculares, bem como servir de variável preditora da entorse de tornozelo.

A seguir, o quadro 14 apresenta os principais estudos que encontraram resultados significativos para o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares (que apresentaram diferença significativa na resposta eletromiográfica entre os fibulares dos sujeitos com lesão e sem lesão). No quadro 15, os principais

estudos que não encontraram resultados significativos para o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares.

Quadro 14: Estudos que encontraram resultados significativos para o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares.

Autor (ano)	Amostra	EMG	Âng. da Plat.**	Resultados TREMG (média em ms)
1. Konradsen e Ravn (1990)	30 (15 sujeitos instáveis e 15 sujeitos sem lesão)	Eletrodos de superfície	30°	Fibular Longo = 65 ms (sem lesão) Fibular Longo = 82 ms (instável) Fibular Curto= 69 ms (sem lesão) Fibular Curto= 84 ms (instável) Diferença significativa.

2. Karlsson e Andreasson (1992)	40 (20 sujeitos instáveis e 20 sujeitos sem lesão)	Eletrodos de superfície	30°	<p>Fibular Longo = 95 ms (sem lesão)</p> <p>Fibular Longo = 85 ms (instável)</p> <p>Fibular Curto= 69 ms (sem lesão)</p> <p>Fibular Curto = 82 ms (instável)</p> <p>Diferença significativa.</p>
3. Karlsson e Lansinger (1992)	20 sujeitos instáveis	Eletrodos de superfície	30°	<p>Fibular Longo = 68,8 ms (sem lesão)</p> <p>Fibular Longo = 84,5 ms (instável)</p> <p>Fibular Curto= 69,2 ms (sem lesão)</p> <p>Fibular Curto= 81.6 ms (instável)</p> <p>Diferença significativa.</p>

4. Löfvenberg et al. (1995)	30 (15 sujeitos instáveis e 15 sujeitos sem lesão)	Eletrodos de superfície	30°	Fibular Longo = 49.2 ms (sem lesão) Fibular Longo = 65 ms (instável) Diferença significativa.
5. Konradsen et al. (1997)	10 sujeitos saudáveis (sem lesão)	Eletrodos de superfície	30°	Sujeitos normais= 54 ms Tempo de queda da plataforma = 80 ms Diferença significativa.
6. Hopper et al. (1998)	31 sujeitos saudáveis (sem lesão)	Eletrodos de superfície	30°	Diferença significativa.

Ang. da Plat.** = ângulo da plataforma

Quadro 15: Estudos que não encontraram resultados significativos para o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares.

Autor (ano)	Amostra	EMG	Âng. da Plat.**	Resultados TREMG (média em ms)
1. Thonnard et al. (1986)	07 sujeitos saudáveis (sem lesão)	-----	25°	Em 93% dos casos a média do TREMG = 60 ms

2. Brunt et al. (1992)	15 (05 sujeitos com entorse e 10 sujeitos sem lesão)	Eletrodos de superfície	70° ¹	Fibular Longo = 64 ms (pé normal sujeitos com entorse) Fibular Longo = 67 ms (pé instável sujeitos com entorse) Fibular Longo = 54 ms (sujeitos sem entorse) Diferença não significativa.
3. Johnson e Johnson (1993)	24 (13 sujeitos com entorse (antes e após cirurgia) e 11 sujeitos sem lesão)	Eletrodos de superfície	35°	Cirúrgico = 70,8 ms Não cirúrgico = 65,1 ms Normal = 75,2 ms Não significativo.

<p>4. Konradsen et al. (1993)</p>	<p>07 sujeitos antes e após a anestesia</p>	<p>Eletrodos de superfície</p>	<p>35°</p>	<p>Média do TREMГ dos fibulares (tornozelo normal) = 80 ms Média do TREMГ dos fibulares (tornozelo após anestesia) = 83 ms Não significativo.</p>
<p>5. Isakov et al. (1996)</p>	<p>22 (11 sujeitos com entorse e 11 sujeitos sem lesão)</p>	<p>Eletrodos de superfície</p>	<p>20°</p>	<p>Normal = 59,4 – 78,8 ms Instável = 58,2 ms – 81,8 ms. Não significativo.</p>
<p>6. Lynch et al. (1996)</p>	<p>10 sujeitos saudáveis (sem lesão)</p>	<p>Eletrodos de superfície</p>	<p>18°</p>	<p>Fibular Longo = 93 ms (perna dominante) Fibular Longo = 79 ms (perna não dominante) Fibular curto = 92 ms (perna dominante) Fibular Curto = 81 ms (perna não dominante) Diferença não significativa.</p>

7. Ebig et al. (1997)	13 atletas com hist. de entorse	Eletrodos de superfície	20°	Normal = 65,3 ms Instável = 58,6 ms. Não significativo.
8. Sheth et al. (1997)	20 sujeitos saudáveis (sem lesão)	Eletrodos de inserção	20°	Não significativo.
9. Konradsen et al. (1998)	44 sujeitos com entorses graus 2 e 3 avaliados em 03, 06 e 12 semanas	Eletrodos de superfície	30°	Fibulares 03 semanas = 35 ms Fibulares 06 semanas = 44 ms Fibulares 12 semanas = 44 ms Diferença não significativa entre as semanas.
10. Javed e Less (1999)	10 pacientes com instabilidade e unilateral	Eletrodos de superfície	-----	Diferença não significativa entre antes e após a cirurgia
11. Benesch et al. (2000)	30 (14 homens 16 mulheres) sujeitos saudáveis (sem lesão)	Eletrodos de superfície	30°	Fibular Longo = 63 ms Fibular Curto = 66 ms Diferença não significativa.

<p>12. Fernandes et al. (2000)</p>	<p>34 atletas de futebol com e sem história de entorse de tornozelo</p>	<p>Eletrodos de superfície</p>	<p>5° 10° 15°</p>	<p>5°= 93.21 ms (sem lesão) 10°=98.91 ms (sem lesão) 15°=99.78 ms (sem lesão) 5°= 93.21 ms (com lesão) 10°=93.21 ms (com lesão) 15°=85.33 ms (com lesão) Diferença não significativa.</p>
<p>13. Eils et al. (2001)</p>	<p>25 (sujeitos com instabilidade)</p>	<p>Eletrodos de superfície</p>	<p>30°</p>	<p>TREMG = 51,2 ms Não significativo para comparação entre imobilizadores.</p>

14. Osborne et al. (2001)	09 sujeitos saudáveis (sem lesão)	Eletrodos de inserção	20°	Fibular Longo (antes do treinamento) = 53,7 ms (controle) e 52,3 ms (experim.) Fibular Longo (após o treinamento) = 46,1 ms (controle) e 42,8 ms (experim.) Diferença não significativa.
15. Vaes et al. (2002)	81 (41 sujeitos com entorse e 40 sujeitos sem lesão)	Eletrodos de superfície	50°	Diferença não significativa

Ang. da Plat.** = ângulo da plataforma

4.3.1.8 Controle Postural do Atleta

Segundo Nashner (1993) e Irrgang et al. (1994), o corpo para alcançar o equilíbrio postural, permanece em constante estado de movimentos automáticos, tentando manter o centro de gravidade sobre uma base de suporte. Este equilíbrio é preservado por movimentos do quadril, joelho e tornozelo e pode ser abalado quando este centro não pode ser sentido ou quando movimentos corretos não são executados em um plano ou modo coordenado (Bernier e Perrin, 1998).

Para Löfvenberg et al. (1995), o estiramento dos receptores do fuso muscular são responsáveis pelo reflexo monossináptico dos motoneurônios alfa, produzindo o controle postural. A ativação dos motoneurônios gama dos fusos musculares são altamente sensíveis ao estiramento, em consequência aumentando a resposta sináptica. Devido à influência do gama no sistema fuso muscular, os receptores nervosos podem contribuir para a regulação do controle postural. Dessa forma a estabilidade funcional da articulação é influenciada pelos ligamentos. O baixo limiar dos mecanorreceptores articulares aferentes não causam efeitos reflexos diretamente nos motoneurônios alfa, mas se devem à influência no sistema espinhal gama.

Em função do mecanismo de entorse de tornozelo acontecer com o pé em supinação, ao redor do eixo subtalar, o equilíbrio é estudado principalmente no plano frontal. Segundo Freeman et al. (1965), os prejuízos que uma lesão, como a entorse da articulação do tornozelo, causa nos ligamentos e na cápsula articular, danificam as aferências nervosas articulares localizadas nestas estruturas prejudicando o sistema de controle postural. Esses autores especularam que os

estímulos sensoriais provenientes destes mecanorreceptores poderiam levar a uma instabilidade funcional do tornozelo. Tropp et al. (1984) mostram como decorrência desta lesão ligamentar, o decréscimo do equilíbrio postural e da sensação de posição articular no espaço.

A estabilidade postural é comumente mensurada pelo controle postural, graus ou amplitudes que a pessoa se equilibra diante de seu centro corporal (Tropp et al. 1984). Tropp et al. (1984, 1985 e 1988) utilizaram um estabilômetro para medir o controle postural durante o apoio unipodal. Este estabilômetro se baseia em sinais da plataforma de força, com o objetivo de quantificar as flutuações contínuas e oscilações do controle postural. Lê Clair e Riach (1996) relatam que as mudanças ocorridas no centro de gravidade durante o movimento ou do controle corporal são refletidas nas alterações observadas no centro de pressão e, conseqüentemente, informam a cerca da estabilidade corporal.

A seguir, o quadro 16 apresenta os principais estudos que encontraram resultados significativos para o controle postural (sujeitos com ou sem instabilidade, comparados com a presença ou não da lesão entorse).

No quadro 17, os principais estudos que não encontraram resultados significativos para o controle postural (sujeitos com ou sem instabilidade, comparados com a presença ou não da lesão entorse).

Quadro 16: Estudos que encontraram resultados significativos para controle postural.

Autor (ano)	Amostra	Plataforma de Força (PF)	Resultados
1. Tropp et al. (1984)	127 jogadores de futebol com instabilidade X 30 sujeitos sem lesão	Uso de PF= Sim	Dos 23 atletas com instabilidade 42% = valores anormais de estabilidade.
2. Tropp e Odenrick (1988)	30 sujeitos homens ativos (15 com instabilidade)	Uso de PF= Sim * Tempo na plataforma = 60 segundos *Tipo de apoio=unipodal	Os sujeitos com instabilidade funcional apresentaram déficit do controle postural com aumento das correções dos segmentos.
3. Brunt et al. 1992)	10 sujeitos saudáveis e 05 com hist. de entorse	*Uso de PF= Não (plataforma com perturbação no plano frontal)	Sujeitos com história de entorse apresentaram uma resposta postural modificada.
4. Leanders on et al. (1993)	Jogadores de basquete sem entorse X jogadores com entorse X grupo controle	* Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal (60 s)	Jogadores com entorses prévias (grupo com lesão) diferem significativamente do grupo controle, mas não diferem do grupo de jogadores sem entorse.

5. Joanne e Phty (1995)	20 sujeitos com entorse e 12 sujeitos saudáveis	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Diferença significativa entre os lados lesados e não lesados dos sujeitos com entorse.
6. Bullock-Saxton (1995)	20 homens com entorse unilateral	----- *Tipo de apoio=unipodal (35 s) *Olhos abertos e fechados	Diferença significativa entre os lados lesados e não lesados dos sujeitos com entorse.
7. Holme et al. (1996)	92 sujeitos com história de entorse de tornozelo	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal (60 s)	O controle postural era diferente entre os lados lesados e não lesados em ambos os grupos até 6 semanas.
8. Watson (1999)	Estudo de 04 anos com jogadores de futebol e arremessadores	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Após 04 anos a entorse de tornozelo afetou mais os sujeitos com controle postural anormal.
9. McGuine et al. (2000)	Atletas de basquete	*Uso de PF= Não (<i>NeuroCom Balance Master</i>)	Sujeitos com controle postural aumentado tinham 7 vezes mais risco de sofrer entorse.

10. Hertel et al. (2001)	17 adultos com entorse unilateral	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	O controle postural era significativamente prejudicado na perna lesada até 2 semanas após a lesão. A partir de 4 semanas já não era significativo.
11. Evans et al. (2004)	460 atletas universitários	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Significativos déficits de controle postural após a lesão entorse.
12. Fu e Hui-Chan (2005)	20 atletas masculinos do basquete sem lesão e 19 com história de entorse de até 2 anos	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Significativos déficits de controle postural nos sujeitos com a lesão entorse.

Quadro 17: Estudos que não encontraram resultados significativos para controle postural.

Autor (ano)	Amostra	Plataforma de Força (PF)	Resultados
1. Tropp et al. (1985)	444 jogadores de futebol (com instabilidade e X sem lesão)	* Uso de PF= Sim * Tempo na plataforma = 60 segundos *Tipo de apoio=unipodal	Dos 444 atletas 128 (29%) tiveram instabilidade. Resultado não significativo. Os valores da plataforma não foram diferentes entre os tornozelos estáveis e instáveis.
2. Konradsen e Ravn (1991)	15 atletas (instabilidade X estabilidade)	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Valores aumentados de controle postural foram encontrados nos sujeitos com instabilidade funcional. Porém não foram significativos.
3. Isakov e Mizrahi (1997)	8 ginastas femininas com entorse crônica X sujeitos saudáveis	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Diferença não significativa para o controle postural entre os dois grupos.

4. Rose et al. (2000)	Pacientes com entorse aguda de tornozelo X grupo controle	*Uso de PF= Não Sistema <i>Chattanooga balance machine</i> *Tipo de apoio=unipodal	Não houve diferença significativa entre os grupos na estabilidade.
5. Beynnon et al. (2001)	Atletas futebol, peteca e hóquei de campo	*Uso de PF= Não (<i>NeuroCom Balance Master</i>)	Não encontraram relação entre valores de controle postural nos atletas e risco para sofrer entorse de tornozelo.
6. Ross e Guskiewicz (2004)	14 sujeitos com instabilidade e funcional e 14 sujeitos sem lesão	*Uso de PF= Sim *Tipo de apoio=unipodal	Diferença não significativa para o controle postural entre os dois grupos.

4.3.1.9 Torque Muscular dos Inversores e Eversores do Tornozelo

Enquanto Tropp (1986) e Balduini et al. (1987) reportaram a fraqueza dos músculos fibulares como consequência de uma entorse de tornozelo, Lentell et al. (1990), Ryan (1994), Bernier et al. (1997) e Kaminski et al. (1999) não observaram diferenças na mensuração da força antes e após a lesão. Baumhauer et al. (1995) e Wilkerson et al. (1997) mostraram que a avaliação das forças dos inversores e eversores tem sido freqüentemente diferentes (menores) nos sujeitos com instabilidade de tornozelo quando comparados com os sujeitos normais. Essa diferença é apontada como um dos fatores para a recidiva da lesão.

A seguir, o quadro 18 apresenta os principais estudos que encontraram resultados significativos para as forças dos músculos eversores e inversores do pé. No quadro 19, os principais estudos que não encontraram resultados significativos para as forças dos músculos eversores e inversores do pé.

Quadro 18: Estudos que encontraram resultados significativos para as forças dos músculos eversores e inversores do pé.

Autor (ano)	Amostra	Tipo de Avaliação	Resultados
1. Balduini e Tetzlaff (1982)	-----	-----	Reportaram 66% da fraqueza dos músculos fibulares como resultado de uma entorse por inversão.

2. Tropp (1985)	444 jogadores de futebol (com instabilidade X sem lesão)	Torque muscular dos eversores e inversores do pé (CYBEX II)	A fraqueza dos fibulares é um componente de tornozelos funcionalmente instáveis.
3. Baumhauer et al. (1995)	Atletas com história de entorse X atletas sem lesão	Forças concêntricas e excêntricas dos eversores e inversores e flexores plantares e dorsais.	Altas médias de pico de torque de inversão, eversão e flexão plantar. Relação entre eversores e inversores era alta nos atletas com história de entorse.
4. Wilkerson et al. (1997)	30 sujeitos com instabilidade	Forças concêntricas e excêntricas dos eversores e inversores	Déficit maior para os inversores. Diferença significativa.

5. Konradsen et al. (1998)	44 sujeitos com entorses graus 2 e 3 avaliados em 03, 06 e 12 semanas	Torque muscular isométrico dos eversores	A média das forças dos eversores para os tornozelos instáveis de 3 semanas era menor que os dos sujeitos saudáveis. A partir de 6 semanas a força era normalizada. Diferença significativa.
6. Beynnon et al. (2002)	Atletas com entorse de tornozelo X sem entorse de tornozelo	Torque muscular dos eversores e inversores do pé (CYBEX)	A fraqueza dos fibulares é um fator de risco para lesões do tornozelo, joelho e pé.
7. Munn e Beard (2003)	16 sujeitos com instabilidade	Forças concêntricas e excêntricas dos eversores e inversores	Significativa diminuição da força excêntrica dos inversores.

Quadro 19: Estudos que não encontraram resultados significativos para as forças dos músculos eversores e inversores do pé.

Autor (ano)	Amostra	Tipo de Avaliação	Resultados
1. Milgrom et al. (1991)	Recrutas masculinos de infantaria	-----	Não encontraram associação entre a força do quadríceps e a entorse de tornozelo.
2. Kaminski et al. (1999)	Sujeitos com instabilidade articular crônica e grupo controle	Forças concêntricas e excêntricas dos eversores e forças isométricas	Não encontraram diferença significativa entre os dois grupos.
3. Buckley et al. (2001)	Sujeitos com instabilidade articular crônica	Forças concêntricas e excêntricas dos eversores e inversores.	Não encontraram diferença significativa entre as médias das forças dos músculos dos tornozelos com instabilidade e normais.

4. Willems et al. (2002)	87 sujeitos (53=grupo controle, 10= instabilidade, 16= 2 anos da última entorse, 08= 3 a 5 anos da última entorse)	Forças concêntricas e excêntricas dos eversores e inversores	Não significativo entre os grupos.
--------------------------	--	--	------------------------------------

4.3.2 Fatores de Risco Extrínsecos

A seguir serão apresentados os fatores de risco extrínsecos para entorse de tornozelo que serão avaliados nesta pesquisa e estes foram organizados em quadros de acordo com os principais estudos da literatura que encontraram relação do fator de risco com a entorse de tornozelo e estudos que não encontraram essa relação.

A partir dos estudos apresentados, a presente pesquisa selecionou 04 fatores de risco extrínsecos que serão avaliados. A escolha deu-se, a partir das variáveis que mais foram encontradas (moda) nas pesquisas de Baumhauer et al. (1995), Beynnon et al. (2002), Murphy et al. (2003), Willems et al. (2005a) e Willems et al. (2005b). Esses fatores são: tipo de tênis, uso de órteses (*braces*), ocorrência das lesões em treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra.

4.3.2.1 Tipo de Tênis

A literatura investiga muito pouco, a variável, tipo de tênis e a incidência de entorses de tornozelo. A seguir, o quadro 20 apresenta os principais estudos que encontraram associação entre o tipo de tênis e a entorse de tornozelo. No quadro 21, estão os principais estudos que não encontraram associação entre o tipo de tênis e a entorse de tornozelo.

Quadro 20: Estudos que encontraram associação entre o tipo de tênis e entorse de tornozelo.

Autor (ano)	Amostra / Método	Resultados
1. McKay et al. (2001)	1.393 jogadores de basquetebol (tênis com células de ar –amortecedor - no solado embaixo do calcanhar e grupo com tênis sem células de ar).	Houve maior risco de sofrer entorse de tornozelo (4,3 vezes) os atletas que tinham tênis com amortecedor, do que os que não usavam este tipo de tênis.

Quadro 21: Estudos que não encontraram associação entre o tipo de tênis e entorse de tornozelo.

Autor (ano)	Amostra / Método	Resultados
1. Milgrom et al. (1991)	390 recrutas militares do sexo masculino (metade utilizou tênis de basquete e a outra metade botas militares).	A incidência de entorses de tornozelo entre os dois grupos não teve diferença significativa.
2. Barrett et al. (1993)	622 atletas jogadores de basquete (três tipos diferentes de modelos de	Não houve correlação entre os três tipos de tênis e a incidência de entorses de

	tênis - solado alto, solado baixo e solado com amortecedores).	tornozelo.
--	--	------------

Segundo Murphy et al. (2003), o tênis deve oferecer sustentação externa e, além disso, tração, limitação dos movimentos exagerados e gerar efeitos proprioceptivos.

4.3.2.2 Uso de Órteses (*braces*)

A seguir, o quadro 22 apresenta os principais estudos que encontraram associação entre o uso de *brace* e a diminuição de entorse de tornozelo. No quadro 23 aparecem os estudos que não encontraram relação entre a utilização do *brace* com a diminuição das entorses de tornozelo nos atletas.

Quadro 22: Estudos que encontraram associação entre o uso de *brace* e a diminuição de entorse de tornozelo.

Autor (ano)	Amostra / Método	Resultados
1.Tropp et al. (1985)	Jogadores de futebol (grupo 1: não sofreu intervenção, o grupo 2: utilizou <i>brace</i> e o grupo 3: fez treinamento em uma prancha para propriocepção).	Os grupos 2 e 3 experienciaram uma significativa diminuição da incidência de entorse comparados com o grupo controle (grupo 1).
2.Sitler et al.	1601 militares	Aqueles que utilizavam

(1994)	jogadores de basquetebol (2 grupos: com <i>brace</i> e sem <i>brace</i>).	<i>brace</i> sofreram menos lesões em relação ao grupo controle.
3. Surve et al. (1994)	504 atletas de futebol americano do sexo masculino (2 grupos: com <i>brace</i> e sem <i>brace</i> e história prévia de entorse de tornozelo).	Significativo aumento na taxa de lesões no tornozelo de atletas com história de entorse de tornozelo e que não utilizaram <i>brace</i> (0,86/1000 horas) quando comparados com atletas que não usaram <i>brace</i> e não tiveram história prévia de lesão (0,46/1000 horas).
4. Gross e Liu (2003)	Atletas de basquete e futebol.	O uso profilático do <i>brace</i> reduziu as entorses de tornozelo.
5. Hodgson et al. (2005)	12 atletas da 1ª divisão do voleibol feminino.	Há um aumento significativo na força de reação ao solo e tempo de resposta com o uso de " <i>braces</i> " comparado ao não uso de <i>braces</i> , e há também uma redução de movimento no plano sagital durante a primeira parte da aterrissagem com o uso de <i>braces</i> .
6. Pedowitz et al. (2008)	07 anos de acompanhamento de atletas de voleibol feminino colegial	O uso profilático do <i>brace</i> diminui a ocorrência de entorse de tornozelo.
7. Shaw et al.	Atletas de voleibol	O uso do <i>brace</i> promove

(2008)	feminino colegial.	estabilização dinâmica.
--------	--------------------	-------------------------

Quadro 23: Estudos que não encontraram associação entre o uso de *brace* e a diminuição de entorse de tornozelo.

Autor (ano)	Amostra / Método	Resultados
1.McKay et al. (2001)	Atletas de basquete e de recreação (brace e bandagens).	Não indicou relação com a incidência de entorse de tornozelo.
2.Cardoso et al. (2005)		Não encontraram diferenças significativas no tempo de reação do deslocamento lateral com o uso de órteses.

4.3.2.3 Ocorrência das Lesões em Treinos e Jogos

Há um consenso geral na literatura que a incidência de lesões é maior durante a competição (jogos) do que durante os treinos. Esses achados sugerem que os atletas podem ser mais suscetíveis a comportamentos agressivos e de alto risco durante a competição, os quais podem aumentar o potencial da lesão (Murphy et al., 2003). Em todos os estudos apresentados a seguir, a lesão foi definida como um incidente que fazia com que o jogador perdesse treinos e/ou jogos por pelo menos 24 horas ou até 48 horas de participações do atleta no time. A seguir, o quadro 24 apresenta os principais estudos que indicam a incidência maior de lesões durante a competição do que durante os treinos. O quadro 25

apresenta pelo menos um estudo que indica o aparecimento das lesões em treinos.

Quadro 24: Estudos que indicam a incidência de lesões maior durante as competições (jogos) do que durante os treinos.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Ekstrand e Gillquist (1983) e Ekstrand et al. (1983)	180 jogadores de futebol.	Duas vezes mais lesões (88% nos membros inferiores), durante os jogos (2/3 das lesões traumáticas) do que durante os treinos (1/3 de lesões traumáticas).
2. Prager et al. (1989)	Atletas de futebol colegiais.	Encontraram um maior risco de lesões durante os jogos do que em treinos. Cinquenta e três por cento do total de lesões ocorreram durante os jogos e disputas pela bola. Outros 28% ocorreram através do contato físico.
3. Nielsen e Yde (1989)	123 jogadores dinamarqueses.	Encontraram 60,5% das lesões ocorridas em jogos, quando comparadas aos treinos.
4. Stuart e Smith (1995)	Atletas de elite juniores de hóquei no gelo (17-20 anos de idade).	Encontraram índices de lesões nos jogos 25 vezes maior do que nos treinos.
5. Bahr e Bahr (1997)	233 atletas de voleibol.	Encontraram um aumento na incidência de lesões durante a competição para homens, mas nenhuma

		diferença para mulheres.
6.Seil et al. (1998)	186 atletas de handebol do sexo masculino.	As lesões eram mais incidentes (cerca de 24 vezes) durante os jogos do que durante os treinos.
7.Messina et al. (1999)	1.863 atletas juniores de handebol dos sexos masculino e feminino.	Um número maior de lesões durante jogos do que durante os treinos.
8.Stevenson et al. (2000)	Atletas de futebol australiano, hóquei de campo, basquete e jogos com uso de redes.	A incidência de lesões nas extremidades inferiores e nas costas era maior nas primeiras quatro semanas da temporada e nas competições.
9. Meeuwisse et al. (2003)	142 atletas várias modalidades.	As lesões ocorrem 3,7 vezes com mais freqüência em jogos que durante os treinos.
10.Soderman et al. (2001)	146 jogadores de futebol.	Encontraram um aumento na incidência de lesões traumáticas como: distensão ligamentar, contusão e distensão muscular durante os jogos em comparação com os treinos.
11.Kofotolis et al. (2007)	336 atletas de futebol (2 anos de acompanhamento).	Ocorre tanto em treinos quanto nas competições, porém padrões de lesões são mais altos nos momentos do final dos jogos.
12.Silva et al. (2007)	66 atletas adultas do basquetebol feminino.	A incidências de lesões foi maior nos jogos.

Quadro 25: Estudos que indicam a incidência de lesões maior durante os treinos do que durante as competições (jogos).

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Gantus (2001)	Atletas do basquetebol feminino de elite.	A incidências de lesões foi maior nos treinos.
2. Arena e Carazzato (2007)	323 atletas de basquetebol, futsal e voleibol.	A incidência de lesões foi significativamente ($p < 0,001$) maior nos treinos.

4.3.2.4 Posicionamento do Jogador na Quadra

A seguir, o quadro 26 apresenta os principais estudos que relacionaram o posicionamento do jogador na quadra com a entorse do tornozelo, e no quadro 27, os estudos que não relacionaram o posicionamento do jogador na quadra com a entorse do tornozelo.

Quadro 26: Estudos que relacionaram o posicionamento do jogador na quadra com a entorse do tornozelo.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Moreira et al. (2003)	Atletas de basquetebol	Observaram que a posição do atleta de basquetebol influencia no número de queixas de lesões: os pivôs foram os mais acometidos (44,1%), depois os alas (35,3%) e por último os armadores (20,6%).

2. MacKay et al. (2001),	Atletas de basquetebol	Observaram alto índice de entorses de tornozelo durante o movimento de busca ao rebote nos pivôs.
3. Gantus e Assumpção (2002)	Atletas de basquetebol	
4. Cohen e Abdalla (2003)	Atletas de basquetebol	

Quadro 27: Estudos que não relacionaram o posicionamento do jogador na quadra com a entorse do tornozelo.

Autor (ano)	Amostra	Resultados
1. Ekstrand e Gillquist (1983) e Ekstrand et al. (1983)	180 jogadores de futebol de campo	Não encontraram diferença no risco de entorse do tornozelo entre os posicionamentos dos jogadores
2. Sitler et al. (1994)	1601 jogadores militares de basquetebol universitários	Não encontraram diferença no risco de entorse de tornozelo entre o posicionamento do jogador na quadra.

4.4 Conseqüências de uma Entorse de Tornozelo

4.4.1 Instabilidade Articular do Tornozelo

O termo instabilidade funcional foi sugerido, pela primeira vez, por Freeman et al. (1965) para descrever os tornozelos que sofriam entorses repetitivas. Os pacientes definem a instabilidade como uma sensação de deslocamento anterior do tornozelo (Hintermann, 1999) A instabilidade crônica tem como conseqüência, a instabilidade mecânica, o enfraquecimento muscular e o déficit proprioceptivo encontrado em 40% dos indivíduos que tenham sofrido uma entorse (Ebig et al., 1997).

Após uma entorse de tornozelo, o indivíduo pode adquirir dor tardia e instabilidade articular. Isso ocorre de 20% a 50% de todos os casos (Joanne e Phty, 1995, Gross e Marti, 1999 e Verhagen et al. 2004). Aproximadamente 30% das instabilidades crônicas podem ser assintomáticas entre os eventos de lesões enquanto outras podem se manifestar com dor lateral, hipersensibilidade, edema ou grande dificuldade de atividades esportivas ou da vida diária (Hintermann, 1998).

É documentado, na literatura, que a instabilidade articular funcional é a principal conseqüência herdada por um sujeito, que sofreu entorse de tornozelo de segundo e terceiro grau (O`Donoghue, 1970, Balduini e Tetzlaff, 1982, Balduini et al., 1987, Renström e Lynch, 1999, Wolfe, et al., 2001 e Verhagen et al., 2004).

Segundo Karlsson et al. (1992), instabilidade articular do tornozelo pode ser definida também como instabilidade funcional ou instabilidade mecânica. Porém, a instabilidade mecânica ocorre devido a um mau alinhamento da articulação do

tornozelo com uma excessiva amplitude de movimento, insuficiência dos ligamentos laterais e deformação estrutural dos componentes ósseos da articulação e refere-se à frouxidão anormal dos estabilizadores ligamentares. Na instabilidade funcional, por sua vez, os estabilizadores ligamentares estão normais, mas com função anormal, apresentando episódios de falseios recorrentes (Isakov et al., 1986, Renström e Lynch, 1999).

O mecanismo básico da instabilidade do tornozelo desenvolvido pela entorse é devido à lesão dos mecanorreceptores dos ligamentos laterais, proprioceptores, na cápsula articular, tendões ou músculos com subsequente deaferenciação parcial dos reflexos proprioceptivos, encontrados na incoordenação motora (Freeman et al., 1965, McCloskey, 1978, Tropp, 1985, Tropp e Odenrick, 1988, Konradsen e Ravn, 1990, Karlsson et al., 1992 e Konradsen et al., 1998) e são a principal causa de presença de déficit proprioceptivo articular, decréscimo do equilíbrio postural e da sensação de posição articular no espaço (Freeman, 1965a, Freeman 1965b, Tropp et al., 1984 e Karlsson et al., 1992).

Segundo Richie (2001), foi demonstrado que na maioria dos indivíduos a instabilidade funcional resulta de uma diminuição do controle neuromuscular, em que se incluem: propriocepção, força muscular, tempo de reação muscular e controle postural.

4.4.2 Alteração da Propriocepção

A alteração da propriocepção é descrita como um *déficit* proprioceptivo causado pelas instabilidades funcionais crônicas (Freeman, 1965a, Freeman 1965b, Tropp et al., 1984 e Karlsson et al., 1992 e Hintermann 1999). A propriocepção foi definida pela primeira vez por Sherrington, em 1906, como todo influxo neural com origem nas articulações, músculos, tendões e tecidos profundos associados. Para Lephart et al. (1997), a propriocepção pode ser definida como uma variação do tato somada às sensações de posição, movimento articular (cinestesia), por receptores cutâneos de planta do pé, cápsulas articulares e ligamentos. A propriocepção é, na verdade, uma modalidade sensorial que engloba as sensações de movimento articular e de posição articular (Tropp et al., 1984).

O sistema de reflexo proprioceptivo consiste dos receptores ou mecanorreceptores dos ligamentos e da cápsula articular, conectados com os nervos aferentes do sistema nervoso central. No sistema nervoso central esses nervos aferentes são conectados com os nervos eferentes para os músculos, os quais contrapõem os movimentos provocando impulsos dos receptores nos ligamentos e cápsula articular (Karlsson et al., 1992).

As aferências proprioceptivas são mediadas por estruturas denominadas receptores ou mecanorreceptores. A função deles é prover informações sobre seu próprio estado e sobre o ambiente a seu redor. Esse tipo de fluxo de informações dos receptores sensoriais para o sistema nervoso central é chamado de *feedback*. Os mecanorreceptores são estruturas sensíveis à pressão e à tensão articular

provocadas por movimentos na posição dinâmica ou estática do corpo (Bernier e Perrin, 1998). Os receptores podem ser classificados de acordo com sua localização em três tipos: articulares, profundos e superficiais (Sherrington, 1906). A propriocepção pode ser percebida por receptores localizados nos tendões (através de um alongamento brusco), nos músculos (através de estiramentos), em estruturas articulares, periarticulares, ligamentos e cápsula articular (Tropp et al. 1993).

Quanto aos receptores superficiais foram identificados quatro tipos de mecanorreceptores cutâneos: discos de Merkel, corpúsculos de Meissner, terminações de Ruffini e corpúsculos de Paccini. Os dois primeiros são encontrados perto da superfície da pele, enquanto os dois últimos ficam mais profundamente (Guyton, 1988 e Enoka 2000).

O disco de Merkel é sensível à pressão vertical local e não responde ao alongamento lateral da pele. Esse receptor responde com um disparo inicial rápido de potenciais de ação que é logo reduzido para uma frequência constante baixa (Guyton, 1988 e Enoka 2000). Os corpúsculos de Meissner são inervados por 2 a 6 axônios, e cada axônio pode inervar mais de um corpúsculo. Esses corpúsculos são sensíveis a pressões locais constantes, mas sua resposta esvanece rapidamente (Guyton, 1988 e Enoka 2000). As terminações de Ruffini são inervadas por um único axônio e respondem ao alongamento da pele sobre uma ampla área. Essa sensibilidade, contudo, depende da direção do alongamento, a terminação é excitada com um alongamento em uma direção e inibida com alongamento em ângulo reto com a direção preferencial. A resposta das terminações de Ruffini se adapta lentamente a um alongamento constante

(Guyton, 1988 e Enoka 2000). Os corpúsculos de Paccini são os maiores receptores da pele e são inervados por um único axônio. Ele detecta um estímulo de pressão que se altera rapidamente.

Esses quatro mecanorreceptores cutâneos dão ao sistema articular a habilidade para detectar estímulos aplicados à pele sobre pequenas e grandes áreas e com durações curtas e contínuas. Além dos mecanorreceptores, a pele possui termorreceptores e nociceptores que podem também influenciar na função do sistema articular elementar e mesmo dos motoneurônios alfa que são ativados durante o desempenho de uma determinada tarefa (Guyton, 1988 e Enoka 2000).

Em vista das conseqüências que são apresentadas após uma lesão como a entorse do tornozelo, é consenso na literatura que a instabilidade articular é a principal conseqüência apresentada após a lesão e que a propriocepção é a função que mais se altera. Sendo assim, vários autores se preocuparam em demonstrar a existência dessas alterações através de metodologias que envolvem principalmente a investigação do tempo de resposta eletromiográfica, o controle postural e o senso de posicionamento articular.

Freeman et al. (1965) foram os primeiros autores a reportar que o exercício em uma prancha instável poderia reduzir a incidência de instabilidade articular após uma entorse do tornozelo. Os principais estudos que desenvolveram metodologias para avaliar as instabilidades foram descritos anteriormente nos fatores intrínsecos que envolvem a lesão.

Vários estudos salientam a importância de um programa de treinamento em pranchas instáveis como redutores do risco de ocorrência de entorse de tornozelo. Recentemente, McGuine e Keene (2006) estudaram 765 jogadores de futebol e

basquetebol (523 meninas e 242 meninos) que participaram de um programa de treinamento do controle postural em pranchas instáveis (27 times e 373 sujeitos) comparando com o grupo controle (sem intervenção do programa de treinamento) 28 times e 392 sujeitos. Os resultados demonstraram que este programa de treinamento reduziu significativamente as entorses de tornozelo nesses jogadores.

5 PROBLEMA DE PESQUISA

Fatores de risco intrínsecos e extrínsecos são preditores da lesão entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e de voleibol?

5.1 Hipóteses

- H1. O conjunto dos fatores de risco extrínsecos é hábil para prever significativamente a entorse de tornozelo.
- H2. A habilidade em prever a entorse de tornozelo nos fatores de risco intrínsecos é superior a dos fatores de risco extrínsecos.
- H3. O conjunto dos fatores de risco intrínsecos e extrínsecos apresenta uma habilidade de predição superior aos fatores isolados.

5.2 Definição Operacional das Variáveis

5.2.1 Variáveis independentes: fatores intrínsecos e fatores extrínsecos

- a) Histórias prévias de entorse de tornozelo: Foram as entorses de graus I e II da articulação do tornozelo que o atleta sofreu até 01 mês antes da coleta de dados.
- b) Sexo do atleta: Se o atleta era do sexo masculino ou do sexo feminino.

- c) Características antropométricas do atleta: Foi a mensuração da massa corporal, em quilogramas, e da estatura, em metros, de cada atleta da pesquisa.
- d) Membro inferior dominante: Foi o membro inferior dominante direito ou esquerdo que o atleta utilizava para impulsionar seus saltos, tanto no basquetebol quanto no voleibol. O atleta respondeu a questão.
- e) Hiperlaxidão ligamentar do tornozelo: Foi determinado pelo teste de gaveta anterior e foi classificado como apresenta hiperlaxidão ligamentar do tornozelo ou não apresenta. O teste foi executado pela mesma pesquisadora no momento da coleta.
- f) Amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé: Foi a avaliação do posicionamento neutro e dos movimentos de flexão plantar, flexão dorsal, adução e abdução dos tornozelos dos atletas, obtidos por um goniômetro e considerados os valores em graus. Foram medidos por mais de um avaliador.
- g) Tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do tornozelo: Foi o tempo entre a queda da plataforma e a atividade elétrica dos músculos fibulares, obtidos por meio da eletromiografia de superfície e com o uso de uma plataforma eletrônica que produz a inclinação lateral do tornozelo, com um ângulo de queda de 30°.
- h) Controle postural do atleta: Foi determinado pelo apoio unipodal, durante 30 segundos da perna direita e 30 segundos da perna esquerda, sobre uma plataforma de força.

- i) Torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo: Foi o torque muscular isocinético máximo, concêntrico e excêntrico, dos músculos inversores e eversores do tornozelo, obtidos no dinamômetro isocinético.
- j) Tipo de tênis: Qual o tipo de tênis que o atleta utilizava, se possuía amortecedor no solado, embaixo do calcâneo, ou se não possuía amortecedor. O atleta respondeu a questão.
- k) Uso de órteses (*braces*): Se o atleta utilizava algum tipo de *brace* (tornoeleira, esparadrapos) na articulação do tornozelo para os treinos e/ou para os jogos. O atleta respondeu a questão.
- l) Ocorrência das lesões em treinos e jogos: Foi feita uma pergunta ao atleta de quantas vezes já ocorreram entorses, em cada um dos tornozelos, (desde que iniciou como atleta), há quanto tempo ocorreu à última entorse e se foi durante os treinos ou durante os jogos (competições).
- m) Posicionamento do jogador na quadra: O atleta respondeu qual a posição em quadra que ocupa nos treinos e jogos.

5.2.2 Variável dependente: entorse da articulação do tornozelo

- a) Entorse em inversão da articulação do tornozelo: É o movimento que “força” a articulação do tornozelo além da amplitude de inversão normal causando a lesão dos ligamentos situados na face lateral do tornozelo e a

hiperdistensão dos grupos musculares eversores (principalmente os eversores) do compartimento lateral da perna. Esta entorse foi caracterizada como graus I ou II, dependendo do teste articular que o indivíduo apresentou. Caso houvesse a instabilidade articular, determinado pela positividade do teste de gaveta anterior, a entorse era classificada como de grau II, caso o teste apresentasse negativo a entorse era classificada como de grau I. O teste de gaveta anterior, que indicava se havia ou não instabilidade, na articulação do tornozelo, era realizado sempre pelo mesmo médico ortopedista.

6 MATERIAL E MÉTODOS

Esta investigação foi do tipo qualitativa e quantitativa, prospectiva, e com delineamento quase-experimental, no modelo analítico-descritivo (Thomas e Nelson, 2000).

6.1 Etapas para a Realização da Coleta dos Dados

1. Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (www.ufrgs.br/Propesq) - (Anexo 1).
2. Autorização Institucional (Gerente de esportes do Grêmio Náutico União (GNU), Coordenador da equipe de basquetebol do Grêmio Náutico União e Coordenador da equipe de voleibol do Grêmio Náutico União) – (Anexo 2).
3. Seleção da amostra.
4. Explicação verbal dos procedimentos da coleta pela pesquisadora, aos atletas participantes do estudo.
5. Procedimento de leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, pelo atleta e pelo responsável (quando menores de 18 anos) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (Anexos 3 e 3A).
6. Preenchimento da ficha de avaliação, contendo perguntas fechadas sobre as variáveis intrínsecas como história prévia de entorse de tornozelo, sexo do atleta, características antropométricas do atleta, membro inferior dominante e

sobre as variáveis extrínsecas como tipo de tênis, se faz uso de *brace*, ocorrência de lesões em treinos e jogos, frequência e duração dos treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra (Anexo 4).

7. Avaliação ativa da amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, dos movimentos de flexão dorsal, flexão plantar, adução e abdução, através da goniometria.
8. Avaliação da hiperlassidão ligamentar do tornozelo, através do teste de gaveta anterior (variável intrínseca pertencente ao questionário I).
9. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica através da eletromiografia de superfície e da plataforma eletrônica de 30° de inclinação lateral do tornozelo.
10. Avaliação do controle postural através da plataforma de força.
11. Avaliação da relação entre inversores e eversores do complexo tornozelo-pé, no dinamômetro isocinético (*CYBEX*).
12. Acompanhamento dos atletas até o final do ano a partir da coleta dos dados, através do questionário I, que continha perguntas a respeito da ocorrência da lesão entorse (Anexo 5).
13. Aplicação do modelo de regressão para avaliar os fatores de risco.

6.2 Amostra

Com base em um cálculo amostral apoiado em uma prevalência de entorses de tornozelo de 13% dos atletas (referências de estudos de 05 anos anteriores das ocorrências de entorses no clube GNU), com margem de erro de 7% e nível de confiança de 95%, foram avaliados 94 atletas do clube poliesportivo Grêmio Náutico União, das modalidades basquetebol e voleibol. Esses atletas foram divididos conforme a modalidade em dois grupos: grupo I, 47 atletas de basquetebol, todos do sexo masculino e grupo II, 47 atletas de voleibol, sendo 19 do sexo masculino e 28 do sexo feminino. A faixa etária compreendida era entre 13 e 21 anos de idade (média = $15,8 \pm 1,67$) das categorias infantil ou cadete (13 a 15 anos), infanto-juvenil (16-17 anos) e juvenil (18 a 21 anos).

Como critérios de inclusão, estes atletas tinham que ser praticantes da modalidade no mínimo há um ano, apresentar as articulações dos tornozelos sem lesão ou um dos tornozelos poderia ter tido entorse unilateral por inversão de graus I ou II, desde que ocorrido há mais de quatro semanas, pois a partir da quarta semana após a entorse, têm-se novas fibras de colágeno já suportando cargas quase normais, sendo esta a fase em que os sujeitos são liberados gradativamente para retornarem as quadras (DeLee et al., 1994). Isto assegura que esses atletas pudessem ser avaliados, na plataforma de inversão, sem riscos de reincidências de lesões e, ao mesmo tempo, as histórias anteriores de entorses faziam parte de uma das questões do questionário de variáveis intrínsecas.

Os critérios de exclusão foram histórias de outras lesões nas articulações dos tornozelos, como fraturas, cirurgias, entorses grau III, ou entorses grau II com menos de um mês, antes do estudo e lesões em joelhos e quadris.

6.3 Delineamento da Pesquisa

Esta pesquisa é um estudo de coorte, com acompanhamento de 05 meses dos atletas.

6.4 Procedimento de Coleta dos Dados

Após a autorização institucional do Clube Grêmio Náutico União (Anexo 2), os atletas eram informados dos objetivos e dos procedimentos do estudo, procediam a leitura do termo e davam seu consentimento verbal e por escrito (Anexo 3). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Anexo 1). Os atletas menores de 18 anos tiveram seus termos de consentimento livre e esclarecido assinado pelos pais ou responsável legal (Anexo 3A). Após as informações, os atletas receberam uma explicação verbal de todas as etapas da pesquisa.

Foram coletados os dados de histórias prévias de entorse de tornozelo, sexo do atleta, massa corporal e estatura do atleta (características antropométricas), membro inferior dominante, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos

músculos eversores do tornozelo, controle postural do atleta e torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo que foram consideradas variáveis intrínsecas e os dados das variáveis extrínsecas como o tipo de tênis, uso de órteses (*braces*), ocorrência das lesões em treinos e jogos, frequência e duração dos treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra.

6.5 Procedimento de Pós-Coleta de Dados

Após a coleta dos dados os atletas foram acompanhados pela pesquisadora até o final do ano de 2006, período que se estendia até o término da temporada de treinos e competições. Quando ocorria qualquer episódio de entorse de tornozelo, a pesquisadora era avisada pelo respectivo técnico e pelo departamento médico do clube Grêmio Náutico União, onde o médico traumatologista fazia o diagnóstico de entorse de tornozelo de grau I ou grau II, pelo teste de gaveta anterior, que definia a instabilidade da articulação (Figura 2). Assim, o atleta era selecionado e respondia a um questionário (questionário I, Anexo 5) para esclarecer o mecanismo da lesão, descrição do episódio e era aplicado ao atleta sob a forma de entrevista sempre pela mesma fisioterapeuta do clube, que não a pesquisadora.

Todos os atletas foram acompanhados pela pesquisadora, a contar do período pós-coleta, e então, estes indivíduos foram divididos em dois novos grupos: grupo I (n=76), atletas do basquetebol e voleibol que não sofreram entorse em nenhum dos tornozelos, durante o período de acompanhamento, grupo II

(n=18), atletas do basquetebol e voleibol que sofreram entorse grau I ou II em um dos tornozelos durante o período de acompanhamento. As duas modalidades foram agrupadas, pois o tempo de treino dos atletas (mediana = 4 anos), o número de vezes por semana (mediana = 5 vezes por semana) e o número de horas por dia de treinamento (mediana = 3 horas por dia) eram semelhantes entre os atletas das duas modalidades.

6.6 Aplicação da Coleta dos Dados

6.6.1 Ficha de Avaliação

Foi preenchida uma ficha de avaliação (Anexo 4), sob a forma de entrevista entre a pesquisadora e o atleta, com itens sobre os fatores intrínsecos e extrínsecos. Essa ficha foi aplicada apenas uma vez e ocorria no momento da coleta dos dados nos equipamentos do laboratório de pesquisa do exercício (LAPEX) da UFRGS. Os fatores intrínsecos pesquisados foram: história prévia de entorse de tornozelo, sexo do atleta, massa corporal (em quilogramas) e estatura (em metros) do atleta, membro inferior dominante (direito ou esquerdo), hiperlassidão ligamentar do tornozelo (ver 6.4.2.1 abaixo). Os fatores extrínsecos investigados foram: tipo de tênis que o atleta usava para os treinos e jogos, duração dos treinos (horas/dia), frequência dos treinos (vezes/semana), e em qual deles (treinos ou jogos) já sofreu mais entorses, se fazia uso de órteses (*braces*) durante treinos e/ou jogos e posicionamento do jogador na quadra.

As medidas dos fatores intrínsecos, como massa corporal e estatura do atleta foram determinadas pela avaliação em uma balança calibrada (marca Filizola). A hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento articular do tornozelo, tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do tornozelo, controle postural e relação entre os torques musculares dos inversores e eversores do tornozelo, são descritas nas secções (6.4.2.1 a 6.4.2.6).

6.6.2 Avaliação Física do Atleta

6.6.2.1 Medida da Hiperlassidão Ligamentar do Tornozelo

O protocolo de execução do teste de gaveta anterior, sugerido por Isakov et al. (1986), Konradsen et al. (1998), Wolfe et al. (2001) e Marr e Rubin, (2003) em seus estudos, compreendeu o posicionamento do atleta em decúbito dorsal, joelho em extensão e tornozelo em 10° de flexão plantar. O examinador se posicionava em frente ao pé do atleta colocando uma de suas mãos sob o calcâneo do atleta e exercendo uma tração para cima, em direção aos dedos do pé. Para verificação do teste o examinador olhava no compartimento lateral do tornozelo, o deslocamento anterior do tálus em relação à fíbula (Figura 2). Com a outra mão o examinador fixava a tíbia do atleta distalmente. Se houvesse presença de deslocamento (formação de um sulco na frente do maléolo lateral), o atleta era considerado com instabilidade ou com hiperlassidão ligamentar do tornozelo e se não houvesse esse deslocamento, o atleta era considerado sem instabilidade ou sem hiperlassidão ligamentar do tornozelo.

Baumhauer et al. (1995) apresentam em seu estudo o teste de gaveta anterior como indicador da integridade do ligamento talofibular anterior. Assim como Baumhauer et al. (1995), Karlsson et al. (1988) validaram este teste.

Desse modo, os dois tornozelos foram avaliados igualmente e pelo mesmo examinador.

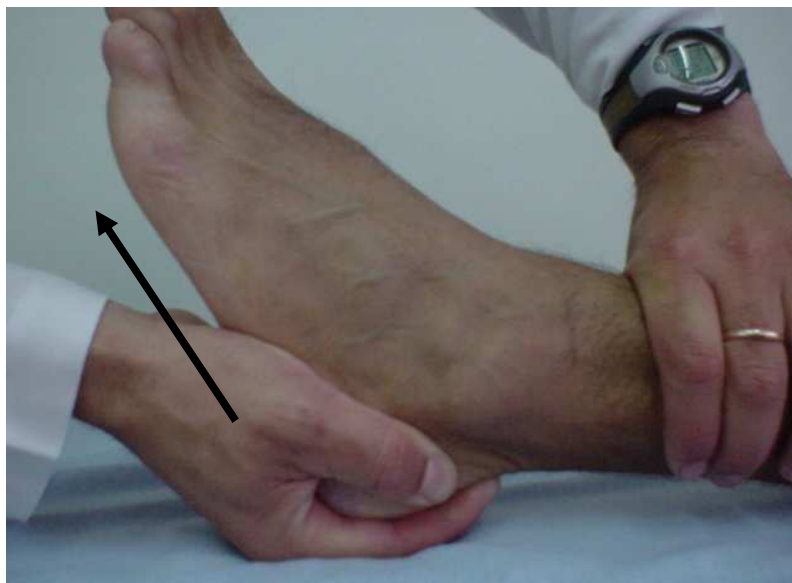


Figura 2 -Teste de gaveta anterior para diagnóstico de instabilidade e da hiperlaxidão do tornozelo. A seta mostra o sentido para onde era tracionado o tornozelo.

6.6.2.2 Avaliação da Amplitude de Movimento Articular Ativa do Tornozelo

Os movimentos de inversão e de eversão ocorrem fisiologicamente no pé (articulação subtalar), e patologicamente no tornozelo (pela associação com a flexão plantar da articulação tíbio-társica). Porém, a literatura utiliza a inversão e eversão como movimentos fisiológicos do tornozelo, no entanto esses são movimentos fisiológicos do retro-pé. A partir disso, a presente pesquisa utilizou os

termos corretos para o tornozelo, que são abdução e adução e estes foram medidos pelo goniômetro universal.

Os graus das amplitudes de movimento articular (ADMs) ativa da flexão plantar, flexão dorsal, abdução e adução dos tornozelos dos atletas, foram medidos para se identificar os arcos de movimento em cada plano. As amplitudes de movimento articular foram obtidas através do uso de um goniômetro universal, marca CARCI, constituído de material acrílico e flexível. Todas as medidas foram executadas da mesma maneira, porém foram realizadas por mais de um examinador, para otimizar o tempo total da coleta dos dados. É importante salientar, que todos os examinadores foram treinados pela pesquisadora, antes de cada avaliação da ADM, obedecendo os pontos anatômicos e alinhamento das hastes fixa e móvel de acordo com Norkin e White (1997). Assim, as medidas foram obtidas pelo posicionamento do goniômetro conforme demonstrado por Marques (1997) e Norkin e White (1997) sendo avaliadas as ADMs de flexão dorsal, flexão plantar, abdução e adução do tornozelo.

Para o protocolo das medidas das amplitudes de movimento articular dos tornozelos dos atletas foi adotado o posicionamento proposto por Ebig et al. (1997) e Norkin e White, (1997) com o atleta sentado na maca, para todas as medidas. O pé ficava em posição neutra para início das medidas da flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo. O goniômetro foi posicionado com o seu eixo no maléolo lateral, sendo o braço fixo, do instrumento, posicionado paralelo à fíbula, apontando para a cabeça da fíbula e o braço móvel paralelo ao quinto metatarsiano. A partir desse posicionamento, era medida a posição neutra da articulação, e as mensurações foram realizadas até o máximo que o atleta

conseguia alcançar ativamente a articulação em direção a flexão dorsal e em direção a flexão plantar (Figuras 3 e 4).

As fotos 3, 4, 5 e 6 foram retiradas do estudo: Avaliação Fisioterapêutica do Tornozelo e Pé – Prof^a. Dr^a. Silvia Maria Amado João - www.fm.usp.br – acessado em 14/09/2008.



Figura 3 -Posicionamento do goniômetro para medida da flexão dorsal.

Fonte: Prof^a. Dr^a. Silvia Maria Amado João - www.fm.usp.br – acessado em 14/09/2008.

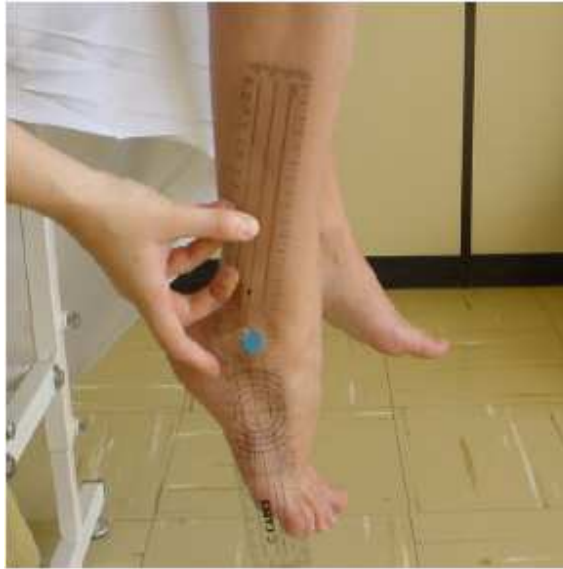


Figura 4 – Posicionamento do goniômetro para medida da flexão plantar.

Fonte: Prof^ª. Dr^ª. Silvia Maria Amado João - www.fm.usp.br – acessado em 14/09/2008.

Com o pé em posição neutra, o goniômetro foi posicionado com o seu eixo próximo, a uma linha imaginária, traçada no dorso do pé, entre os dois maléolos, e o braço fixo, do instrumento era posicionado paralelo à face anterior da tibia, apontando para a tuberosidade anterior da tibia e o braço móvel acompanhando a face anterior, do segundo metatarsiano, apontando para a falange distal deste dedo (Figuras 5 e 6). A partir desse posicionamento, o atleta era solicitado a alcançar o máximo do posicionamento em adução e em abdução.



Figura 5 – Posicionamento do goniômetro para medida da abdução.

Fonte: Prof^a. Dr^a. Silvia Maria Amado João - www.fm.usp.br – acessado em 14/09/2008.

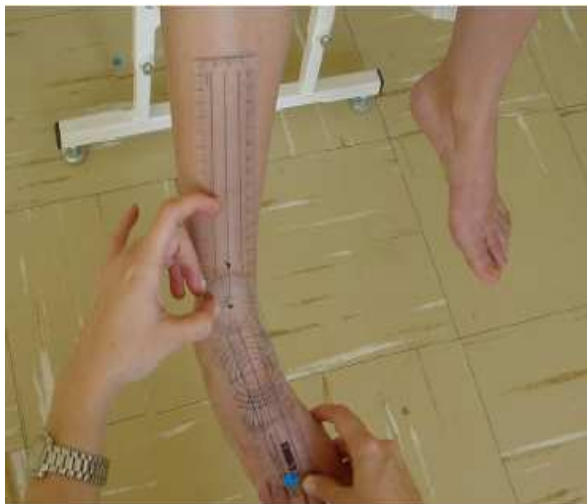


Figura 6 – Posicionamento do goniômetro para medida da adução.

Fonte: Prof^a. Dr^a. Silvia Maria Amado João - www.fm.usp.br – acessado em 14/09/2008.

6.6.2.3 Eletromiografia

A eletromiografia foi utilizada para a avaliação do tempo de resposta eletromiográfica. Para a aquisição dos sinais eletromiográficos foi utilizado um sistema de eletromiografia (E.M.G.) de oito canais (*Bortec Electronics Incorporation*, Canadá) dotado de pré-amplificadores localizados próximos (máximo 10 cm) aos eletrodos de superfície que captavam os sinais dos músculos que foram estudados. Os sinais captados pelos eletrodos eram repassados a uma unidade central de amplificação através de um multiplexor, o que permitia que os indivíduos estivessem conectados ao equipamento apenas através de um cabo.

Esses sinais foram obtidos através da utilização de eletrodos *baby* de superfície, adesivos e descartáveis (*Kendall[®]*, *Meditrace* – 100, Ag/AgCl). Os eletrodos em configuração bipolar foram posicionados sobre os músculos fibulares curto e longo de ambas as pernas. Ao total, foram utilizados nove eletrodos por atleta, sendo dois para cada músculo (fibular curto e fibular longo) de cada perna e um de aterramento, na perna esquerda.

6.6.2.3.1 Preparação do Atleta para Colocação dos Eletrodos

A pele sob os eletrodos foi preparada para a coleta dos sinais eletromiográficos reduzindo-se a impedância elétrica pela raspagem dos pêlos, com uma gilete descartável e pelo esfregamento da pele, com algodão embebido

em álcool etílico diluído a 46°, a fim de remover as células mortas e a oleosidade no local do posicionamento dos eletrodos (protocolo descrito por Basmajian e De Luca, 1985). A seguir, os oito eletrodos dos fibulares eram fixados na pele, e era aplicada uma leve pressão sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (Nigg e Herzog, 1994). O mesmo procedimento foi feito para a fixação do eletrodo de aterramento. A impedância entre os eletrodos foi medida através de um voltímetro e mantida abaixo de 5 KOhms.

6.6.2.3.2 Posicionamento dos Eletrodos no Atleta

Zuniga et al. (1970) e Kramer et al. (1972), citados por Correia (1993), sugerem a colocação dos eletrodos de eletromiografia o mais próximo possível do ponto motor do músculo, quando se trata de uma ação que utilizará uma contração excêntrica. Este posicionamento irá garantir a obtenção de potenciais máximos e assegurar uma ampla superfície do músculo para a colocação estável dos eletrodos, evitando o deslocamento dos mesmos quando ocorrer a coleta do sinal da contração excêntrica, através da inversão do tornozelo.

Após, aproximadamente 15 coletas de sinais eletromiográficos (estudo piloto baseado em coletada de sinais durante 1 mês), na intenção de se observar a melhor visualização do sinal do músculo, no monitor do computador, verificou-se que o posicionamento dos eletrodos deveria ser o mais próximo possível dos pontos motores dos músculos fibulares curto e longo (da perna direita e esquerda), no sentido de seu eixo longitudinal, de modo a se encontrar o maior

potencial de ação de cada um. Para a verificação desses pontos motores, foi utilizado o procedimento proposto nos estudos de: Konradsen e Ravn (1990), Johnson e Johnson (1993) e Löfvenberg et al. (1995), onde era solicitada a contração isométrica dos eversores do tornozelo para a visualização da porção mais proeminente do músculo e assim, posicionar adequadamente os eletrodos.

Para o músculo fibular longo, os eletrodos de configuração bipolar eram localizados cerca de cinco centímetros (1/3) abaixo da cabeça da fíbula (compreendendo o ventre do músculo) e 1 centímetro mais anterior que os eletrodos do músculo fibular curto que tiveram seu posicionamento mais pósterolateral, na perna do atleta, e estes estavam afastados 3 centímetros do primeiro par de eletrodos. Um eletrodo de aterramento, também adesivo e descartável, foi posicionado na tuberosidade anterior da tíbia da perna esquerda. As duas pernas foram preparadas igualmente (Figura 7).

Os posicionamentos dos pares de eletrodos nos atletas do estudo não tiveram variações, pois os atletas tinham estatura média de $1,81\text{m} \pm 0,10$. Outros estudos que avaliarem atletas ou sujeitos que possuam estaturas diferentes entre si, deverão ter cuidado com a colocação dos pares de eletrodos, pois possuem tamanhos de perna diferentes e, portanto, não há uma padronização para a colocação dos eletrodos e sim, um ponto anatômico de referência, com distâncias diferentes deste, que garante que todos os sujeitos terão os pares de eletrodos atingindo seus pontos motores.

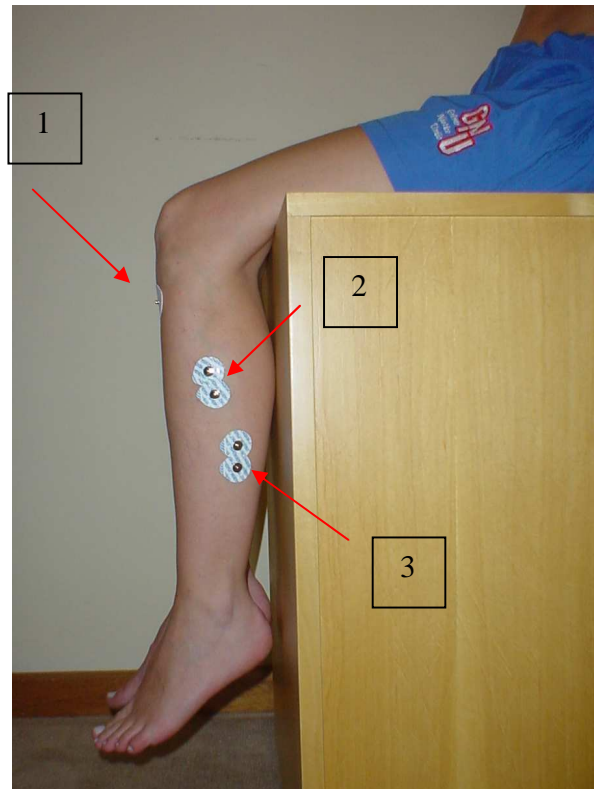


Figura 7 - Posicionamento dos eletrodos de superfície bipolar, adesivos sobre a pele dos músculos fibulares longo e curto da perna esquerda.

[1] = Perna esquerda: eletrodo de aterramento.

[2] = Perna esquerda: eletrodos do músculo fibular longo.

[3] = Perna esquerda: eletrodos do músculo fibular curto.

6.6.2.4 Plataforma de Inversão

Uma plataforma ou prancha que permitia a inclinação lateral do pé, no plano frontal ou coronal, foi utilizada com o objetivo de simular um movimento semelhante ao que ocorre durante uma entorse de tornozelo, para a verificação dos sinais eletromiográficos provenientes da contração excêntrica desses músculos. Importante salientar, que o movimento que ocorre na plataforma não é uma inversão do tornozelo, e sim apenas uma queda lateral do pé. Assim, neste estudo, é adotada a mesma nomenclatura utilizada na literatura que denomina o movimento que o tornozelo exerce na plataforma como movimento de inversão, por isso a denominação de plataforma de simulação de inversão do tornozelo (salienta-se que não serão adotados os termos da avaliação goniométrica como a adução e abdução do tornozelo).

Esta plataforma foi construída em madeira por um marceneiro, e por um engenheiro que a transformou em eletrônica, baseada no modelo utilizado por Karlsson et al. (1992). A plataforma (Figura 8) era composta por duas tábuas retangulares, com um eixo transversal (ântero-posterior) entre elas. Cada tábua constituía a metade da plataforma. As dimensões de cada tábua eram: 35 cm de comprimento, 25 cm de largura e 3 cm de espessura, com uma altura de 10 cm do solo. Estas tábuas estavam acopladas a uma terceira tábua, também de madeira, que servia de assoalho do equipamento, chamada de base (veja o Anexo 6 para medidas detalhadas da plataforma). Cada uma das metades possibilitava que a sua extremidade ou borda lateral sofresse deslocamentos numa amplitude de 30° (Figura 9), que ia desde a posição horizontal até o contato da plataforma com a

base, igualmente aos estudos de Konradsen e Ravn, (1990), Karlsson et al., (1992) e Löfvenberg et al., (1995). Esse ângulo de 30° foi medido e confirmado por um sistema de medição composto por um condicionador de sinais de um eletrogoniômetro, utilizado no estudo do anexo 7 (Figura 1 do anexo 7 – Apresentado no XI Congresso Brasileiro de Biomecânica – Paraíba – 2005).

Essas metades permitiam uma “queda” do pé apoiado e uma simulação de inversão do tornozelo. Sempre que uma das tábuas estivesse produzindo a inclinação do pé, a outra permanecia imóvel.

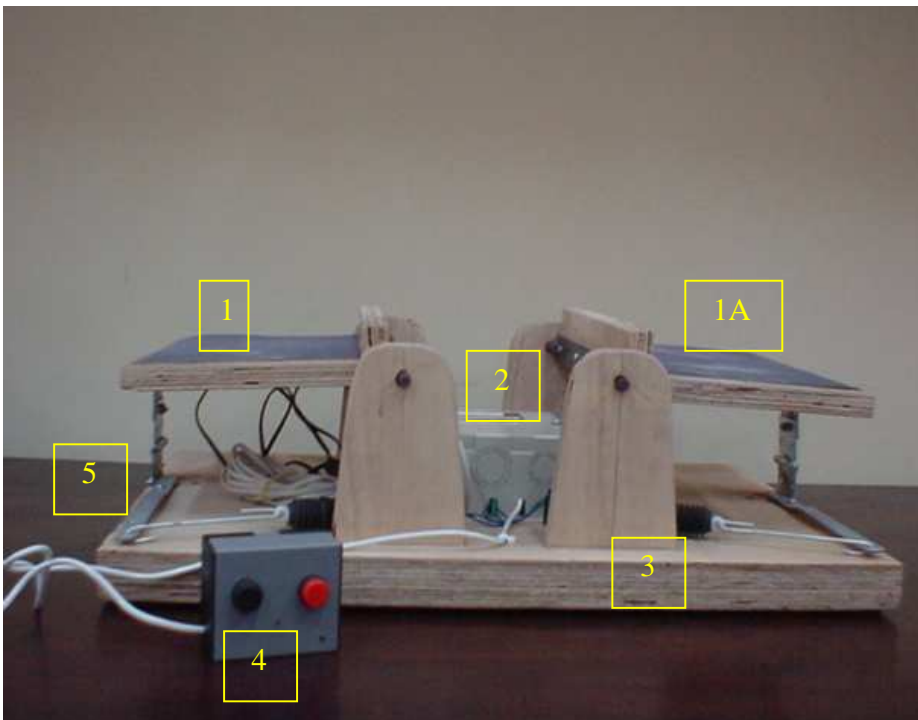


Figura 8 - Plataforma eletrônica de simulação de inversão do tornozelo

[1] e [1A] = Tábua de queda (móvel)

[2] = Dispositivo eletrônico da plataforma (220 V)

[3] = Tábua de base (fixa)

[4] = Botões de sincronismo (independente para cada metade)

[5] = Suporte metálico que quando acionado, causava a queda da metade da plataforma.

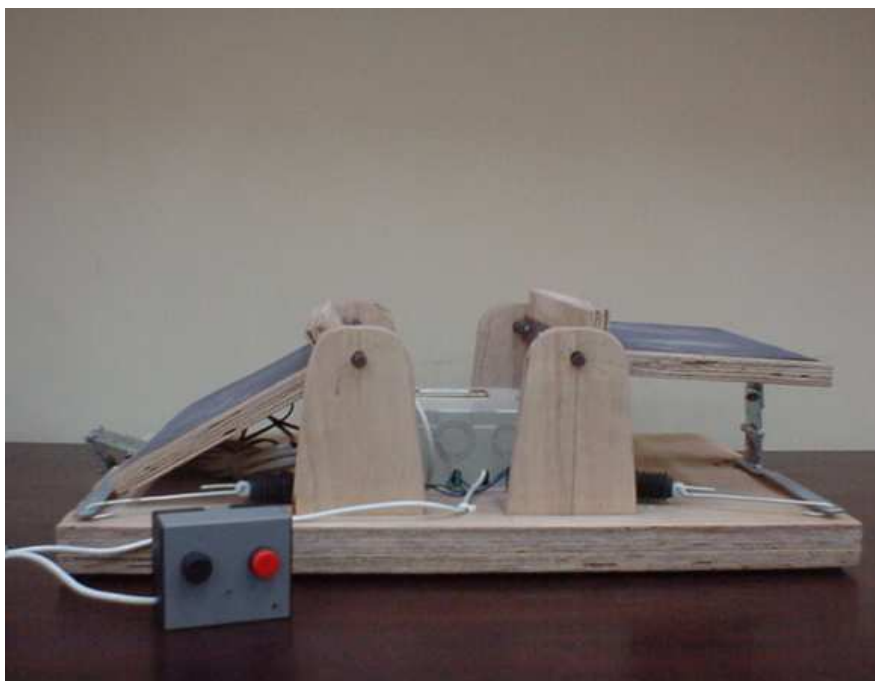


Figura 9 - Plataforma eletrônica de simulação de inversão do tornozelo demonstrando o deslocamento angular de 30° da tábua do lado esquerdo. Observa-se que a tábua do lado direito permanece imóvel após o deslocamento do lado esquerdo (sempre acontece enquanto uma das tábuas cai a outra fica imóvel).

Um estudo piloto foi realizado, com a plataforma que simulava o mecanismo da inversão do tornozelo para saber se os tempos de queda das tábuas da plataforma seriam iguais para cada atleta, pois se acreditava que em função dos atletas possuírem massas corporais diferentes os resultados de tempos de queda da plataforma poderiam ser também diferentes. Neste caso, verificou-se como resultados deste estudo, que os tempos de queda das tábuas da plataforma, independem do peso corporal do atleta, não sendo diferentes (Anexo7: Artigo do estudo piloto).

Segundo Ottaviani et al. (1996), a lesão dos ligamentos do tornozelo ocorre quando o movimento de inversão da articulação subtalar excede 30°, sendo este um dos motivos da escolha do ângulo utilizado na plataforma deste estudo que foi de exatamente 30°. Em outros estudos, os ângulos utilizados em plataformas, variavam desde 20°, passando pelos 30° e alguns autores como Johnson e Johnson (1993) e Konradsen et al. (1993) ultrapassaram esse ângulo de segurança sugerido por Ottaviani et al. (1996), utilizando 35° e Vaes et al. (2002) chegaram a utilizar ângulo de inclinação de 50°. Estes estudos não relataram intercorrências durante as suas coletas de dados.

Um circuito eletrônico de 220 V foi instalado na plataforma a fim de gerar um sinal elétrico que indicava o início da inclinação do pé. Esse sistema servia para sincronizar os eventos de inclinação com a ativação elétrica do músculo. Esse sinal era chamado de sincronismo e era acionado pelo pesquisador, por meio de botões independentes para cada lado da plataforma. Assim, o circuito permitia que o pesquisador se mantivesse afastado do atleta para poder acionar os botões sem que o atleta percebesse qual o pé iria sofrer a queda, o que permitia medir a resposta elétrica dos músculos fibulares, sem que o atleta usasse qualquer mecanismo de proteção (contração muscular antes da queda do pé), (Osborne et al., 2001 e Vaes et al., 2002).

6.6.2.4.1 Posicionamento do Atleta na Plataforma e Protocolo para a Coleta de Dados Eletromiográficos

Com vista posterior para os pesquisadores, cada atleta era posicionado na plataforma, na posição ortostática, com os pés paralelos (um em cada tábua) descalços, e com os joelhos estendidos. O quadril era mantido na posição neutra e o tronco ereto (Figura 10, porém em vista anterior para visualização dos eletrodos e rádio-fone). Os braços do atleta ficavam entrelaçados repousando no peito. A cabeça era mantida na posição anatômica, com os olhos na altura do horizonte.

A partir desse posicionamento, o atleta estava pronto para a coleta dos dados e esse desconhecia o momento em que a queda da plataforma móvel iria ocorrer. Para que houvesse esse fator surpresa, foi utilizado um aparelho de rádio-fone com música. Este procedimento foi semelhante ao utilizado por Osborne et al. (2001) e Vaes et al. (2002). Somente o pesquisador tinha conhecimento do protocolo e era ele quem dava início aos acionamentos dos botões, após o correto posicionamento do atleta no sistema.

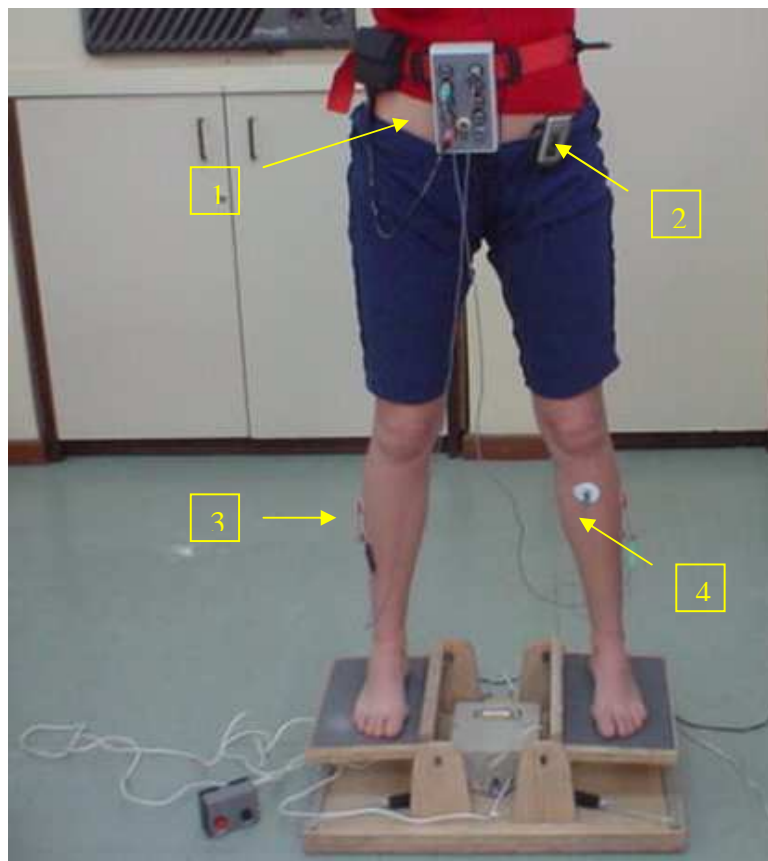


Figura 10- Posicionamento do atleta na plataforma eletrônica (vista anterior).

- [1] = Unidade Paciente do sistema de EMG
- [2] = Aparelho de rádio-fone.
- [3] = Posicionamento dos eletrodos adesivos.
- [4] = Eletrodo de aterramento.

Após o atleta estar adequadamente posicionado, o pesquisador visualizava, no monitor do computador, a linha de base da atividade elétrica muscular, e então, aguardava 3 segundos para dar início aos acionamentos dos botões da plataforma. Esse acionamento ocorria de forma aleatória. Ao acionar um dos botões, ocorria um giro lateral ocasionando a queda da plataforma naquele lado, causando a inclinação do pé do atleta. Sempre que o botão era acionado, o sinal

elétrico transmitido pelo sistema de sincronismo era interrompido sinalizando que o movimento na plataforma foi iniciado.

O protocolo consistia de oito movimentos aleatórios de inversão, impedindo assim, que o atleta soubesse o lado onde ocorreria à inversão, sendo quatro inversões para o tornozelo direito e quatro para o esquerdo. Foi utilizado um total de quatro movimentos para cada lado, para evitar um possível treinamento da tarefa e fadiga dos músculos fibulares. Foram utilizados 30 protocolos diferentes, e no momento da coleta dos dados para cada atleta era sorteado um dos 30 protocolos para a utilização no caso em questão. Um exemplo de um dos protocolos utilizados pode ser visualizado no anexo 8.

O sinal da plataforma (sincronismo) era coletado juntamente com os sinais eletromiográficos usando o sistema de aquisição de dados *Windaq* USB0. Esses sinais foram amostrados a uma frequência total de 10.000 Hz, sendo a frequência de amostragem de 2.000 Hz, por canal, e os canais utilizados foram o de número 1 para o sinal ou curva do sincronismo, o de número 2 para o sinal ou curva do músculo fibular curto da perna direita, o canal 3 para o sinal ou curva do músculo fibular longo da perna direita, o canal de número 4 para o sinal ou curva do músculo fibular curto da perna esquerda e o canal de número 5 para o sinal ou curva do músculo fibular longo da perna esquerda. Foi utilizada uma placa analógico-digital para a coleta desses sinais que foram armazenados em um computador Pentium, 200MHz, para posterior análise.

6.6.2.4.2 Procedimentos para Análise do Sinal Eletromiográfico

O sinal bruto da atividade eletromiográfica foi filtrado e retificado. Após, o sinal foi descomprimido e ampliado e foi analisado através do Programa *Windaq Browse* e no programa *SAD 32*, ambos desenvolvidos pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Escola de Engenharia da UFRGS.

No programa *SAD 32*, aparecia o traçado representativo dos músculos que seriam analisados. Em seguida, o examinador escolhia no traçado gráfico uma zona sem ruídos (repouso) de 0,5 segundo, antes do sinal do sincronismo, chamada de intervalo.

Alguns procedimentos como: remoção de todas as curvas para o zero, (remover DC), cálculo do valor absoluto, cálculo da estatística do músculo que se estava analisando (sinal recortado em intervalo previamente escolhido, com janela de 0,5 segundo), através da anotação da média e do desvio padrão em y, foram utilizados para analisar o sinal eletromiográfico de todas as curvas (canais), exceto a do sincronismo (canal 1).

A seguir, era calculado o critério de ativação. Os critérios usualmente utilizados para definir o início da ativação muscular são: a média do sinal de repouso mais 2 a 10 vezes o desvio padrão (Gandevia, 1998), a primeira atividade elétrica do músculo (Hill, 2001), ou a partir de 20% do pico máximo de ativação do músculo (Baum e Li, 2003). Segundo Neptune et al. (1997), quando se utilizam 3 desvios padrões acima da média têm-se 99,7% de chance de considerar uma atividade diferente do repouso. Foi o caso do estudo de Osborne et al. (2001) que

utilizaram em suas análises 3 desvios padrões acima da atividade da linha de base. Sendo assim, esse critério foi o escolhido e adotado em todas as análises do presente estudo para determinação do início da atividade elétrica até o sinal da plataforma e esta foi medida em milisegundos.

A diferença entre o início da queda da plataforma e a primeira atividade elétrica do músculo, foi considerada como tempo de resposta eletromiográfica (Konradsen e Ravn 1990, Konradsen e Ravn 1991, Karlson e Andreasson 1992 e Osborne et al., 2001) – (Figura 11).

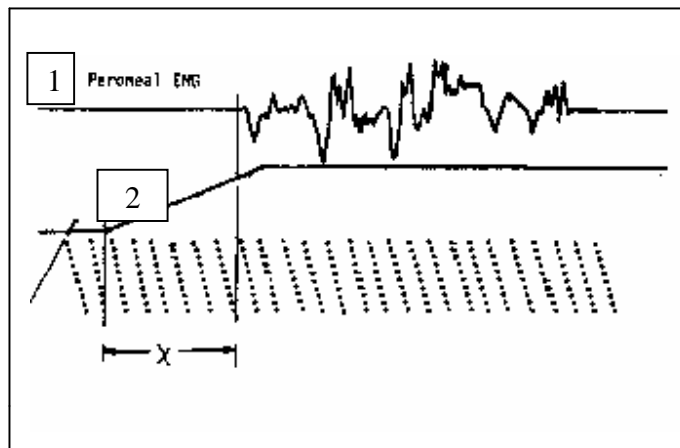


Figura 11 - Demonstração gráfica do tempo de resposta eletromiográfica, representado pela letra X - (Fonte: Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Susak Z, Lotem M. Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int. J. Sports Biomech.* 2: 1986, página 105).

1 = Traçado que representa a atividade elétrica dos músculos fibulares.

2 = Linha que representa o sinal do sincronismo.

Após, aplicada a fórmula do critério de ativação ($3x dp + média$) de Neptune et al. (1997), escolhia-se o músculo a ser avaliado e através do comando “zoom”, ampliava-se uma parte do sinal da curva analisada para anotar o valor do tempo em X (indicativo do início da ativação muscular), que seria o valor indicado quando o y marcava o valor igual ou maior ao do critério de ativação calculado. Em seguida, trocava-se a curva analisada pelo sinal do sincronismo, onde se anotava o valor do ponto mais alto da curva. Após esses dois procedimentos, bastava subtrair o valor de x do sinal do músculo, pelo valor do sinal do sincronismo. A resposta da subtração representava o valor em segundos do tempo de resposta eletromiográfica do músculo analisado, que era então, multiplicado por 1000 para a transformação desse valor em milissegundos.

Valores encontrados de tempo de resposta eletromiográfica menores que 15 ms e/ou maiores que 135 ms, foram eliminados da análise, pois estavam fora das médias de tempo de ativação mínimo e máximo encontrados na literatura. Nesses casos, apenas a variável tempo de reação (TREM) era eliminada do estudo e não o atleta. O atleta permanecia, pois outras variáveis, oriundas desse sujeito, também eram estudadas na pesquisa.

Logo após, foram anotados em uma tabela *Excel*, todos os valores das médias, em milissegundos, de cada 4 inversões de cada tornozelo.

6.6.2.5 Controle Postural

Vários estudos têm abordado a coordenação e o controle da postura e do movimento utilizando para avaliação da estabilidade corporal os parâmetros fornecidos pelo centro de pressão, através de uma plataforma de força (Tropp et al., 1984 e 1988, Lê Clair e Riach, 1996, Hay e Redon, 2001, Sijper et al., 2002, Latash et al, 2003, Raymakers et al., 2005). Segundo Raymakers et al. (2005), através do centro de pressão é possível conhecer alguns aspectos do complexo padrão de movimento, bem como as oscilações posturais.

No presente estudo foi utilizada uma plataforma biomecânica de força da marca AMTI (*Advanced Mechanical Technology Inc. Watertown, Massachusetts, USA*), (Figura 12) para avaliação da estabilização da postura, onde os sinais da plataforma de força quantificavam as flutuações contínuas e oscilações do controle postural, das médias de controle postural nas direções anterior-posterior e medial-lateral. Para a coleta dos dados e posterior identificação dos ajustes posturais compensatórios e dos parâmetros temporais do movimento, a plataforma de força mensurava o comportamento do centro de pressão (CP ou COP), através das forças nas direções horizontal (forças “x” e “y”) e vertical (força “z”) (Figura 13) e os momentos “x” e “y”.

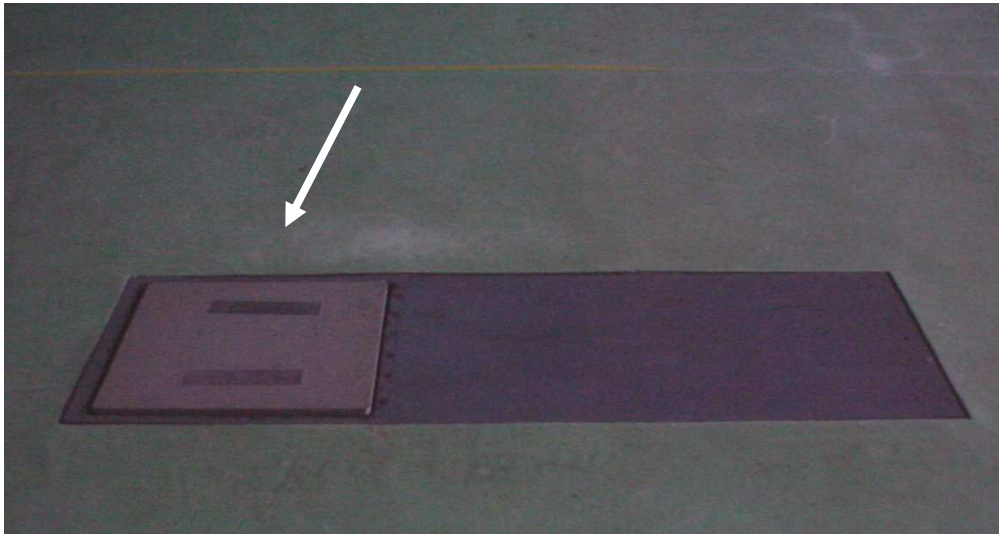


Figura 12 - Plataforma de força indicada pela seta.

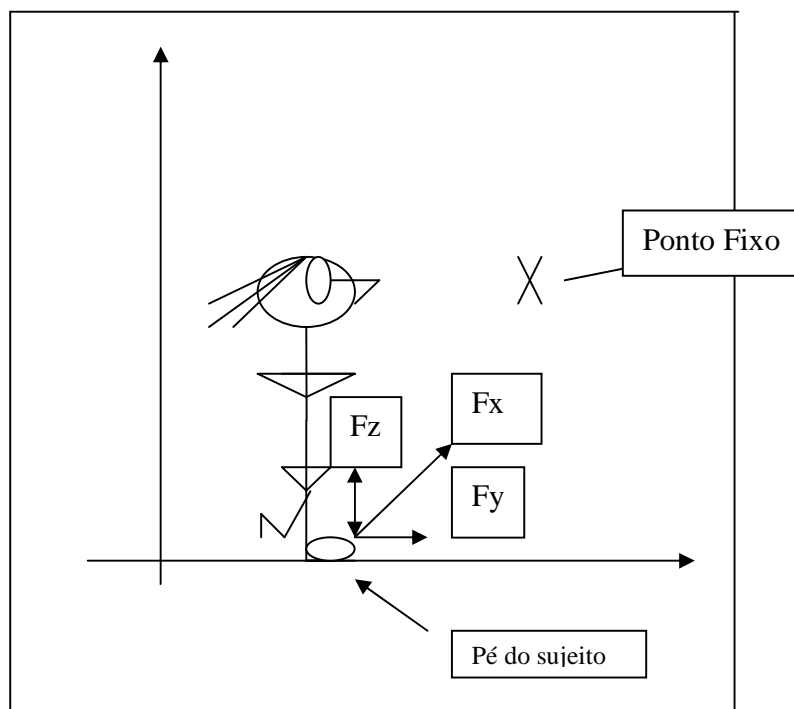


Figura 13 - Esquema das forças atuantes no pé do atleta durante o apoio unipodal na plataforma, com posicionamento para o eixo das forças Y.

1. F_x = oscilação látero-lateral
2. F_y = oscilação ântero-posterior
3. F_z = ação do pé sobre a plataforma

6.6.2.5.1 Posicionamento do Atleta na Plataforma de Força

O posicionamento do atleta na plataforma foi igual ao utilizado por Tropp e Odenrick (1988), que descreveram um modelo de apoio unipodal ao redor das reações de força na plataforma: pé de apoio sobre a plataforma em posição unipodal, perna contralateral suspensa e com flexão do joelho e braços cruzados repousando sobre o peito (Figura 14). O quadril foi mantido no posicionamento de relaxamento da musculatura anterior da coxa, para minimizar os efeitos de encurtamento do músculo iliopsoas.

Os atletas entravam em um quadrado feito de divisórias removíveis ao redor da plataforma de força localizada ao nível do solo. Essas divisórias removíveis foram adotadas na intenção de manter o atleta atento ao ponto fixo, sem distrair-se com a visão periférica. Igualmente aos estudos de Watson (1999) e Ross e Gskiewicz (2004), os atletas subiam descalços na plataforma, em espaço previamente demarcado, de olhos abertos em postura estática e primeiramente com a perna direita, e se posicionavam em apoio unipodal, na direção do eixo y (força ântero-posterior), e eram instruídos a fixar o olhar em um ponto fixo a aproximadamente, 80 cm em frente ao atleta. Essa distância foi padronizada para todos os atletas. Os atletas eram recomendados a manter o mínimo de movimento durante 30 segundos. O mesmo foi feito com a perna esquerda. Todos os atletas realizavam o mesmo procedimento de coleta, ou seja, sempre iniciavam pela perna direita e após a esquerda.

A força total entre o pé e o solo foi o resultado da gravidade e aceleração das forças dos segmentos do corpo. As duas pernas foram analisadas separadamente e comparadas entre si.



Figura 14 – Atleta em apoio unipodal sobre a plataforma de força. Pode-se observar o ponto fixo (onde a atleta está olhando) e as divisórias removíveis ao redor da atleta.

6.6.2.5.2 Procedimentos para Análise do Controle Postural

Os sinais de força e momento da plataforma de força foram coletados no sistema de aquisição de dados (*CODAS*) em milivolts, com frequência de amostragem de 1000Hz por canal. Foram utilizados seis canais para a coleta dos dados, sendo o canal 1 correspondente às forças em X (força horizontal látero-lateral), o canal 2 correspondente às forças em y (força horizontal ântero-posterior), o canal 3 correspondente às forças em Z (força vertical), o canal 4 correspondente ao momento em X, o canal 5 correspondente ao momento em Y e o canal 6 correspondente ao momento em Z.

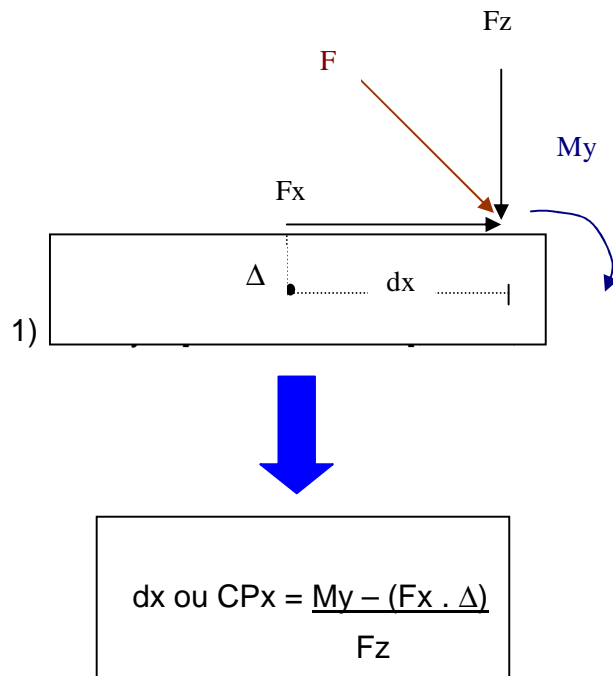
Após a coleta, o sinal do *CODAS* foi importado em modo *COD*, para o sistema *SAD* e, a seguir, foi exportado em modo *PRN*, para o programa Matlab [*MATLAB*, versão 5.3 (*MATCHWORKS*, 1996)] para conversão do sinal de milivolts para *Newton* (unidade de força) e *Newton/metro* (unidade de momento). Após esta transformação, foi realizada a calibração (no sistema *MATLAB*), utilizando-se a rotina "*plat*" (de plataforma) previamente elaborada. Foi retirado o *off-set*, que é a determinação da linha de repouso no gráfico.

Antes de os sinais de oscilação do centro de pressão (CP) serem analisados em ambiente *MATLAB* com rotina elaborada especificamente para os cálculos do CP e a extração dos valores de desvio padrão e amplitude do sinal (em x e y), as curvas de força (F_x , F_y e F_z) e de momento (M_x e M_y) foram inicialmente filtradas. O momento (M_z) não foi calculado, pois não estava funcionando no computador de coleta.

O filtro foi definido através da análise residual, procedimento proposto por Winter (2004). A análise residual baseia-se na verificação de todas as frequências do sistema e foi utilizado um filtro do tipo *Butterworth* de ordem 3, (Vuillerme, Nougier e Teasdale, 2000, Latash et al., 2003) para todas as frequências desde 2Hz até 15Hz. O sistema SAD foi novamente utilizado, rodando-se o processamento de filtragem da curva nº 002 (correspondente a Força Z - força vertical), através do filtro do tipo *Butterworth* de ordem 3, onde o sinal era subtraído, depois multiplicado e por fim calculada a integral da curva. A análise estatística era obtida através do valor máximo no eixo Y. Após estes procedimentos, os dados numéricos foram transportados para uma tabela no programa *Excel* e então, plotava-se um gráfico de dispersão [(eixo x = frequência de 2 a 15 Hz) e eixo Y = resíduo correspondente a cada frequência] para a definição do filtro ideal. Este procedimento de filtragem foi realizado para 8 sujeitos, escolhidos de dias alternados, sendo 16 dias totais de coleta dos dados. Após a obtenção do processo de filtragem nos 8 sujeitos, foi então definido um filtro ideal de 7Hz, para o presente estudo.

Após a definição do filtro, os dados foram rodados em rotina programada para o presente estudo no ambiente *MATLABR11*, para a obtenção de algumas variáveis como: o desvio padrão e a amplitude do sinal de deslocamento do cop x e cop y.

A análise do controle postural foi feita a partir do cálculo do CP em dois sentidos - ântero-posterior (COPy) e médio-lateral (COPx) - conforme as fórmulas que seguem abaixo (Azevedo e Souza, 2005):



O mesmo raciocínio pode ser usado para o cálculo do CP_y :

2) Se $M_x = [F_z \cdot dy + F_y \cdot \Delta]$, então,

$$dy \text{ ou } CP_y = \frac{M_x - (F_y \cdot \Delta)}{F_z}$$

sendo que, $\Delta = 0,039\text{m}$.

O Cop foi normalizado pela estatura do sujeito, segundo (Amiridis et al., 2003 e Latash et al., 2003). O Cop normalizado (COPx e COPy) foi calculado durante o período em que o atleta permanecia imóvel sobre a plataforma de força, mais precisamente, entre o 10^o ao 20^o segundo e os parâmetros de desvio padrão do COP X, amplitude do COP X, desvio padrão do COP Y e amplitude do COP Y foram computados para caracterizar o controle da postura.

Quem oscila é o centro de massa (COM), fazendo ajustes no sistema nervoso central, isto se reflete no centro de pressão (CP), onde se mede a estabilidade dos sujeitos. Esta medida de estabilidade pode ser obtida pela análise de algumas variáveis como: média do deslocamento, desvio padrão, amplitude do sinal de deslocamento e ultimamente a literatura aponta para a análise da velocidade, obtendo-se a estratégia de mais ou menos veloz. A partir disso, o controle postural foi avaliado através da oscilação do centro de pressão pela amplitude do sinal, fazendo referência a quanto mais o atleta oscilava o centro de pressão, menor era seu controle postural.

6.6.2.6 Relação Entre os Torques Musculares dos Inversores e Eversores do Complexo Tornozelo-Pé

Para se avaliar a relação entre os torques musculares produzidos pelos inversores e eversores do pé (equilíbrio muscular), foi utilizado um dinamômetro isocinético multiarticular computadorizado do tipo *CYBEX*, modelo *NORM* (*Lumex & Co., Ronkonkoma, New York, E.U.A.*) (Figura 15).

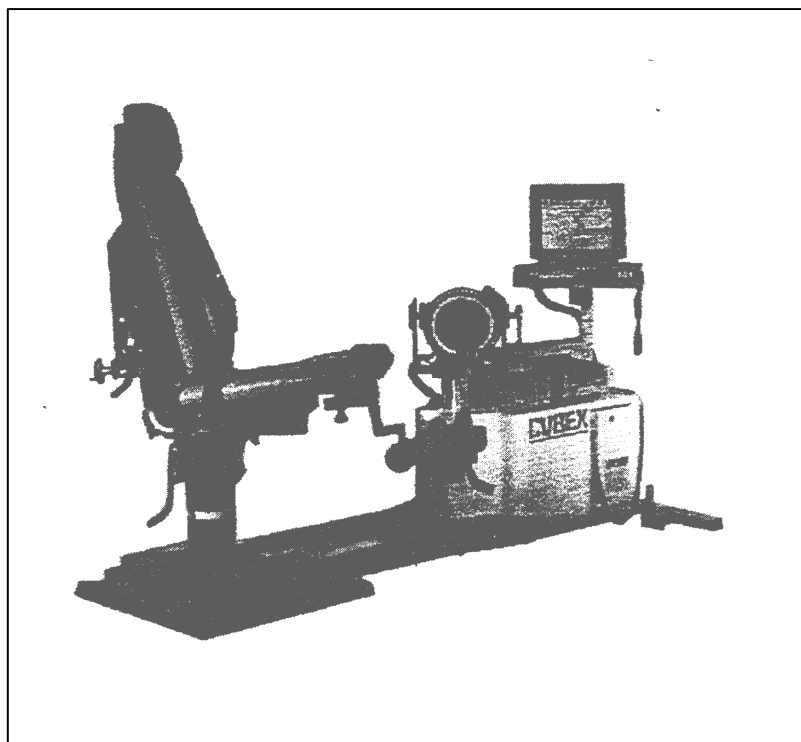


Figura 15 – Dinamômetro isocinético *CYBEX* (modelo *Norm* - *Lumex & Co., Ronkonkoma, New York, E.U.A.*).

Todos os sinais foram armazenados no computador do próprio dinamômetro (Pentium 166MHz). Segundo Konradsen et al., (1998), Willems et al., (2002) e Lee (2003), é através da contração excêntrica, que os músculos fibulares controlam o movimento de inversão do pé durante uma entorse do tornozelo.

Porém, este é apenas um movimento de freagem da entorse, sendo a contração concêntrica destes músculos, pelo movimento de eversão do pé, que realmente corresponderá à oposição ao movimento da entorse do tornozelo. Assim, faz-se necessário, identificar a relação entre os músculos agonistas e antagonistas do tornozelo que tendem a manter o complexo tornozelo-pé em equilíbrio.

6.6.2.6.1 Familiarização com o Dinamômetro Isocinético e Orientações

Os atletas foram familiarizados com o funcionamento do dinamômetro (CYBEX) através de um protocolo chamado de familiarização (Quadro 28). Cada atleta executou 3 movimentos de contração concêntrica/ excêntrica dos inversores e 3 movimentos de contração concêntrica/ excêntrica dos eversores do tornozelo com velocidade de 30%*s*. Essa velocidade foi escolhida para a avaliação dos atletas, pois, é a que melhor define força, além de ser mais precisa para as medidas de arco de movimento ("*ROM*") e torque máximo relativo ("*peak torque*") do segmento estudado (Imamura, 1994, Baumhauer et al., 1995 e Willems, 2005). Os atletas foram orientados que durante a demonstração da familiarização eles apenas sentiriam o movimento que deveriam realizar, não executando força

máxima neste momento. Mesmo assim, um repouso de 30 segundos para cada tipo de contração na familiarização foi observado antes do início do protocolo de coleta. Os atletas também receberam informações sobre os princípios básicos de funcionamento do dinamômetro isocinético multiarticular computadorizado (Cybex).

Quadro 28: Protocolo de familiarização com o dinamômetro isocinético.

MOVIMENTO	TIPO DE CONTRAÇÃO	NÚMERO DE REPETIÇÕES	TEMPO DE REPOUSO
Contração concêntrica/excêntrica dos inversores	isocinética	03	30 seg.
Contração concêntrica/excêntrica dos eversores	isocinética	03	30 seg.

6.6.2.6.2 Posicionamento do Atleta no Dinamômetro Isocinético

O atleta foi posicionado, em decúbito dorsal na cadeira, transformado-a em cama, declinando-se o seu encosto até a posição zero. O quadril ficava em flexão e o joelho, da perna avaliada, também ficava em flexão entre 20° e 30°, conforme sugerem Konradsen et al., (1998) e Munn e Beard (2003). A coxa foi fixada com uma tira de velcro, e duas almofadas, na barra em “L” para descanso do joelho, para minimizar o envolvimento dos músculos quadríceps, isquiotibiais e glúteos (Konradsen et al., 1998, Munn e Beard, 2003 e Willems et al., 2005). Os

tornozelos foram posicionados na prancha de fixação apropriada para o pé, entre 10° e 20° de flexão plantar (conforme sugerem Willems et al., 2002 e Munn e Beard, 2003) onde o indivíduo estava calçando tênis, para o seu conforto e este era fixado nesta prancha com tiras de velcro, cruzando sobre o dorso do pé (tênis) para minimizar os movimentos entre o pé (tênis) e a plataforma. Cada posicionamento de flexão do quadril e do joelho do atleta era verificado com um goniômetro universal. Os membros superiores eram mantidos junto à borda do dinamômetro, com o atleta segurando-se nas alças laterais da cadeira (cama), para minimizar movimentos do quadril e joelho durante os testes (Figura16).

O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação do aparelho ficasse alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do tornozelo, que era próximo ao maléolo fibular ou lateral. E também o seu posicionamento com a cadeira (cama) eram ajustados pelo alinhamento da linha média do pé (3° dedo) com a linha média da patela (Willems et al., 2002). Demais ajustes do equipamento foram regulados de forma que o movimento fosse realizado da maneira mais confortável. O manuseio do equipamento isocinético foi sempre realizado e supervisionado pelo mesmo operador, com pré-calibragem do aparelho através do alinhamento da fenda do dinamômetro com o eixo de rotação do mesmo e então, era ativada esta calibração no sistema do dinamômetro. A estatura do dinamômetro variava para cada sujeito, a fim de manter o alinhamento correto do eixo de movimento com o eixo do dinamômetro. Para cada procedimento o dinamômetro isocinético era ajustado para o tornozelo direito e para o tornozelo esquerdo obedecendo uma escala de cores, sendo a escala verde para o tornozelo direito e a escala preta para o tornozelo esquerdo.

Após, foram colocados os adaptadores para os testes, que eram: barra em “L” para descanso do joelho, duas almofadas com velcro para fixação da articulação do joelho durante os testes, a fim de estabilizar o segmento da coxa, adaptador para o tornozelo e plataforma para o pé com faixas de velcro que cruzavam no dorso do pé e barra em “T” para apoio do pé contralateral (Figura 16). Com o término do ajuste do posicionamento do atleta no dinamômetro, aplicava-se o protocolo pré-estabelecido.

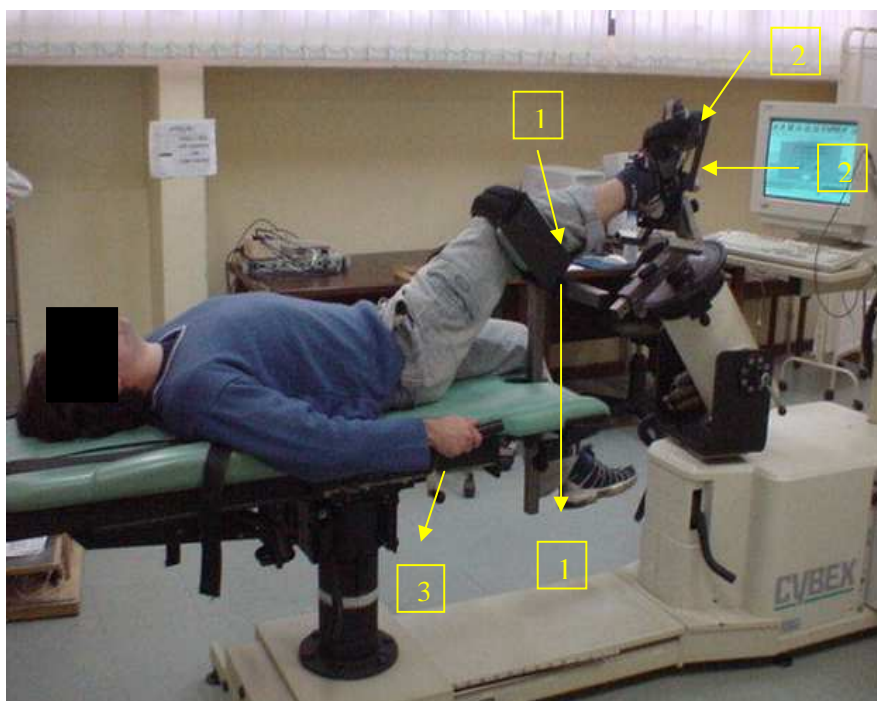


Figura 16 - Posicionamento do atleta para avaliação da relação entre os movimentos de eversão e inversão do tornozelo direito. Pode-se observar o joelho direito em flexão de 20° e tornozelo direito em flexão plantar de 10°.

[1] = barra em “L” para descanso do joelho e duas almofadas com velcro para fixação da coxa

[2] = adaptador para o tornozelo e plataforma para o pé com faixas de velcro que cruzavam no dorso do pé (tênis).

[3] = Atleta segurando-se nas alças laterais da cadeira (cama).

6.6.2.6.3 Protocolo de Execução das Contrações Concêntricas e Excêntricas

Os atletas testavam a amplitude de movimento máxima ativa de inversão e eversão com no mínimo 5° para cada lado. Após estabelecer o valor de arco de movimento para cada lado e para cada atleta, um sistema de travas de segurança era colocado no dinamômetro para evitar possíveis acidentes de desregulagem do aparelho. Todo o procedimento que era executado era passado para o protocolo do *software* do dinamômetro.

Os atletas executaram 3 repetições de contração isocinética concêntrica/excêntrica máxima de eversores e 3 repetições de contração isocinética concêntrica/excêntrica máxima de inversores do tornozelo a uma velocidade angular de 30°/s. Eles eram instruídos a atingir a força máxima inicial do protocolo, em aproximadamente um segundo ou mais (Ekstrand e Gillquist, 1983). Encorajamento verbal foi utilizado como estímulo aos atletas. O torque foi estabelecido como o produto de uma força pelo comprimento do braço de alavanca. Seu valor representa o componente rotacional de uma força em relação a um sistema de alavancas e pode ser expresso em valor absoluto em Newtonmetro (Nm) ou em percentagem da massa corporal. O pico de torque ou torque máximo é o valor simples, mais alto, obtido durante a série de repetições e é um indicador da capacidade máxima de um indivíduo em gerar torque.

A contração máxima do atleta foi considerada como a média do pico de torque das 3 contrações isocinéticas (concêntrica/excêntrica) dos inversores e das 3 contrações isocinéticas (concêntrica/excêntrica) dos eversores. Um intervalo de

120 segundos foi observado após cada contração, a fim de minimizar os efeitos da fadiga (Quadro 29).

Quadro 29: Protocolo de avaliação no dinamômetro isocinético.

MOVIMENTO	TIPO DE CONTRAÇÃO	NÚMERO DE REPETIÇÕES	TEMPO DE REPOUSO
Contração concêntrica/excêntrica dos inversores	Isocinética	03	120 seg.
Contração concêntrica/excêntrica dos eversores	Isocinética	03	120 seg.

6.6.2.6.4 Procedimento para Análise das Contrações Concêntricas e Excêntricas

Os valores dos picos de torque foram obtidos para cada movimento do tornozelo para cada perna e foram coletados por meio de um computador Pentium 200 MHz, e visualizados durante todo o transcorrer dos testes. As médias aritméticas entre os três valores das contrações isocinéticas máximas dos eversores e dos inversores, foram calculadas para se obter o maior valor do pico de torque de cada grupo muscular do complexo tornozelo-pé. Os valores das médias dos picos de torque foram anotados em uma tabela *Excel* para posterior análise.

7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para *Windows* versão 10.0 foi utilizado para a análise estatística dos dados. Os dados foram expressos sobre a forma de média e desvio padrão da média.

Os atletas foram divididos em 2 grupos. O grupo I consistiu dos atletas do basquetebol e voleibol que não sofreram entorse em nenhum dos tornozelos, durante o período de acompanhamento do estudo. Neste grupo, foi selecionada a perna dominante de cada atleta para a comparação com a perna lesada do outro grupo. Assim, o grupo II, atletas do basquetebol e voleibol que sofreram entorse grau I ou II em um dos tornozelos durante o período de acompanhamento, foram selecionadas as pernas que apresentaram a lesão, para a comparação na análise dos dados.

Para avaliar a distribuição das variáveis (teste de normalidade), o teste de Kolmogorov-Smirnov foi utilizado. Os testes qui-quadrado de *Pearson* ou exato de *Fisher* (variáveis categóricas) e *t* de *student* para amostras independentes (contínuas de distribuição simétrica) ou *Mann-Whitney* (contínuas de distribuição assimétrica) foram usados na relação entre atletas com tornozelo sem lesão e com lesão para cada uma das variáveis independentes (histórias prévias de entorse de tornozelo, sexo do atleta, características antropométricas do atleta, membro inferior dominante, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do tornozelo, controle postural do atleta, torque muscular

dos inversores e eversores do tornozelo, tipo de tênis, uso de órteses (*braces*) e posicionamento do jogador na quadra).

Para comparar os membros com lesão e sem lesão nos atletas lesionados foram aplicados os testes t de *student* para amostras pareadas (variáveis contínuas com distribuição simétrica) ou *Wilcoxon* (variáveis contínuas com distribuição assimétrica).

Análise de regressão logística multivariada foi utilizada para investigar a combinação das variáveis independentes que predisseram as entorses de tornozelo em cada grupo de atletas. Este também foi realizado no programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para *Windows* versão 10.0. O critério para a entrada das variáveis no modelo foi o do nível descritivo amostral menor do que 0,20 ($p \leq 0,20$) na análise bivariada, porém permaneceram no modelo final apenas aquelas com os menores níveis descritivos amostrais e os considerados fatores de confusão devido ao pequeno número de atletas lesionados. O método utilizado no modelo de regressão logística foi o Enter e o teste aplicado para significância estatística dos fatores foi de Wald. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$.

8 RESULTADOS

Durante os 5 meses de acompanhamento, 18 (19,1%) dos 94 atletas do estudo, sofreram entorse em um dos tornozelos. Não houve entorse em ambos os tornozelos no mesmo atleta, durante esse período. Um total de 76, (80,8%) não sofreram nenhum tipo de entorse do tornozelo durante os cinco meses de acompanhamento.

Quarenta e sete atletas eram da equipe de basquetebol e 47 da equipe de voleibol, predominantemente do sexo masculino (n=66, 70,2%) com idade média de 15,8 anos ($\pm 1,67$).

A tabela 1 apresenta a caracterização da amostra total e também por grupo de atletas com e sem lesão de entorse. Foram utilizados testes que avaliam a diferença entre dois grupos, que é o caso do teste t e de Mann-Whitney e outros que avaliam a associação entre duas variáveis, que é o caso do qui-quadrado e exato de Fisher. Na ocorrência de lesões anteriores, apenas 50 atletas, dos 94 avaliados, responderam a esta pergunta como positivo, e este número é apresentado na oitava descrição da tabela abaixo.

Tabela 1 – Caracterização da amostra.

Características	Amostra total (n=94)	Com lesão (n=18)	Sem lesão (n=76)	p
Idade (anos) - Média ± DP	15,8 ± 1,67	15,4 ± 1,65	15,8 ± 1,67	0,381*
Sexo – n (%)				
Masculino	66 (70,2)	15 (83,3)	51 (67,1)	0,286**
Feminino	28 (29,8)	3 (16,7)	25 (32,9)	
Características	Amostra total (n=94)	Com lesão (n=18)	Sem lesão (n=76)	p
Modalidade – n (%)				
Basquetebol	47 (50,0)	11 (61,1)	36 (47,4)	0,432**
Voleibol	47 (50,0)	7 (38,9)	40 (52,6)	
Caract. Antropométricas				
Massa corporal (kg) - Média ± DP	70,7 ± 11,7	73,4 ± 9,83	70,1 ± 12,1	0,276*
Estatura (m) - Média ± DP	1,81 ± 0,10	1,85 ± 0,08	1,80 ± 0,10	0,100*
IMC (kg/m ²) - Média ± DP	21,4 ± 2,23	21,5 ± 2,07	21,4 ± 2,28	0,878*
Membro inf. dominante - n (%)				
Direito	53 (56,4)	7 (38,9)	46 (60,5)	0,161**
Esquerdo	41 (43,6)	11 (61,1)	30 (39,5)	
Hiperlaxidão ligamentar - n (%)				
Sim	18 (19,1)	3 (16,7)	15 (19,7)	1,000****
Não	76 (80,9)	15 (83,3)	61 (80,3)	
Hist. prévias de entorses - n (%)				
Sim	50 (53,2)	12 (66,7)	38 (50,0)	0,312**
Não	44 (46,8)	6 (33,3)	38 (50,0)	
Ocor. de lesões anteriores - n (%)	n=50	n=12	n=38	
Treinos	35 (70,0)	9 (75,0)	26 (68,4)	0,889**
Jogos (competições)	10 (20,0)	2 (16,7)	8 (21,1)	
Ambos	5 (10,0)	1 (8,3)	4 (10,5)	
Tipo de tênis: com ou sem amortecedor - n (%)				
Sim	82 (87,2)	13 (72,2)	69 (90,8)	0,049****
Não	12 (12,8)	5 (27,8)	7 (9,2)	
Uso de brace - n (%)				
Sim	25 (26,6)	4 (22,2)	21 (27,6)	0,772**
Não	69 (73,4)	14 (77,8)	55 (72,4)	
Posição do jogador quadra - n (%)				
Levantador/Armador/Líbero	25 (26,6)	2 (11,1)	23 (30,3)	0,153**
Ala/Ponta/Saída de Rede/Oposto	36 (38,3)	10 (55,6)	26 (34,2)	
Pivô/Meio de Rede	33 (35,1)	6 (33,3)	27 (35,5)	
Categoria - n (%)				
Infantil (cadete)	30 (31,9)	6 (33,3)	24 (31,6)	0,410**
Infanto-juvenil	37 (39,4)	9 (50,0)	28 (36,8)	
Juvenil	27 (28,7)	3 (16,7)	24 (31,6)	
Tempo de treino (anos) - Mediana (P25 – P75)	4 (2 – 6)	3 (2 – 4,5)	4 (2 – 6)	0,284***
Nº vezes/semana - Mediana (P25 – P75)	5 (4 – 6)	5 (4 – 6)	5 (4 – 6)	0,976***

Nº horas/dia - Mediana (P25 – P75)	3 (3 – 4)	3,25 (3 – 4)	3 (3 – 3)	0,073***
---------------------------------------	-----------	--------------	-----------	----------

* valor obtido pelo teste t-student para amostras independentes

** valor obtido pelo teste qui-quadrado de Pearson

*** valor obtido pelo teste de Mann-Whitney

**** valor obtido pelo teste exato de Fisher

A amostra foi composta por um maior número de sujeitos de sexo masculino (70,2%) que do feminino (29,8%), devido ao grupo do basquetebol ser todo masculino e assim, 83,3% dos atletas que apresentaram a lesão eram deste sexo, contra 16,7% do sexo feminino que também se lesionaram. Porém, não houve relação entre o sexo do atleta e a lesão entorse de tornozelo, na comparação entre os grupos com e sem lesão.

As características antropométricas mostraram que no grupo dos atletas com lesão, esses se mostraram mais altos com uma média de 1,85 m \pm 0,08 em relação aos atletas sem lesão que apresentaram uma média de 1,80 m \pm 0,10, não significativo (p=0,100).

Para o membro inferior dominante, enquanto que 61,1% dos atletas, do grupo com lesão, apresentaram dominância no pé esquerdo, 60,5% dos atletas, do grupo sem entorse, tinham dominância no lado contralateral (direito). Essa diferença não foi estatisticamente significativa (p=0,161).

A hiperlassidão ligamentar do tornozelo não apresentou significância estatística (p=1,000), pois 80,9% do grupo total de atletas não apresentavam hiperlassidão na articulação do tornozelo. E também, esse índice apareceu nos grupos separados, sendo 83,3% dos atletas no grupo com lesão e 80,3% no grupo sem lesão que não apresentavam a hiperlassidão ligamentar do tornozelo.

A presença de, histórias prévias de entorse de tornozelo, no grupo com lesão, foi de 66,7% ao passo que, no grupo sem lesão, esse fator foi 50% para os atletas que responderam que possuíam histórias de lesões e outros 50% para os que não relatavam qualquer lesão anterior. Desta forma, a diferença não foi estatisticamente significativa ($p=0,312$).

Quando avaliada a ocorrência de lesões anteriores em treinos ou em jogos (competições), verificou-se que apenas 50 atletas dos 94, responderam essa questão por ter histórias de lesões anteriores. Assim, a maioria dos atletas referiu que as lesões ocorrem mais durante os treinos, como é o caso de 75% no grupo com lesão e 68,4% no grupo sem lesão. Assim, na comparação entre os grupos, esses resultados não foram significativos.

Com relação ao tipo de tênis, foi perguntado ao atleta se o tênis que utilizava apresentava amortecedor ou não. Na comparação entre os grupos com lesão e sem lesão houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,049$), indicando que a utilização de amortecedor no tênis é um fator de proteção para as entorses de tornozelo, pois 90,8% dos atletas, do grupo sem lesão, faziam uso deste recurso.

Para a utilização ou não do *brace* 77,8% dos atletas do grupo com lesão, não utilizavam *brace* e no grupo sem lesão 72,4% também não utilizavam, indicando que não houve diferença significativa entre esses dois grupos ($p=0,772$).

Para a obtenção dos resultados sobre a variável, posição em que o jogador ocupava na quadra, os tipos de posicionamentos, respondidos pelos atletas, foram agrupados de acordo com o modo de deslocamento na quadra. Assim, três grupos foram formados do basquetebol e voleibol juntamente: o primeiro grupo, (Levantador/Armador/Líbero), correspondeu ao grupo denominado salto individual,

ou seja, atletas que saltavam sozinhos. O segundo grupo, (Ala/Ponta/Saída de Rede/Oposto), correspondeu aos atletas que possuíam saltos em conjunto e que faziam isto durante muitas vezes na quadra. E o terceiro grupo, (Pivô/Meio de Rede), correspondeu aos atletas que faziam mais deslocamentos na quadra do que saltos. Assim, o segundo grupo, ala/ponta/saída de rede/oposto, apresentou-se com maior risco de lesão, pois 55,6% dos sujeitos com lesão jogavam nesta posição ao passo que no grupo sem lesão esse percentual é de 34,2%, porém a diferença não foi estatisticamente significativa na análise bivariada ($p=0,153$).

No grupo com lesão 50% dos atletas eram da categoria infanto-juvenil, 33,3% da categoria infantil-cadete e 16,7% da categoria juvenil. A comparação dessas categorias entre os grupos com e sem lesão não foi estatisticamente significativo ($p=0,410$).

Com relação ao tempo de treino em anos, ao número de vezes que o atleta treinava na semana, e o número de horas de treino por dia, optou-se em calcular a mediana e a amplitude interquartílica, em função da grande discrepância apresentada pelos tempos dos atletas em cada uma das variáveis, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos para nenhuma das variáveis.

Nas análises seguintes são descritos os comportamentos das variáveis intrínsecas: amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo e torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo. Os resultados do controle postural do atleta foram expressos pela mediana dos valores (devido à variabilidade dos resultados). Foram confeccionados dois tipos de tabela para cada variável: a primeira tabela

corresponde a comparação das pernas dominante dos atletas do grupo sem lesão com a perna lesionada do grupo com lesão. A segunda corresponde a comparação entre as pernas (com lesão e sem lesão) apenas do grupo com lesão.

Na tabela 2, os resultados da amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé, não se apresentaram com diferença significativa entre os lados com lesão e dominante na comparação entre os grupos com e sem lesão. A variável mais próxima da predição de lesão foi a planti-flexão do tornozelo com $p=0,240$.

Tabela 2 – Amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé do atleta no membro inferior dominante e com lesão (unidade = grau).

Variáveis	Com lesão (n=18)	Sem lesão (dominante) (n=76)	P*
	Média ± DP	Média ± DP	
Posição neutra	54,3° ± 11,3	52,2° ± 9,42	0,411
Planti-flex	31,0° ± 11,1	27,4° ± 11,8	0,240
Dorsi-flex	97,4° ± 10,5	97,9° ± 9,51	0,868
Adução	35,1° ± 9,66	35,1° ± 11,4	0,988
Abdução	24,0° ± 9,82	23,0° ± 10,8	0,718

* valor obtido pelo teste t para amostras independentes

Na tabela 3, os resultados da amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé, também não apresentaram diferença significativa entre as pernas dos atletas com lesão. A variável mais próxima da predição de lesão foi à adução do tornozelo com $p=0,214$, pois apresenta menor probabilidade de erro do tipo I, representada pelo valor p.

Tabela 3 – Amplitude de movimento ativa do complexo tornozelo-pé no grupo com lesão conforme membro inferior (unidade = grau).

Variáveis	Membro lesionado (n=18)	Membro não lesionado (n=18)	P*
	Média ± DP	Média ± DP	
Posição neutra	55,3° ± 10,6	55,3° ± 9,06	1,000
Planti-flex	31,9° ± 14,1	31,7° ± 11,2	0,916
Dorsi-flex	98,2° ± 9,25	97,6° ± 10,8	0,772
Adução	32,1° ± 8,91	34,1° ± 10,3	0,214
Abdução	23,9° ± 9,49	24,1° ± 9,50	0,924

* valor obtido pelo teste t para amostras pareadas

Na tabela 4, os resultados da avaliação do tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo, não se apresentaram com diferença significativa na comparação entre as pernas dominante dos atletas do grupo sem lesão com a perna lesionada do grupo com lesão. Porém, na tabela 5, na comparação entre as pernas dos atletas, com lesão, o músculo fibular curto da perna lesionada apresentou tempo de resposta eletromiográfica significativamente maior quando comparado com o da perna não lesionada ($p=0,045$).

Tabela 4 – Tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo do atleta no membro inferior dominante e com lesão (unidade = milisegundos).

Variáveis	Com lesão (n=18)	Sem lesão (dominante) (n=69)	P*
	Média ± DP	Média ± DP	
Fibular curto	74,3ms ± 22,6	71,2ms ± 21,5	0,587
Fibular longo	69,9ms ± 23,6	69,8ms ± 21,5	0,997

* valor obtido pelo teste t para amostras independentes

Tabela 5 – Tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo no grupo com lesão conforme membro inferior (unidade = milissegundos).

Variáveis	Membro lesionado (n=18)	Membro não lesionado (n=18)	P*
	Média ± DP	Média ± DP	
Fibular curto	81,3ms ± 24,0	66,6ms ± 22,8	0,045
Fibular longo	76,1ms ± 17,8	67,3ms ± 24,0	0,260

* valor obtido pelo teste t para amostras pareadas

Na tabela 6, os resultados do controle postural do atleta foram expressos pela mediana dos valores e estes não se apresentaram com diferença significativa, na comparação das pernas dominante dos atletas do grupo sem lesão com a perna lesionada do grupo com lesão.

Tabela 6 – Controle postural do atleta no membro inferior dominante e com lesão (unidade = centímetros).

Variáveis	Com lesão (n=18)	Sem lesão (dominante) (n=66)	P*
	Mediana (P25 – P75)	Mediana (P25 – P75)	
COP X			
Desvio padrão	0,30 (0,22-2,20)	0,32 (0,21-2,54)	0,857
Amplitude	1,35cm (0,96-10,5)	1,34cm (1,08-12,2)	0,727
COP Y			
Desvio padrão	0,49 (0,31-2,59)	0,43 (0,30-3,11)	0,935
Amplitude	2,38cm (1,31-12,2)	1,91cm (1,32-15,2)	0,970

* valor obtido pelo teste de Mann-Whitney

Na tabela 7, também com resultados expressos pela mediana dos valores, o controle postural do atleta, na comparação entre as pernas, dos atletas com lesão, os resultados também não foram significativos.

Tabela 7 – Controle postural do atleta no grupo com lesão conforme membro inferior (unidade = centímetros).

Variáveis	Membro lesionado (n=18) Mediana (P25 – P75)	Membro não lesionado (n=18) Mediana (P25 – P75)	P*
COP X			
Desvio padrão	0,27 (0,21-2,26)	0,32 (0,25-1,99)	0,647
Amplitude	1,32cm (0,96-11,1)	1,53cm (1,07-9,89)	0,811
COP Y			
Desvio padrão	0,37 (0,32-2,26)	0,49 (0,31-1,95)	0,472
Amplitude	1,65cm (1,29-10,0)	2,33cm (1,46-10,1)	0,223

* valor obtido pelo teste de Wilcoxon

Na tabela 8, os resultados da média do torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo, na comparação das pernas dominante dos atletas do grupo sem lesão com a perna lesionada do grupo com lesão não se apresentaram com diferença significativa. Porém, os resultados da eversão concêntrica e excêntrica da perna dominante do grupo sem lesão se apresentaram menores do que os da perna com lesão do grupo lesionado.

Tabela 8 – Torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo do atleta no membro inferior dominante e com lesão (unidade = Newton-metro).

Variáveis	Com lesão (n=18)	Sem lesão (dominante) (n=69)	P*
	Média ± DP	Média ± DP	
Inversão			
Conc.	56,0Nm ± 13,9	58,1Nm ± 23,4	0,711
Exc.	61,1Nm ± 14,4	64,2Nm ± 24,3	0,602
Eversão			
Conc.	50,6Nm ± 17,3	41,0Nm ± 18,9	0,057
Exc.	53,6Nm ± 17,1	46,2Nm ± 18,8	0,138

* valor obtido pelo teste t para amostras independentes.

Na tabela 9, os resultados do torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo na comparação entre as pernas dos atletas com lesão, não foram significativos.

Tabela 9 – Torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo no grupo com lesão conforme membro inferior (unidade = Newton-metro).

Variáveis	Membro lesionado (n=18)	Membro não lesionado (n=18)	P*
	Média ± DP	Média ± DP	
Inversão			
Conc.	56,8Nm ± 13,7	59,2Nm ± 15,6	0,625
Exc.	61,3Nm ± 14,0	63,6Nm ± 16,4	0,651
Eversão			
Conc.	48,3Nm ± 11,0	46,8Nm ± 19,6	0,732
Exc.	52,4Nm ± 11,1	51,3Nm ± 19,6	0,794

* valor obtido pelo teste t para amostras pareadas

A tabela 10 apresenta a análise de regressão logística multivariada para avaliar preditores de lesão no membro inferior, principal objetivo deste estudo. A confiabilidade de predição para as variáveis apresentadas no modelo final foi de 80,6%.

Apesar de seis variáveis terem sido candidatas a fatores de risco de lesão, apenas quatro, permaneceram no modelo final por apresentarem os menores níveis descritivos amostrais (valor p) sem nenhuma perda de explicação do modelo. São as seguintes: membro inferior dominante esquerdo, não usar amortecedores no tênis, posição do jogador na quadra e o músculo fibular curto com valor de tempo de reação maior que 80ms. Destas quatro variáveis, apenas a posição do jogador (Ala/Ponta/Saída de Rede/Oposto) em quadra associou-se significativamente com a lesão ($p=0,046$), apresentando-se como o único fator que significativamente é de risco para o atleta se lesionar.

Tabela 10 – Análise de Regressão Logística Multivariada para avaliar preditores de lesão no membro inferior.

Variáveis	OR _{ajustado} (IC 95%)	P
Membro inferior dominante Esquerdo	2,84 (0,88-9,10)	0,080
Não utilização de amortecedores	0,35 (0,09-1,39)	0,135
Posição		
Levantador/Armador/Líbero	1,00	
Ala/Ponta/Saída de Rede/Oposto	5,69 (1,03-31,5)	0,046
Pivô/Meio de Rede	2,75 (0,47-16,2)	0,263
Fibular curto >80ms	1,23 (0,39-3,91)	0,721

Porém, como o melhor modelo conteve quatro variáveis e a retirada de uma delas mudava os resultados finais, mesmo sem a maioria ter se associado, significativamente, com o desfecho, elas foram consideradas possíveis fatores de risco para lesão e foram calculadas as probabilidades de lesão para os atletas que apresentavam cada um destes fatores, isoladamente ou em conjunto, como está apresentado na Tabela 11. Assim, foi calculada a probabilidade de ocorrência de lesão de acordo com o número de fatores de risco presentes. Ou seja, se o atleta tiver o membro inferior dominante esquerdo, não usar amortecedores nos tênis, ser ala ou ponta ou saída de rede ou oposto e possuir o tempo de resposta eletromiográfica (tempo de reação) do músculo fibular curto maior que 80ms ele tem uma probabilidade de 86,1% de sofrer a entorse de tornozelo ao passo que se ele tiver membro inferior dominante direito, usar amortecedores nos tênis, ser levantador ou armador ou líbero, e possuir o tempo de resposta eletromiográfica (tempo de reação) do músculo fibular curto menor ou igual que 80ms ele tem, apenas 9,7% de probabilidade de sofrer a entorse de tornozelo.

Tabela 11 – Avaliação da probabilidade de ocorrência de lesão de acordo com o número de fatores de risco presentes.

Fatores de risco	Probabilidade de lesão
1	MI Esquerdo=23,5%
	Não usar amortecedor=23,7%
	Posição de ala/ponta/saída rede/oposto=38,1%
	Fibular curto > 80 ms =11,8%
2	MI Esquerdo e Não usar amortecedor=46,8%
	MI Esquerdo e Posição ala/ponta/saída rede=63,6%
	MI Esquerdo e Fibular curto > 80 ms =27,4%
	Não usar amortecedor e Posição ala/ponta/saída rede=63,9%
	Não usar amortecedor e Fibular curto > 80 ms =27,7%
Posição ala/ponta/saída rede e Fibular curto > 80 ms =43,1%	

	MI Esquerdo e Não usar amortecedor e posição ala/ponta/saída rede=83,4%
	MI Esquerdo e Não usar amortecedor e Fibular curto > 80 ms =52,1%
3	MI Esquerdo e posição ala/ponta/saída rede e Fibular curto > 80 ms =68,3%
	Não usar amortecedor e posição ala/ponta/saída rede e Fibular curto > 80ms =68,5%

E por fim, a tabela 12 apresenta as caracterizações da lesão sofrida pelos atletas. Os resultados da tabela são pertinentes ao questionário I (anexo 5), respondido pelos atletas que sofreram lesão.

Quanto ao lado da lesão o pé esquerdo apresentou-se em 61,1% como responsável pela entorse. A entorse de grau II apareceu em 72,2% das entorses enquanto 27,8% ficaram para o grau I. O grau III não ocorreu e era critério de exclusão para a seleção da amostra. Cem por cento das entorses ocorridas foram por inversão. As entorses aconteceram 94,4% durante os treinos e apenas 1 (5,6%) ocorreu durante um jogo ou competição. Quanto ao modo como ocorreu a lesão, 61,1% ocorreu sobre o pé do adversário (após um salto) e 22,2% após o retorno de um salto direto no solo. Os demais modos se classificaram no rebote e correndo. Quanto à prevenção para a lesão entorse de tornozelo 61,1% dos atletas relataram não realizar nenhum tipo de prevenção nos treinos, enquanto 38,9% realizavam prevenção e essa era do tipo propriocepção.

Tabela 12 – Caracterização da lesão.

Características	n=18
Lado da lesão – n (%)	
Direito	7 (38,9)
Esquerdo	11 (61,1)
Grau – n (%)	
1	5 (27,8)
2	13 (72,2)
Mecanismo da entorse – n (%)	
Inversão	18 (100,0)
Eversão	0 (0,0)
Tempo da entorse (dias) – Mediana (P25 – P75)	5 (2,3 – 7)
Ocorrência – n (%)	
Treino	17 (94,4)
Jogos	1 (5,6)
Como ocorreu – n (%)	
Pé do adversário	11 (61,1)
Rebote	1 (5,6)
Salto	4 (22,2)
Correndo	2 (11,0)
Prevenção – n (%)	
Sim*	7 (38,9)
Não	11 (61,1)

* Todos os atletas faziam prevenção por propriocepção

9 DISCUSSÃO

Este estudo examinou fatores de risco intrínsecos e extrínsecos e suas relações com a entorse de tornozelo, em atletas de basquetebol e voleibol.

Histórias prévias de entorse de tornozelo, sexo do atleta, massa corporal e estatura do atleta (características antropométricas), hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, controle postural do atleta, torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo, uso de órteses (*braces*), ocorrência das lesões em treinos e jogos, e frequência e duração dos treinos e jogos foram variáveis que não apresentaram resultados estatisticamente significativos para a relação com a entorse de tornozelo. Entretanto, na análise de regressão logística multivariada para avaliar preditores de lesão, o membro inferior dominante esquerdo, a não utilização de amortecedores no tênis, o posicionamento dos jogadores na quadra e o tempo de resposta eletromiográfica do músculo fibular curto, no grupo com lesão, apareceram como preditores da entorse de tornozelo no presente estudo, além de as posições específicas de ala, ponta, saída de rede e oposto dos jogadores na quadra terem sido significativas.

Desse modo, a hipótese 1 do estudo que apresenta: se o conjunto dos fatores de risco extrínsecos é hábil para predizer significativamente a entorse de tornozelo e a hipótese 2 que apresenta: se a habilidade em predizer a entorse de tornozelo nos fatores de risco intrínsecos é superior a dos fatores de risco extrínsecos foram rejeitadas. Já a hipótese 3 que apresenta: se o conjunto dos fatores de risco intrínsecos e extrínsecos apresenta uma habilidade de predição superior aos fatores isolados pode ser aceita.

A seguir, serão apresentadas as discussões para cada fator estudado.

9.1 Sexo do Atleta

Com relação ao sexo dos atletas do estudo, o grupo do basquetebol era predominantemente masculino, e assim, 83,3% dos atletas que apresentaram a lesão eram deste sexo, contra 16,7% do sexo feminino que também se lesionaram. Esses resultados também são vistos na literatura, tendo em vista que estudos (Messina et al., 1999, Stevenson et al., 2000 e Junge et al. 2006) afirmaram que os homens estão mais suscetíveis às lesões e sete estudos (Baumhauer et al., 1995, Bennell et al., 1996, Wiesler et al., 1996, Beachy et al., 1997, Hosea et al., 2000, Beynnon et al., 2001 e Willems et al., 2005a, 2005b) demonstraram não haver relação (não significativo) entre lesões de membros inferiores e o sexo do atleta.

Assim como nos resultados da variável sexo do atleta, da presente tese, no estudo de Willems et al. (2005a) foram avaliadas 159 estudantes de educação física do sexo feminino e foi encontrado que 20% (32) delas tiveram entorse de tornozelo. Em outro estudo dos mesmos pesquisadores (Willems et al., 2005b) em que foram avaliados 241 estudantes de educação física do sexo masculino, foi encontrada quase a mesma proporção (18%) de entorse de tornozelo unilateral em inversão. Assim, esses autores não encontraram resultados significativos.

Também, Hosea et al. (2000) realizaram um estudo prospectivo de 02 anos em jogadores de basquetebol. Onze mil setecentos e oitenta atletas participaram do estudo. Destes 4940 eram mulheres e 6840 homens. Os resultados mostraram

que as mulheres atletas tiveram 25% mais risco de sofrerem entorse de tornozelo de grau I, comparado com os atletas homens. Entretanto, o risco relativo entre os sexos em lesões mais sérias como as entorses de graus II e III, fraturas do tornozelo e entorses da sindesmose, não foi significativamente diferente.

Beynnon et al. (2001) realizaram um estudo prospectivo em 118 atletas colegiais que participaram de jogos de futebol, jogos de peteca e hóquei de campo. Antes de iniciar a temporada dos jogos, os atletas sem histórias de traumas nos membros inferiores foram identificados. Durante a temporada, os sujeitos eram continuamente monitorados e todas as lesões ligamentares do tornozelo eram avaliadas e graduadas pelo mesmo examinador. Homens e mulheres diferenciaram-se em muitos fatores de risco na pré-temporada, como massa corporal, estatura, força isocinética, tempo de reação e amplitude de movimento no tornozelo. O número de entorses de tornozelo por cada 1000 atletas expostas por dia aos esportes foi de 1,6 para os homens e 2,2 para as mulheres e desses, ocorreram 13 lesões entre 68 mulheres (19%) e 07 lesões entre 50 homens (13%), mas essas proporções não foram significativamente diferentes. Entre os homens, não houve relação entre o tipo de esporte e incidência de lesão. Beynnon et al. (2001) concluem que o seu estudo está em consenso com outros estudos prospectivos da literatura, apontando que o sexo do atleta não é fator de risco para entorse do tornozelo.

Em contrapartida, onze estudos (Zelisko et al. 1982, Backous et al., 1988, Holmer et al., 1994, Myklebust et al., 1998, Bell et al., 2000, Gwinn et al., 2000, Loës et al., 2000, Knapik et al., 2001, Verhagen et al., 2004, Deitch et al., 2006 e

Hewett et al., 2006) mostraram que as mulheres estão mais expostas à lesão de membros inferiores.

Talvez, vários motivos possam justificar porque as mulheres sofrem mais lesões do que os homens. Entre eles estão: a idade da menarca, o conteúdo mineral ósseo, o desenvolvimento muscular, o tamanho do ligamento cruzado anterior (nas mulheres é menor) entre outros fatores.

Em vista das questões discutidas acima, percebe-se que a literatura se apresenta bastante discrepante para a relação do sexo do atleta com as lesões dos membros inferiores. Não é possível mostrar uma discussão forte em relação a esse fator de risco, pois os resultados dos estudos dependem da variabilidade da metodologia, avaliação da lesão sofrida, critérios de classificação, definição das lesões, métodos estatísticos e modalidade estudada (Murphy et al. 2003).

9.2 Massa corporal e Estatura do Atleta

As diferenças na massa corporal e na estatura dos atletas do estudo, não foram significativas quando comparados o grupo dos atletas com lesão e sem lesão.

Em outros nove estudos (Prager et al., 1989, Baumhauer et al., 1995, Bennell et al., 1996, Wiesler et al., 1996, Twellaar et al., 1997, Ostenberg e Ross 2000, Beynnon et al., 2001, Knapik et al., 2001 e McKay et al., 2001) também não foi

encontrada nenhuma associação entre massa corporal e estatura e a lesão entorse de tornozelo. Porém, em seis estudos (Backous et al., 1988, Milgrom et al., 1991, Jones et al., 1993, Watson,1999, McHugh et al., 2006 e Tyler et al., 2006) foi demonstrado que o massa corporal e a estatura têm influência como fator de risco para a lesão entorse de tornozelo.

Assim, Backous et al. (1988) relataram uma maior incidência de lesões entre meninos mais altos de 1,65m em um estudo com jogadores de futebol, entretanto para as meninas o tamanho do corpo não era um fator de risco. Também, Milgrom et al. (1991) encontraram um risco significativamente aumentado de sofrerem entorse de tornozelo, nos recrutas militares homens das forças armadas com mais massa corporal e estatura, durante os treinamentos.

Jones et al. (1993) encontraram índice de massa corporal e índice de gordura em homens e mulheres recrutas. Os homens mais baixos com os mais elevados índices de massa corporal tiveram um aumento triplo na incidência de todas as lesões, comparados com 50% dos outros recrutas masculinos. As mulheres mais baixas eram quase duas vezes tão prováveis de desenvolver lesões quanto os 75% restantes das recrutas femininas. Watson (1999) relatou que jogadores de futebol masculinos que sofreram entorse de tornozelo eram mais altos que os que não sofreram a lesão

Em contraste, Baumhauer et al. (1995) não relataram nenhum efeito da estatura ou da massa corporal na incidência de lesões do tornozelo entre os atletas de colegial que participaram dos jogos de futebol e hóquei. Similarmente, Bennell et al. (1996) não encontraram nenhuma diferença na estatura, na massa corporal e na massa magra total ou no índice de massa corporal entre os atletas

masculinos e femininos. Também, Wiesler et al. (1996) não confirmam o índice de massa corporal como fator de risco para lesões em dançarinos. Além disso, Ostenberg e Ross (2000) não encontraram índice de massa corporal para ser um fator de risco para lesões em todas as atletas femininas do futebol.

Também, Knapik et al. (2001) não encontraram a estatura, a massa corporal e o índice de massa corporal como fatores de risco para as lesões em um grupo entre recrutas militares masculinos e femininos. Do mesmo modo McKay et al. (2001) não encontraram diferença significativa na estatura e na massa corporal entre a elite e os jogadores de basquetebol que tiveram lesões de tornozelo e os que não tiveram.

Os estudos acima utilizaram muitas técnicas diferentes para representar o tamanho do corpo e para determinar uma conclusão da associação entre o tamanho do corpo e a lesão. Assim, como nos resultados deste estudo, para o fator massa corporal e estatura dos atletas, a literatura também apresenta a maioria das pesquisas apontando para uma negação de existência de relação entre a entorse de tornozelo e a massa corporal e estatura do atleta como fator de risco para essa lesão. As investigações adicionais que usam uma medida comum para representar o resultado do tamanho do corpo são necessárias.

9.3 Membro Inferior Dominante

Com relação ao membro inferior dominante, o resultado não foi estatisticamente significativo, na comparação entre os grupos. Porém, o membro inferior esquerdo se destacou no grupo com lesão.

Segundo Murphy et al. (2003), geralmente a associação entre o membro inferior dominante e a lesão é controversa. Assim, Surve et al. (1994) reportaram que atletas de futebol não apresentaram diferença na incidência de entorses de tornozelo quando comparados os tornozelos dominantes e não-dominantes. Seil et al. (1998) não encontraram nenhuma associação entre a dominância do membro e a lesão em jogadores de handebol. Também, Chomiak et al. (2000) e Beynnon et al. (2001) não relataram risco para a entorse de tornozelo para o membro inferior dominante.

Em contrapartida, outros estudos relataram uma associação entre a dominância de um membro e a lesão (Ekstrand e Gillquist, 1983, Baumhauer et al., 1995, Orchard, 2001 e Faude et al., 2006).

Assim, Baumhauer et al. (1995) referem que a perna esquerda, quando dominante, é a que apresenta maior propensão para a entorse de tornozelo, quando comparada com a perna direita. Também Ekstrand e Gillquist (1983) notaram que a perna dominante sustentava, significativamente, mais entorses de tornozelo (92,3%) em jogadores de futebol do sexo masculino.

Assim como Baumhauer et al. (1995), o presente estudo também aponta para a presença da perna esquerda como membro inferior dominante que mais se

lesionou. Porém, as discordâncias apresentadas na literatura podem ser atribuídas às diferentes metodologias utilizadas, ou à análise dos dados realizada em métodos também diferentes entre esses (Beynnon et al.,2002).

9.4 Hiperlassidão Ligamentar da Articulação do Tornozelo

A hiperlassidão ligamentar do tornozelo não apresentou significância estatística, pois tanto no grupo total de atletas, quanto nos grupos com e sem lesão, mais de 80% dos sujeitos não apresentavam hiperlassidão ligamentar do tornozelo, avaliados pelo teste de gaveta anterior.

Do mesmo modo, Barret et al. (1993) e Baumhauer et al. (1995) afirmam que a hiperlassidão ligamentar da articulação do tornozelo não é preditora da entorse desta articulação quando considerados todos os atletas do mesmo grupo e quando separaram homens e mulheres.

Por outro lado, Denegar et al. (2002) concluem que a hiperlassidão era comumente encontrada acompanhando a entorse de tornozelo, quando avaliaram 12 atletas colegiais com história de entorse de tornozelo, pelo teste de gaveta anterior, nos últimos seis meses e que haviam retornado aos esportes. Também, Beynnon et al. (2001) mediram a lassidão do tornozelo com o teste de gaveta anterior e mostraram uma tendência na qual, o aumento da lassidão (hiperlassidão), estava associado com o aumento do risco de sofrer entorse do tornozelo. A idéia foi exposta por Chomiak et al. (2000), que reportaram uma alta incidência de entorses de tornozelo em jogadores de futebol quando estes

estavam sem contato com o adversário, que tinham um aumentado teste de gaveta anterior.

No entanto, a discrepância entre os estudos pode estar relacionada aos diferentes tipos de exame clínico da articulação do tornozelo, do sistema de graduação para a avaliação da lassidão ligamentar ou do inadequado tamanho amostral (Murphy et al. 2003). Outro fator que pode ser apontado deve-se as intervenções dos tecidos moles e a intervenção neural do complexo do tornozelo que podem estar comprometidos por outras lesões. Assim, pode aparecer um falso resultado na hora do teste, o que se acredita que seja uma situação bem freqüente entre examinadores sem prática de testes, ao contrário dos que evidenciam bem essa prática clínica. A relação entre hiperlassidão ligamentar articular e a entorse do tornozelo não é clara.

9.5 Histórias Prévias de Entorse de Tornozelo

Os resultados, para histórias prévias de entorse de tornozelo mostraram que a diferença entre os grupos com e sem lesão não foi estatisticamente significativa.

Alguns autores defendem a idéia de que histórias prévias de entorses de tornozelo são fatores decisivos para a reincidência da lesão. Ekstrand e Gillquist (1983) registraram 124 jogadores de futebol, examinando cada jogador no início do ano e os acompanharam por 01 ano, enquanto documentavam as práticas e os jogos. Nos resultados, esses autores reportaram um aumento no risco para entorse dos ligamentos laterais do tornozelo em atletas que já apresentavam

histórias prévias de entorse. Os atletas reabilitados inapropriadamente ou os atletas que não estiveram prontos para retornar a um nível de competição encontraram risco aumentado de sofrer lesão.

Segundo McKay et al. (2001) na avaliação dos fatores de risco que compreendia se o atleta tinha história prévia de entorse, foi apresentado que os jogadores de basquetebol com história prévia da lesão tinham 5 vezes mais chance de sofrer nova entorse.

Nos estudos de Gross e Liu (2003), a entorse de tornozelo por inversão é uma das lesões mais freqüentes ocorridas em atletas de recreação e competitivos. Esta tem sido reportada principalmente nos indivíduos que apresentavam história prévia de entorse de tornozelo. Ainda outros estudos como os de Milgrom et al. (1991), Surve et al. (1994), Wiesler et al. (1996), Bahr e Bahr. (1997), Messina et al. (1999), Chomiak et al. (2000), Hägglund et al. (2006), McHugh et al. (2006), Tyler et al. (2006) e Kofotolis et al. (2007) relatam que a incidência de entorse de tornozelo é maior em atletas com histórias prévias, havendo, portanto, uma relação entre história prévia de entorse de tornozelo e recidiva da lesão.

Em contraste, Tropp et al. (1984), Ekstrand e Tropp (1990), Barret et al. (1993) e Baumhauer et al. (1995) não encontraram aumento do risco de entorse de tornozelo para atletas que participaram de esportes semelhantes como o basquetebol e o futebol.

Barret et al. (1993) concluíram que a história prévia de entorses de tornozelo não é determinante de uma nova lesão para o mesmo tornozelo em um estudo randomizado dos efeitos do tênis top de linha e de tênis comuns de basquetebol.

Baumhauer et al. (1995) não encontraram um risco aumentado de entorse de tornozelo em atletas universitários que sofreram anteriormente uma entorse de grau I. Os sujeitos que tiveram graus mais severos, como II e III, foram excluídos do estudo, por isso o efeito da lesão severa de tornozelo sobre o risco de reincidência de lesão não foi estudado. Este estudo parece não contribuir satisfatoriamente com a questão das histórias prévias, pois o grau I, utilizado para a avaliação da pesquisa é um grau com estabilidade, portanto de difícil recidiva.

Segundo Murphy et al. (2003), vários estudos afirmam não ter relação entre lesão prévia e taxas de lesões no tornozelo. Tropp et al. (1985) e Ekstrand e Tropp (1990) encontraram resultados semelhantes quando avaliaram jogadores de futebol, recrutas militares e jogadores de basquetebol.

A disparidade entre os estudos no que diz respeito aos efeitos de lesões prévias do tornozelo em lesões futuras (recidivas) pode estar relacionada às condições da articulação depois da lesão que não depende principalmente do grau da lesão em associação com os danos ligamentares e musculares, mas também à diferença das técnicas utilizadas na avaliação, ao tipo de reabilitação, ao tempo de tratamento e a qualidade da reabilitação (Beynnon et al., 2002, Murphy et al., 2003).

As lesões prévias podem conduzir a um aumentado risco de ocorrer lesões futuras, contribuindo com a fraqueza e o desequilíbrio muscular e incapacidade dos ligamentos. E com o medo da recidiva, o atleta poderia utilizar estratégias alteradas no recrutamento dos músculos.

Apesar de os resultados desses fatores, no presente estudo, não serem significativos, pode-se perceber que no grupo com lesão, mais da metade dos

atletas apresentavam histórias prévias de entorse, e isso parece relevante, pois concorda com a literatura. Porém, a comparação entre os grupos da pesquisa, não permite que os achados desses resultados corroborem com a maioria da literatura que aponta as histórias prévias de entorse como um fator de risco para a recidiva da lesão.

9.6 Frequência das Lesões em Treinos e Competições (Jogos)

A literatura aponta de forma quase unânime que as lesões dos atletas ocorrem muito mais durante as competições (jogos) do que durante os treinos. Porém, o presente estudo não encontrou os mesmos resultados e corrobora com os achados de Gantus (2001) e Arena e Carazzato (2007).

Ekstrand e Gillquist (1983) e Ekstrand et al. (1983) encontraram em seus estudos que ocorreram duas vezes mais lesões (88% nos membros inferiores) em 180 jogadores de futebol, durante os jogos (2/3 das lesões traumáticas) do que durante os treinos (1/3 de lesões traumáticas). A lesão foi definida como um incidente que fazia com que o jogador perdesse treinos e/ou jogos. Da mesma forma, Prager et al. (1989) encontraram um maior risco de lesões durante os jogos do que em treinos. Cinquenta e três por cento do total de lesões ocorreram durante os jogos e disputas pela bola. Outros 28% ocorreram através do contato físico. Neste estudo a lesão foi definida como um incidente que resulta em perda de pelo menos, 48 horas de participações no time. Nielsen e Yde (1989)

encontraram 60,5% das lesões ocorridas em jogos, quando comparadas aos treinos em um estudo com 123 jogadores dinamarqueses. Nesse estudo, a lesão foi definida como um incidente que fazia com que o jogador perdesse, pelo menos, um dia na participação das atividades do time. Stuart e Smith (1995) realizaram um estudo de três anos sobre a incidência e tipo de lesões entre atletas de elite juniores de hóquei no gelo (17-20 anos de idade) e encontraram índices de lesões nos jogos 25 vezes maior do que nos treinos.

Também, Bahr e Bahr (1997) encontraram um aumento na incidência de lesões durante a competição para homens, mas nenhuma diferença para mulheres, em um estudo sobre o mecanismo e a incidência de lesões severas no voleibol em 233 atletas. A lesão foi definida como algo que resultasse no afastamento do esporte, por um ou mais dias de competição ou treino. Para, Seil et al. (1998), em uma pesquisa das lesões ocorridas no handebol europeu em, 186 atletas masculinos, os resultados obtidos demonstraram que as lesões eram mais incidentes (cerca de 24 vezes) durante as competições do que durante os treinos. Messina et al. (1999) estudaram 1.863 homens e mulheres atletas juniores e encontraram um número maior de lesões durante jogos do que durante os treinos. Ainda, Stevenson et al. (2000) analisaram a incidência das lesões relacionadas com a época da temporada. Neste estudo foram analisadas lesões em esportes de recreação (futebol australiano, hóquei de campo, basquete e jogos com uso de redes). Foi encontrado que a incidência de lesões nas extremidades inferiores e nas costas era maior nas primeiras quatro semanas da temporada e nas competições. Do mesmo modo, Soderman et al. (2001)

estudaram 146 jogadores de futebol e encontraram um aumento na incidência de lesões traumáticas durante os jogos em comparação com os treinos. A lesão foi definida como um incidente que causava o afastamento do esporte, por pelo menos, um treino ou um jogo.

Há um consenso quase geral na literatura que a incidência de lesões é maior durante a competição (jogos) do que durante os treinos. Segundo Murphy et al. (2003), esses achados sugerem que os atletas podem ser mais suscetíveis a comportamentos agressivos e de alto risco durante a competição, os quais podem aumentar o potencial da lesão. Porém, o presente estudo não detectou estes resultados e pode-se atribuir ao tempo de exposição desses atletas durante os treinos (5 vezes por semana e 3 horas por dia) ser muito superior ao tempo de exposição em jogos ou competições (de 04 a 07 vezes por ano), além de os atletas desse estudo serem de categorias não profissionais. A literatura também apresenta que a sua amostra tende a ser em atletas profissionais, ao contrário deste estudo que foi com atletas amadores. Outra questão é que os atletas profissionais têm o domínio da técnica e durante os treinos, esses respeitam momentos dos gestos esportivos que podem ser perigosos para eles, principalmente por saberem os riscos de lesões que enfrentariam e assim mostram que dominam a técnica mesmo nos treinos. Os avanços são deixados para as competições. O mesmo não pode ser dito para os atletas das categorias de base (caso do presente estudo), pois esses ainda estão aperfeiçoando a técnica e por isso, acabam por executar gestos mais ousados como a invasão por

baixo, em casos de disputa de bola, e acabam por sofrerem lesões, como a entorse, em função de não dominarem a técnica de defesa e ataque corretamente.

9.7 Tipo de Tênis

Com relação ao tipo de tênis, os resultados apresentaram, na comparação entre os grupos com lesão e sem lesão, que houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,049$), indicando que a utilização de amortecedor no tênis é um fator de proteção para as entorses de tornozelo, pois 90,8% dos atletas, do grupo sem lesão, apresentavam este implemento em seus tênis.

A relação entre os modelos ou tipo de tênis e lesões do tornozelo é pouco investigada. Milgrom et al. (1991) avaliaram 390 recrutas militares do sexo masculino e relacionaram o tipo de calçado com as entorses da articulação do tornozelo. Metade dos soldados utilizou em seus treinamentos calçado de basquete (com aproximadamente 11 cm de estatura) enquanto a outra metade utilizaram botas militares (com aproximadamente 22 cm de estatura). A incidência de entorses de tornozelo entre os dois grupos não foi significativamente diferente. Da mesma forma, Barrett et al. (1993) avaliaram 622 atletas jogadores de basquete que fizeram uso de três tipos diferentes de modelos de tênis (solado alto, solado baixo e solado com amortecedores). Os resultados do estudo mostraram que não houve correlação entre os três tipos de tênis e a incidência de entorses de tornozelo. Entretanto, o baixo número de lesões pode ter limitado esses achados (Beynnon et al., 2002).

McKay et al. (2001) observaram 1.393 participações de jogadores de basquetebol em competições na Austrália. Encontraram taxa de 3,85 lesões em tornozelo em 1000 participações, com aproximadamente metade (45,9%) dos atletas afastados por uma semana ou mais da competição. Os atletas do estudo faziam uso de tênis com células de ar (amortecedor), no compartimento do tênis embaixo do calcanhar, e os resultados apresentados mostraram que houve maior risco de sofrer entorse de tornozelo (4,3 vezes) nos atletas que tinham tênis com ar, do que nos que não usavam este tipo de tênis.

Apesar de poucos estudos apresentados, a literatura parece mostrar que não há uma relação entre a utilização de amortecedor e a entorse de tornozelo. O presente estudo não aponta para esse fato, por sugerir que a utilização de amortecedores parece ser um fator de proteção para as entorses de tornozelo, o que confronta com os resultados de McKay et al. (2001). Esses autores explicam que os amortecedores de tênis podem diminuir a estabilidade articular. Acredita-se que essa questão possa ser relevante, pois os achados deste estudo podem estar mascarados pelo treinamento de propriocepção que muitos atletas utilizam em seus treinos físicos.

9.8 Uso de Órteses (*braces*)

Não houve diferença significativa nos resultados, para a utilização ou não do *brace*, quando foram comparados os dois grupos.

Mesmo os resultados não sendo significativos, nota-se a baixa adesão a utilização do *brace* pelos atletas do estudo. Mais da metade informou não utilizar

esse recurso. Porém, a literatura apresenta que atletas com história de entorse de tornozelo que fizeram uso de órteses (*braces*) experimentaram uma baixa incidência desta lesão (Tropp et al., 1985, McKay et al., 1991 e Surve et al., 1994).

Tropp et al. (1985) investigaram o efeito do *brace* em jogadores de futebol. Três grupos de atletas com história de entorse de tornozelo foram estudados durante a temporada. O primeiro grupo, não sofreu intervenção e foi chamado de grupo controle. O segundo utilizou *brace* e o terceiro grupo fez treinamento em uma prancha para propriocepção. Os grupos 2 e 3 (*brace* e treinamento proprioceptivo, respectivamente) experienciaram uma significativa diminuição da incidência de entorse comparados com o grupo controle.

Também Sitler et al. (1994), avaliaram 1601 militares jogadores de basquetebol. Foi verificado que aqueles que utilizavam *brace* sofreram menos lesões em relação ao grupo controle. Os atletas foram divididos em dois grupos de acordo com a presença ou não de prévias entorses de tornozelo e os grupos também tinham atletas que faziam uso de *braces* e outros não. A incidência de entorses de tornozelo foi menor nos atletas com história de entorse e que usaram *brace*, mas não foi diferente na severidade das entorses entre os grupos.

Surve et al. (1994) estudaram o efeito do uso do *brace* na ocorrência de entorses de tornozelo em 504 atletas homens de futebol americano. Os atletas foram divididos em 2 grupos: O primeiro sem história de entorse de tornozelo e o segundo, atletas com história da lesão. Os sujeitos dos grupos foram randomicamente selecionados para fazerem uso de *brace* ou não usar *brace*. Os resultados mostraram um significativo aumento na taxa de lesões no tornozelo de atletas com história de entorse de tornozelo e que não utilizaram *brace* (0,86/1000

horas), quando comparados com atletas que não usaram *brace* e não tiveram história prévia de lesão (0,46/1000 horas).

Ainda, Gross e Liu (2003) estudaram o uso profilático do *brace* em atletas de basquete e futebol. Os resultados mostraram uma redução nas entorses de tornozelo. O mesmo que Pedowitz et al. (2008) encontraram em atletas do voleibol feminino.

Inversamente a estes estudos, McKay et al. (2001) mostraram que os atletas de basquete e de recreação utilizaram *brace* e fitas (esparadrapo), não indicando relação com a incidência de entorse de tornozelo.

Parece haver um consenso na literatura em relação à diminuição de entorses de tornozelo, relacionados ao uso de *braces*. Uma das possíveis explicações, é que os *braces* ou os esparadrapos, aumentam a consciência cinestésica de posição do tornozelo e aumentam a sustentação de movimentos articulares limitando principalmente o movimento de inversão (Murphy et al., 2003).

Porém, no presente estudo, o enfoque para *brace* tornou-se de difícil comparação com a literatura, que selecionou suas amostras com uso intencional para a comparação do *brace* com a incidência de entorse de tornozelo. Para esta pesquisa, foram tabeladas as respostas dos atletas sobre suas rotinas de treinos e esses, não utilizavam o *brace* como obrigatoriedade no material de treinamento de suas modalidades. Os atletas do presente estudo, só utilizam esses recursos em casos de pós-lesão imediata até o término do tratamento fisioterapêutico.

Outro fator relevante, é que os *braces* reportados na literatura não obedecem a um consenso, assim, não é sabido se são bandagens

(esparadrapos), tornozeleiras de compressão ou *braces* utilizados em imobilizações. Faz-se necessário à presença de estudos específicos sobre tipos de *braces* e as suas relações com as ocorrências de entorses de tornozelo.

9.9 Posicionamento do Jogador na Quadra

Quanto à posição em que o jogador ocupava na quadra, o grupo ala/ponta/saída de rede/oposto apresentou-se como o posicionamento de maior risco de lesão, sendo significativo na análise de regressão logística multivariada.

Segundo a literatura, o posicionamento dos jogadores na quadra parece não ter relação com a entorse da articulação do tornozelo. Ekstrand e Gillquist (1983) e Ekstrand et al. (1983) não encontraram diferença no risco de entorse do tornozelo entre os posicionamentos de 180 jogadores de futebol no campo. Da mesma forma, Sitler et al. (1994) não encontraram diferença no risco de entorse de tornozelo entre o posicionamento de 1601 militares jogadores de basquetebol colegial na quadra.

Já Moreira et al. (2003) observaram que a posição do atleta de basquetebol influencia no número de queixas de lesões: os pivôs foram os mais acometidos (44,1%), depois os alas (35,3%) e por último os armadores (20,6%). Os pivôs relataram maior número de queixas de dor relacionadas a lesões traumáticas em mãos, tórax/abdômen e entorses de tornozelo. Essas queixas, em sua grande parte, apareceram depois de rebotes ou arremessos curtos, devido ao maior contato físico. Por outro lado, possuem menos queixas em relação às lesões

atraumáticas, provavelmente por seus deslocamentos não exigirem tanta intensidade, ao contrário de alas e armadores, que apresentaram alto índice de lesões atraumáticas. As lesões de tornozelo (principalmente entorses) aconteceram, em grande parte, no momento da aterrissagem, fato corroborado por MacKay et al. (2001).

Gantus e Assumpção (2002) e Cohen e Abdalla (2003) observaram alto índice de lesões traumáticas devido ao contato direto em mãos e face, além de entorses de tornozelo durante o movimento de busca ao rebote nos pivôs. Para Gantus e Assumpção (2002), os atletas ocupavam um posicionamento em quadra onde 40,6% eram pivôs, 30,6% alas e 28,8% armadores, e para Cohen e Abdalla (2003) estudaram 42,8% de alas, 33,7% de pivôs e 23,5% de armadores.

A literatura parece não apresentar um consenso sobre o posicionamento dos jogadores na quadra e a relação com a entorse da articulação do tornozelo para muitos esportes. Esta falta de consenso pode ser sustentada em muitos aspectos, como por exemplo, Bahr e Bahr (1997), que discutem o tempo de jogo entre os atletas, no caso do voleibol, ressaltando que alguns jogadores, como os ponteiros têm maior tempo de jogo, já que os centrais são quase sempre substituídos pelos líberos no fundo da quadra, diminuindo assim, o seu tempo na quadra.

Porém, Schafle (1993), Holmer et al. (1994), Bahr e Bahr (1997), Briner e Benjamin (1999), Verhagen et al. (2004) e Cardoso et al. (2005) sustentam a ocorrência de 21 a 25% de lesões nos tornozelos, após um salto, seja ele individual ou em conjunto e o presente estudo também aponta para os atletas que possuíam os saltos em conjunto e que executavam esses saltos muitas vezes

durante o jogo (ala/ponta/saída de rede/oposto), como o grupo de maior risco de sofrer a entorse de tornozelo.

Essas diferenças, entre os trabalhos, pode ser explicada pelo fato de alguns atletas não possuírem posição de jogo fixa, atuando em posições distintas em determinados momentos ou situações de jogo, alterando a coleta dos dados. Todas as posições adotam deslocamentos e saltos, porém uns mais em uma função, como deslocamentos, outros mais nos saltos individuais ou coletivos e, ainda assim, podem adotar a função dupla. Estes casos apareceram muito nos atletas que tinham a função líbero, onde alguns momentos estes só defendiam a bola e não saltavam, porém quando este mesmo atleta trocava a posição, no mesmo jogo, sua atividade passava a contar com saltos, individuais ou em conjunto, dependendo da posição que passou a executar. Esse caso pode ser considerado um fator de confusão para o presente estudo, deixando em dúvida se os achados desta pesquisa são realmente procedentes em relação a entorse de tornozelo ou se são mascarados por essa função dupla de muitos atletas.

9.10 Amplitude de Movimento Ativa do Complexo Tornozelo-Pé

Os resultados da amplitude de movimento (ADM) ativa do complexo tornozelo-pé não foram significativos entre os lados dominantes na comparação entre os grupos com e sem lesão. A variável mais próxima da predição de lesão foi a planti-flexão do tornozelo.

Alguns estudos (Baumhauer et al., 1995, Pope et al.,1998, Beynnon et al., 2001, Soderman et al., 2001, Arnasson et al. 2004, Willems, 2005a e 2005b,

Noronha et al., 2006 e Hubbard et al., 2007) reportaram uma relação entre o aumento da amplitude de movimento articular e lesões, visto que três estudos (Barrett e Billisko, 1995, Wiesler et al., 1996 e Twellaar et al., 1997) não reportaram nenhuma associação entre a amplitude de movimento articular e lesões.

Assim, Beynnon et al. (2001) mostraram que a eversão do movimento do calcanhar foi um fator de risco para entorses do tornozelo nas atletas colegiais femininas, mas não para os atletas masculinos. Soderman et al. (2001) acharam que a amplitude de movimento de dorsi-flexão do tornozelo não era fator de risco, nas jogadoras femininas de futebol. Porém as outras ADMs eram preditoras da entorse de tornozelo. Para Willems (2005a) e (2005b) que estudaram 241 estudantes de educação física do sexo masculino e 159 do sexo feminino, encontraram que o risco de sofrer entorse de tornozelo aumenta 3% por grau de amplitude na primeira articulação metatarsfalangeana e que a dorsiflexão diminuída é preditora da entorse de tornozelo. Também, Noronha et al. (2006) investigaram voluntários que torceram o tornozelo e maiores de 15 anos e encontraram que os sujeitos com ADM de dorsiflexão do tornozelo diminuída podiam ter um risco aumentado para entorse de tornozelo.

Outros estudos reportaram nenhuma relação entre a amplitude de movimento e lesões das extremidades inferiores. Barrett e Billisko (1995) comentam que não havia nenhuma relação entre a amplitude de movimentos de dorsi-flexão e planti-flexão do tornozelo e lesão desta articulação em jogadores de basquete. Também Wiesler et al. (1996) não relataram nenhuma diferença entre a amplitude de movimento do tornozelo e lesão, em um estudo sobre lesões nas

extremidades inferiores em dançarinos. Acrescentando, Twellaar et al. (1997) não encontraram diferenças significativas em termos de amplitude de movimento no tornozelo, quadril e joelho entre estudantes de educação física que sustentaram as lesões nas extremidades inferiores e aqueles que não apresentavam lesões.

Essas discrepâncias da literatura podem ser explicadas na pesquisa de Elveru et al. (1988), que desenvolveram um estudo de confiabilidade de avaliadores na medição goniométrica do tornozelo. O estudo revisou quantitativamente amplitudes de movimentos sobre diferentes articulações em vários planos, investigando inúmeros esportes e usando diversos métodos estatísticos, tornando difícil comparar as descobertas e desenvolver um consenso. A confiabilidade, intra-avaliadores, das medições para a amplitude da articulação tíbio-társica (tornozelo) e articulação subtalar, variaram de 0.74 a 0.90. A confiabilidade interavaliadores, entretanto, foi de 0.25, para medição do subtalar neutro, 0.32 para inversão e 0.17 para eversão. As medições da dorsi-flexão do tornozelo (0,50) e flexão-plantar (0,72), foram mais confiáveis entre os avaliadores. Assim sendo, esta questão se encaixa no presente estudo, que utilizaram, mais de um avaliador para esta variável e mesmos que esses avaliadores tenham sido treinados para garantir a fidedignidade da coleta dos dados, pode-se assumir que esse procedimento foi um fator de limitação do presente estudo.

9.11 Tempo de Resposta Eletromiográfica dos Músculos Eversores do Tornozelo

Na comparação entre os grupos com e sem lesão, os resultados da avaliação do tempo de resposta eletromiográfica dos eversores do tornozelo, não foram significativos. Porém, na comparação entre as pernas dos sujeitos, com lesão, o músculo fibular curto da perna lesionada apresentou tempo de resposta eletromiográfica, significativamente maior quando comparado com o da perna não lesionada ($p=0,045$). As médias dos valores de tempo de resposta eletromiográfica do músculo fibular curto foi de 81,3 ms para a perna lesionada e 66,6 ms para o membro sem lesão, desse grupo.

Esses valores de média do tempo de resposta eletromiográfica foram semelhantes aos encontrados nos resultados dos estudos de Karlsson et al. (1989), Konradsen e Ravn (1990), Karlsson et al. (1992) e Karlsson e Andreasson (1992) que também utilizaram eletrodos de superfície e uma plataforma com inclinação de 30°.

Assim, Konradsen e Ravn (1990) estudaram trinta jogadores de futebol e trinta corredores, do sexo masculino, dos quais a metade tinha severa instabilidade articular crônica. Uma plataforma foi usada para provocar a inversão do tornozelo, a qual ocorria a uma amplitude máxima de 30°. Os eletrodos de eletromiografia eram de superfície e foram colocados no ventre dos músculos fibulares. A análise do sinal eletromiográfico foi considerada a partir da primeira atividade elétrica do sinal. Os resultados apontaram um aumento dos tempos de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares no grupo com instabilidade

articular crônica, indicando que o déficit proprioceptivo, avaliado por meio da eletromiografia, pode ser responsável pela instabilidade articular. Para o tornozelo estável, os músculos fibulares apresentaram valores médios de 65 ms para o fibular longo e de 69 ms para o fibular curto, enquanto para o tornozelo instável a média foi de 82 ms para o músculo fibular longo e 84 ms para o fibular curto. Os resultados desse estudo mostraram diferença significativa entre os valores de tempo de resposta eletromiográfica, indicando que para os sujeitos instáveis a reação dos músculos fibulares fica mais lenta.

Karlsson e Andreasson (1992) estudaram 40 sujeitos de ambos os sexos, com o objetivo de avaliar a resposta dos músculos fibulares, através da eletromiografia de superfície, em uma plataforma que simulava a inversão do pé em um ângulo de 30° de amplitude total de inversão. A análise do sinal eletromiográfico deu-se a partir da primeira atividade elétrica. Para o grupo com a articulação dos tornozelos estáveis (n=20) os resultados indicaram uma média de 69 ms de tempo de resposta eletromiográfica para os músculos fibulares curto e longo. Já no grupo com a articulação dos tornozelos instáveis (n=20), o tempo de resposta eletromiográfica foi de 85 ms para os músculos fibulares longos e 82 ms para os fibulares curtos. Esses autores concluíram que o tempo de resposta eletromiográfica é mais lento para os sujeitos que apresentam instabilidade na articulação do tornozelo.

Também para Karlsson et al. (1992), a instabilidade articular causa aumento no tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares, e isso ocorreria após uma lesão, que aumentaria o tempo de estiramento dos receptores

ligamentares e capsulares. Esses autores utilizaram uma plataforma que simulava uma inversão de 30° do pé (semelhante à de Konradsen e Ravn, 1990), e a eletromiografia de superfície para calcular o tempo de resposta elétrica dos músculos fibulares. A amostra desse estudo foi constituída de vinte indivíduos de ambos os sexos (10 homens e 10 mulheres), com idades entre 19 e 28 anos e com história recente de 6 meses de entorse de tornozelo, considerados com instabilidade crônica tendo utilizado o membro contra-lateral como controle para a análise dos tempos de resposta eletromiográfica. Os resultados mostraram que o tempo de resposta elétrica foi menor em todos os tornozelos estáveis do que nos instáveis. Para o músculo fibular curto, a média dos tempos de resposta eletromiográfica foi de 69,2 ms para os tornozelos estáveis e 81,6 ms para os tornozelos instáveis. Para o fibular longo, a média dos tempos de resposta eletromiográfica foi de 68,8 ms para os tornozelos estáveis e 84,5 ms para os instáveis. Os valores indicaram que houve diferença significativa para os sujeitos com instabilidades quando comparados aos tornozelos estáveis.

Outros estudos utilizaram plataformas de inclinação de 20° e não obtiveram os resultados do tempo de resposta eletromiográfica significativos para a entorse de tornozelo. É o caso de Isakov et al. (1986) que investigaram a resposta dos músculos fibulares, através da eletromiografia de superfície, com posicionamento dos eletrodos próximo ao maléolo lateral, durante a inversão do pé simulada em uma plataforma com ângulo de 20° de amplitude total de inversão. A plataforma do estudo possuía de 60 a 80 ms de duração de queda. Foram avaliados dois grupos: sujeitos de ambos os sexos sem lesão (n=11) e sujeitos de ambos os sexos com

história recente de 2 meses de entorse de tornozelo (n=11). A idade de ambos os grupos variou entre 20 e 35 anos. Foram realizadas cinco inversões para cada pé na plataforma, com intervalo para repouso de 2 a 3 minutos. A análise do sinal eletromiográfico deu-se a partir da primeira atividade elétrica. Para o primeiro grupo (sujeitos sem lesão), os resultados indicaram uma média de 69,3 ms de tempo de resposta eletromiográfica para o tornozelo esquerdo e 67,0 ms para o direito. Para o segundo grupo, a média dos resultados foi 70,2 ms para o tornozelo afetado pela entorse e 68,3 ms para o tornozelo saudável. A análise estatística, no entanto, mostrou não haver diferença para os resultados encontrados. Para esses autores, o reflexo de contração dos músculos fibulares durante a inversão não é uma regra na proteção da articulação do tornozelo durante a entorse em inversão, por acreditarem que a proteção é principalmente realizada pelos tecidos passivos.

Também Ebig et al. (1997) estudaram os efeitos do movimento repentino de inversão do pé na atividade eletromiográfica de superfície dos músculos fibulares e tibial anterior em tornozelos de indivíduos com instabilidade articular crônica. Treze atletas, de ambos os sexos (5 homens e 8 mulheres) com média de idade de 19,2 anos, com história recente de 2 meses de entorse unilateral devido à inversão excessiva do tornozelo, participaram do estudo. O tempo de resposta eletromiográfica destes músculos foi medido através da eletromiografia de superfície com localização dos eletrodos proximal a cabeça da fíbula e foi calculado para cada 3 inversões e flexões plantares quando os indivíduos eram submetidos a movimentos que simulavam uma entorse de tornozelo em uma plataforma de 20° elaborada para o estudo. Os resultados desse estudo

apresentaram uma média de 58,6 ms para os músculos fibulares dos tornozelos instáveis e 65,3 ms para os músculos fibulares dos tornozelos estáveis. Não foi encontrada diferença significativa entre os resultados obtidos para a atividade eletromiográfica dos músculos estudados nos tornozelos saudáveis e com lesão recente.

Do mesmo modo, Sheth et al. (1997) estudaram a influência de movimentos articulares, semelhantes aos de uma entorse de tornozelo, no tempo de resposta elétrica muscular. O estudo foi realizado com o auxílio de um disco ou plataforma eletrônica com amplitude de inversão de 20°, que provocava movimentos semelhantes aos que ocorrem em uma entorse. O tempo de resposta eletromiográfica dos músculos tibial anterior, tibial posterior, fibular longo e flexor longo dos dedos foi analisado por meio de eletromiografia, com eletrodos de inserção bipolar, em vinte sujeitos, de ambos os sexos, com pé direito dominante saudável divididos em grupo experimental (n=10) e grupo controle (n=10). Esses indivíduos tinham idade entre 18 e 37 anos. Os sujeitos do grupo experimental passaram por sessões de treinamento na plataforma de 15 minutos por dia durante 8 semanas. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa nos tempos de resposta eletromiográfica dos quatro músculos analisados nesse estudo nem entre o grupo experimental e controle, durante a fase do pré-treino. Na fase do pós-treino, os resultados mostraram que o treinamento (8 semanas de treino com uma prancha de propriocepção) utilizado pelo grupo experimental desenvolveu um padrão de contração muscular que favorecia a correção da inversão excessiva da articulação do tornozelo em

situações de entorse. A média dos tempos de resposta eletromiográfica para o grupo controle no período de pós-treino foi de, aproximadamente, 70 ms para os músculos tibial anterior, tibial posterior, fibular longo e flexor longo dos dedos e para o grupo experimental foi de aproximadamente, 80 ms para o músculo tibial anterior, 90 ms para o tibial posterior, 71 ms para o fibular longo e 65 ms para o flexor longo dos dedos. Esses resultados foram significativos, no pós-treino para os músculos tibial anterior e tibial posterior que apresentaram atraso em seus tempos de resposta eletromiográfica. Porém, esses autores revelaram que, para o músculo fibular longo, os resultados não foram significativos.

Outros estudos que também utilizaram uma plataforma de inclinação de 30° apresentaram resultados significativos, porém não eram valores semelhantes ao do presente estudo. É o caso de Löfvenberg et al. (1995), que estudaram 13 indivíduos de ambos os sexos com instabilidade articular unilateral do tornozelo, 2 indivíduos com instabilidade articular bilateral do tornozelo e compararam com um grupo de sujeitos com tornozelos estáveis (n=15). Nesses grupos foi avaliado o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares, através da eletromiografia de superfície, onde os eletrodos eram colocados na parte mais proeminente do ventre desses músculos e mantinham uma distância de 3 centímetros entre si. Uma plataforma que produzia a queda do tornozelo em inversão possuía uma queda de 30° e foi utilizada 6 vezes para cada perna dos sujeitos. A mediana dos tempos de resposta eletromiográfica para o grupo controle foi de 49,2 ms, para o tornozelo que correspondia ao mesmo lado da lesão do grupo experimental, e para o grupo com instabilidade crônica a mediana

foi de 65,0 ms para o tornozelo com lesão. Os tornozelos com instabilidade articular apresentaram um atraso significativo no seu tempo de reação.

Também, Hopper et al. (1998) estudaram 31 sujeitos de ambos os sexos com tornozelos livres de lesão, considerados estáveis e compararam os tornozelos direitos e esquerdos dos indivíduos. Foi utilizada a eletromiografia de superfície e uma plataforma com ângulo de 30° para simular a situação de uma entorse de tornozelo em inversão. A análise de variância mostrou o principal efeito de atraso no tempo de reação dos músculos para a perna dominante, que foi a direita em 99% dos casos. O coeficiente de correlação entre os sujeitos apresentou valor de 0,91 para a perna direita e 0,82 para a perna esquerda.

Finalmente, Konradsen et al. (1998) investigaram a resposta dos músculos fibulares, através da eletromiografia de superfície, com posicionamento dos eletrodos localizados no 1/3 proximal e no 1/3 médio da face lateral da perna de indivíduos com instabilidade na articulação do tornozelo. Foram avaliados 44 indivíduos, de ambos os sexos, com graus 2 e 3 de entorse de tornozelo unilateral por inversão. O objetivo do estudo foi avaliar o tempo de resposta eletromiográfica nesses indivíduos 3, 6 e 12 semanas após a lesão. Foi utilizada uma plataforma para a inversão do tornozelo com ângulo de 30°. A velocidade angular média da plataforma foi de 375°/seg. e cada tornozelo sofria 3 repetições de inversão na plataforma. O tempo de resposta eletromiográfica foi definido como sendo 2 vezes o desvio padrão da primeira atividade elétrica. Na terceira semana após a lesão o resultado apresentado para os músculos fibulares foi de 35 ms, para a sexta semana após a lesão o resultado foi de 44 ms e com doze semanas após a lesão

o resultado do tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares, permaneceu igual ao da sexta semana (44 ms). Os autores do estudo concluíram que os resultados não variam significativamente entre as semanas.

Em vista dos trabalhos apresentados, nota-se que a literatura mostrou estudos com metodologias semelhantes, que utilizaram, para a avaliação dos tempos de resposta eletromiográfica (TREM) dos músculos eversores do pé (músculos fibulares), plataformas de inversão para o tornozelo e eletromiografia de superfície.

Vários estudos compararam tornozelos com instabilidade com tornozelos saudáveis. Outros avaliaram a média do TREMG de sujeitos saudáveis (sem lesão). Os resultados dessas pesquisas apresentaram controvérsias, colocando em dúvida a teoria de Freeman et al. (1965) que afirma que o déficit proprioceptivo causa aumento no tempo de resposta eletromiográfica. Löfvenberg et al. (1995) atribuíram que as médias dos tempos de resposta eletromiográfica para tornozelos estáveis, que foram demonstradas na literatura variando entre 65,0 ms e 68,8 ms e as médias para os tornozelos instáveis que variaram entre 82,0 ms e 84,5 ms, devem-se a diferentes métodos de registros utilizados pelos autores das pesquisas.

Apesar de se apontar para uma controvérsia, vale ressaltar que talvez a grande diferença entre os estudos, seja o ângulo de inclinação da plataforma, que nas pesquisas que utilizaram os 30° de inclinação apresentaram resultados significativos na comparação entre os grupos com e sem lesão (entorse de tornozelo). Se isso for verdade, a presente pesquisa corrobora com esses achados, através de sua metodologia e seus resultados significativos, pelo menos

para o músculo fibular curto. Essa situação mostra-se muito importante, na medida em que o presente estudo e muitos autores da literatura apontam para um atraso no tempo de reação muscular da perna com lesão de atletas, e isso é uma das principais conseqüências da entorse de tornozelo, que provoca a chance de recidivas e, assim se ressalta a importância para a prevenção desta lesão em atletas.

9.12 Controle Postural do Atleta

O controle postural do atleta, expressos pela mediana dos valores, na comparação entre as pernas, dos sujeitos com lesão, os resultados não foram significativos. O mesmo ocorreu para os lados dominantes na comparação entre os grupos com e sem lesão.

Outros autores também não encontraram resultados significativos para o controle postural. É o caso de Tropp et al. (1985) que avaliaram o equilíbrio postural em 444 jogadores de futebol do sexo masculino, utilizando uma plataforma de força para mensurar a força total entre o pé e o solo. Os atletas selecionados para o estudo possuíam instabilidade funcional ou eram estáveis nas articulações dos tornozelos. A plataforma de força mediu ambas as forças da gravidade e a força do indivíduo para manter o centro de gravidade dentro da área de suporte. Os valores establiométricos (plataforma de força) não foram diferentes entre os tornozelos estáveis e instáveis.

Konradsen e Ravn (1991) avaliaram 15 atletas com instabilidade de tornozelo, e compararam com outros atletas com tornozelos estáveis. Além do tempo de reação (já descrito), também foi avaliado o controle postural com apoio unipodal em uma plataforma de força. Valores aumentados de controle postural foram encontrados nos sujeitos com instabilidade funcional. Nove dos 15 sujeitos com instabilidade unilateral apresentaram menor tempo de reação e controle postural em seus tornozelos normais (estáveis), mas essas diferenças não foram significativas.

Do mesmo modo, Beynnon et al. (2001) usaram o *NeuroCom Balance Master*, para medir o controle postural, porém os atletas do estudo, jogadores de futebol, peteca e hóquei de campo, não tinham história prévia de entorse de tornozelo. Esses autores não encontraram relação entre valores de controle postural nos atletas e risco para sofrer entorse de tornozelo.

Também Isakov e Mizrahi (1997) utilizaram uma plataforma de força para mensurar as forças de reação entre as direções ântero-posterior e médio-lateral durante o apoio unipodal em tornozelos com e sem entorse, e nas situações de olhos abertos e fechados. Os resultados apresentados para os controles nas direções ântero-posterior e médio-lateral foram os mesmos entre os sujeitos com entorse crônica e sujeitos sem lesão, enquanto estes estavam de olhos abertos ou fechados.

Por outro lado, vários autores encontraram resultados significativos para o controle postural. Assim, Tropp et al. (1984) estudaram o equilíbrio postural em 127 jogadores de futebol (média de idade = 24,6 anos) com instabilidade articular crônica e compararam com 30 sujeitos (média de idade = 24,5 anos) sem lesão e

não atletas. Os dados obtidos do equilíbrio ou controle postural dos atletas, ocorreram na pré-temporada e para isso, foi utilizada uma plataforma de força. Os jogadores mostraram valores anormais para a instabilidade, aumentando o risco de recidiva de entorse de tornozelo para a temporada de competições. Especificamente, foi encontrado que a incidência geral de lesões do tornozelo era de 18%, quer os jogadores tivessem sofrido lesão ou não. Dos 23 jogadores que sustentaram lesão do tornozelo, 42% tiveram valores de estabilidade anormais, e 11% tiveram valores normais. Elevados valores de controle postural identificaram em atletas, alto risco de sofrerem entorse de tornozelo.

Também, Tropp e Odenrick (1988) estudaram 30 homens fisicamente ativos (idade entre 18-29, média=22,1). Nenhum dos sujeitos tinha história de vertigens, nem déficit vestibular. Quinze indivíduos tinham instabilidade funcional no pé direito, entorse de tornozelo ou teste de gaveta anterior positivo. Foi descrito um modelo de apoio unipodal ao redor das reações de força na plataforma: pé direito sobre a plataforma em apoio unipodal, perna esquerda suspensa e com flexão do joelho e braços entrelaçados sobre o peito. A força total entre o pé e o solo era o resultado da gravidade e da aceleração das forças dos segmentos do corpo e essas foram incluídas no estudo. Os resultados mostraram que diferentes padrões existem para manter o equilíbrio em apoio unipodal. O posicionamento do centro de pressão foi altamente correlacionado com o posicionamento do tornozelo e atividade dos músculos fibulares. Quando o corpo está em desequilíbrio, correções são feitas pelo quadril. Homens com instabilidade funcional apresentaram déficit do controle postural associado com aumento das correções dos segmentos. Porém, ainda não é claro que a compensação para o controle

postural patológico seja uma estratégia para prever entorses ou lesões da articulação do tornozelo.

No caso de Joanne e Phty (1995), eles analisaram o controle corporal com apoio unipodal em sujeitos masculinos que tinham entorse grau II e III unilateral do tornozelo (n = 20), e em sujeitos saudáveis (n = 12). Foi registrado o tempo, em segundos, de apoio unipodal, com os olhos fechados, membros superiores entrelaçados no peito e quadril e joelhos flexionados a 90 graus no lado contralateral. Esse procedimento foi repetido cinco vezes, e os dois maiores tempos foram utilizados. Foi revelada uma diferença significativa entre os lados lesados e não lesados nos sujeitos do grupo experimental para o controle unipodal. A partir desses resultados, eles concluíram que com a instabilidade crônica que se instala após uma lesão articular, há uma enorme contribuição para a diminuição da propriocepção.

Também Watson (1999) revelou que a alta incidência de “defeito” proprioceptivo nos membros inferiores após uma entorse é considerada um fator intrínseco de recidiva de lesão. Essa afirmação é resultado de um estudo de quatro anos com jogadores de futebol e arremessadores, cujos objetivos eram determinar as lesões mais frequentes nesses esportes e quantificar os fatores que contribuíam para essas lesões. A hipótese testada foi de que a entorse de tornozelo era uma lesão comum nesses esportes e sua incidência podia ser relacionada às características físicas dos jogadores. Foi medida a propriocepção com apoio unipodal, o joelho e quadril contralateral fletidos a 90 graus, e as mãos colocadas nos quadris. Um tempo de equilíbrio abaixo de 15 segundos era considerado anormal. O apoio do pé foi avaliado com uma superfície de vidro

iluminada por baixo e com um espelho. Ainda foram medidas a estatura, a massa corporal, a porcentagem de gordura e foram realizadas provas de ventilação pulmonar. A flexibilidade foi avaliada conforme estudo prévio do autor. Os resultados mostraram que a entorse de tornozelo foi a segunda lesão de maior incidência e que estava associada com os critérios intrínsecos pesquisados no estudo. A entorse foi associada aos sujeitos com controle postural anormal.

Para McGuine et al. (2000), Evans et al. (2004) e Fu e Hui-Chan (2005) também há relação entre o controle postural e a entorse de tornozelo.

Em vista dos estudos apresentados, a estabilidade postural é comumente mensurada pelo controle postural, graus ou amplitudes que a pessoa se equilibra diante de seu centro corporal (Tropp et al. 1984). Assim, várias pesquisas apontam para a alteração do controle postural em tornozelos com instabilidade, indicando que estes podem adotar o papel de preditores da entorse de tornozelo.

Porém, não é o que manifestaram os resultados da presente pesquisa para esta variável, não corroborando, assim, com a literatura. Este fato pode ser atribuído à grande variabilidade encontrada nos desvios padrão dos resultados dos sujeitos do presente estudo, além de a pesquisa deste fator, ter ocorrido em sujeitos sem instabilidade (articulações sem lesão), o qual acredita-se que poderiam ser diferentes os resultados, como demonstra a literatura, se os atletas desta pesquisa tivessem instabilidade (apresentassem a lesão entorse).

9.13 Torque Muscular dos Inversores e Eversores do Tornozelo

Os resultados do torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo, não foram significativos para as comparações entre os grupos com e sem lesão. Porém, os valores de eversão, no grupo com e sem lesão, nos modos concêntrico e excêntrico, se mostraram mais favoráveis à predição de lesão, pois eram valores de torque mais baixos que o modo concêntrico e excêntrico do grupo dos inversores, permitindo assim, que esse grupamento muscular dos inversores, atuasse de forma mais forte, favorecendo a amplitude de inversão articular do tornozelo, principal movimento da lesão entorse. Além disso, não se sabia se o valor do torque obtido nesse grupo da lesão, era da perna dominante ou não dominante do atleta.

Buckley et al. (2001) examinaram sujeitos com instabilidade articular crônica e não encontraram diferença significativa entre as médias das forças dos músculos dos tornozelos com lesão e dos tornozelos sem lesão. Kaminski et al. (2001) observaram que a média das forças dos grupos dos eversores e inversores melhoraram após 6 semanas do uso do protocolo de reabilitação que utilizou treinamento de força e propriocepção.

Willems et al. (2002) afirmam que os músculos eversores têm um importante papel na prevenção de lesões ligamentares, promovendo um suporte destas estruturas. Considerando que o mecanismo de lesão por uma entorse em inversão envolve o apoio do pé em flexão plantar, adução e supinação, o déficit na força dos eversores pode reduzir a habilidade destes músculos de resistir à inversão e

retornar o pé a posição neutra e desta forma prevenir a entorse em inversão (Lee, 2003).

Para evitar uma inversão repentina, Lee (2003) ressalta que os músculos eversores do tornozelo são recrutados a contrair excentricamente para contrapor-se ao inicial momento inversor e bloquear a ação das forças do pé em inversão. Por esta razão, a avaliação da força excêntrica é mais relevante do que avaliar as forças concêntricas em tornozelos instáveis (Konradsen et al., 1998, Willems et al., 2002 e Lee, 2003). Dessa maneira, Balduini e Tetzlaff (1982) reportaram 66% da fraqueza dos músculos fibulares como resultado de uma entorse de tornozelo por inversão.

Tropp (1985) foi o primeiro pesquisador a mensurar o torque da musculatura do tornozelo com um dinamômetro isocinético (*Cybex II*). Seus resultados corroboram com a idéia de que a fraqueza dos músculos fibulares é uma característica de tornozelos funcionalmente instáveis. A partir daí, outros estudos que utilizaram metodologias semelhantes demonstraram esses resultados.

Beynnon et al. (2001) mostraram a força ou o desequilíbrio do músculo como fator de risco para lesões do tornozelo, do joelho, e do pé.

Ekstrand e Gillquist (1983) estudaram jogadores de futebol do sexo masculinos e encontraram que aqueles que sofreram lesões de não-contato do joelho tinham reduzido significativamente a força dos quadríceps na perna lesada comparado com a perna sadia entre 30% e 180%. Não havia, entretanto, nenhuma diferença nas relações da força dos quadríceps entre jogadores sadios. Milgrom et al. (1991) não encontraram a associação entre a força dos quadríceps e a entorse lateral do tornozelo nos recrutas masculinos da infantaria. Baumhauer

et al. (1995) estudaram os fatores de risco para a entorse do tornozelo nos atletas que apresentaram histórias de lesões e compararam com aqueles que não tinham história de entorse. Os resultados demonstram que os autores encontraram altas médias de pico de torque de inversão do tornozelo e de eversão e de flexão plantar, porém para a dorsi-flexão e planti-flexão essas médias de pico de torque eram baixas. Relações mais baixas do dorsiflexão para a flexão plantar (0.373 no grupo com história de lesões contra 0.348 no grupo sadio), e relações mais elevadas de eversão e inversão (1.0 no grupo ferido contra 0.8 no grupo sadio), foram encontrados nos atletas que sustentaram histórias de entorses do tornozelo. Nenhuma diferença no torque sobre o tornozelo foi encontrada entre os grupos.

É difícil comparar os achados destas investigações porque as metodologias utilizadas se diferenciaram pelo uso dos métodos no dinamômetro isocinético, que foram testados em diferentes velocidades, esportes com movimentos diferentes e várias relações entre homens e mulheres. Durante o mecanismo da entorse do tornozelo por inversão, ocorre a participação dos grupos musculares como a atuação excêntrica dos eversores e concêntrica dos inversores e para corrigir esse mecanismo patológico, as forças contrárias devem acontecer, como uma concêntrica dos eversores e uma excêntrica dos inversores (Lee 2003). Outro fator que pode ser ponto de discórdia entre os estudos é a eficiência do posicionamento do sujeito no dinamômetro, além da tentativa de isolamento de alguns grupos musculares e da utilização correta de somente o segmento que está sendo avaliado executar a força.

9.14 Modelo de Regressão Logística Multivariada

Na análise final dos resultados do presente estudo, observou-se que 4 variáveis foram preditoras da lesão entorse do tornozelo. O membro inferior dominante foi uma variável capaz de indicar que o atleta possui suscetibilidade para essa lesão. Segundo Murphy et al. (2003) geralmente a associação entre o membro inferior dominante e a lesão é controversa. Alguns estudos como Ekstrand e Gillquist (1983), Baumhauer et al. (1995), Orchard (2001) e Faude et al. (2006), relataram uma associação entre a dominância de um membro e a lesão. Principalmente Baumhauer et al. (1995) referem que a perna esquerda, quando é a dominante é a que apresenta maior propensão para a entorse de tornozelo, quando comparada com a perna direita. A partir disso, pode-se discutir que quando o atleta apresenta dominância na perna esquerda, a predisposição a lesão fica mais aumentada. Nessas condições faz-se necessário um cuidado especial para esse grupo, proporcionando um incremento proprioceptivo para esse membro inferior esquerdo mais que no direito, a fim de minimizar os efeitos desse processo. Isso pode ser feito através de um aumento do treinamento de propriocepção, realizados em pranchas instáveis (proposta por Freeman, 1965) e em apoio unipodal, aumentando-se o tempo para o membro inferior esquerdo.

Outro fator listado como de risco para a entorse foi a não utilização de amortecedor no tênis. Os resultados da presente pesquisa indicaram que a utilização de amortecedor no tênis é um fator de proteção para as entorses de tornozelo, pois 90,8% dos atletas, do grupo sem lesão, apresentavam este

implemento em seus tênis. Porém, essa relação entre os modelos ou tipo de tênis e lesões do tornozelo é pouco investigada. Acredita-se que a presença de um amortecedor embaixo do calcâneo, ou seja, na região do retropé, tende a elevar esse compartimento do pé deixando-o mais instável. Porém, faz-se necessário cuidar se esse amortecedor apresenta a elevação do retropé ou não. Caso, haja essa elevação do retropé, apontada como suscetível à instabilidade no estudo de McKay et al. (2001), a proposta de um treinamento de propriocepção pode ser uma garantia da redução das entorses de tornozelo. Esse argumento, talvez seja o fator de maior relevância para a explicação dos resultados dessa variável, no presente estudo, pois, essa proposta era exatamente a que era executada pela maioria dos atletas da pesquisa, que utilizavam em seus treinos físicos, um treinamento de propriocepção, causando, dessa forma, um mascaramento na possível instabilidade que esse pé pudesse apresentar, tornando-o, então protegido da lesão estudada.

O terceiro fator apontado como preditor da lesão no modelo de regressão, foi o posicionamento que o atleta executava na quadra. As posições ala, ponta, saída de rede e oposto, foram as posições indicadas como risco para sofrerem entorse de tornozelo. Segundo a literatura, o posicionamento dos jogadores na quadra parece não ter relação com a entorse da articulação do tornozelo. Esta falta de consenso é apontada nos tempos de jogos, diferente entre os esportes, trocas constante de posicionamento entre os jogadores, principalmente no voleibol. Porém, o importante é ressaltar, que em qualquer uma das duas modalidades estudadas os movimentos que os jogadores executam na quadra, estão intimamente ligados ao seu posicionamento, e assim, a execução de saltos,

individual ou em conjunto, principal movimento realizado pelas posições dos alas, pontas, saída de rede e oposto, são os apontados como os de maior risco de sofrer a entorse de tornozelo. Assim sendo, os atletas da presente pesquisa, apresentam resultados que podem ser considerados fator de confusão, deixando em dúvida se esses resultados são realmente procedentes em relação a entorse de tornozelo ou se são mascarados por essa função dupla de muitos atletas. A sugestão é trabalhar com o reforço muscular adequado para os membros inferiores, através do equilíbrio entre inversores e eversores de tornozelo, e treinamento de propriocepção dinâmico, com enfoque para os gestos executados pelos atletas como deslocamentos repentinos, saltos, aterrissagens e frenagens.

O último fator preditor da lesão entorse de tornozelo, apontado no modelo de regressão logística multivariada foi o tempo de reação do músculo fibular curto ser maior que 80ms. Essa variável é amplamente estudada na literatura para os estudos sobre instabilidade ou estabilidade da articulação do tornozelo (Konradsen e Ravn, 1990; Karlsson e Andreasson,1992; Karlsson e Lansinger, 1992; Konradsen et al.1997). Estes estudos apontam para os valores acima de 80 ms como valores de instabilidade. Todos os estudos utilizaram metodologia semelhante à desta pesquisa para avaliação desta variável. Assim sendo, por este fator ser intrínseco ao atleta, à literatura aponta para o treinamento proprioceptivo como o único método capaz de treinar os proprioceptores articulares para a prevenção da instabilidade articular. A proposta de um treinamento intenso é defendida nos estudos de Renström e Lynch (1999). Outros estudos avaliaram esse treinamento e acompanharam as respostas do tempo de reação durante as semanas e verificaram também que este diminuía significativamente a

instabilidade nos atletas ou sujeitos com presença de lesão (ver estudos nos quadros 16 e 17).

Por fim, a probabilidade da lesão entorse de tornozelo pode ser baixa se o atleta se apresentar com as características de pelo menos uma das variáveis como: utilizar o membro inferior esquerdo (probabilidade de lesão=23,5%), ou, não usar amortecedor (probabilidade de lesão=23,7%), ou, ser de posicionamento ala/ponta/saída rede/oposto (probabilidade de lesão=38,1%) ou apresentar um tempo de reação do músculo fibular curto menor que 80 ms (probabilidade de lesão=11,8%).

Enquanto esta probabilidade pode ser bastante grande se o atleta apresentar associações desses fatores que são preditores como: membro inferior esquerdo e não usar amortecedor e posição ala/ponta/saída rede (probabilidade de lesão=83,4%), ou membro inferior esquerdo e não usar amortecedor e tempo de reação do músculo fibular curto maior que 80 ms (probabilidade de lesão=52,1%), ou membro inferior esquerdo e posição ala/ponta/saída rede e tempo de reação do músculo fibular curto maior que 80 ms (probabilidade de lesão=68,3%) e não usar amortecedor e posição ala/ponta/saída rede e tempo de reação do músculo fibular curto maior que 80 ms (probabilidade de lesão=68,5%).

10 CONCLUSÃO

Este estudo mostrou que os fatores de risco que predis põem os atletas à entorse de tornozelo são: o membro inferior dominante esquerdo, a não utilização de amortecedores no tênis, as posições de ala, ponta, saída de rede e oposito na quadra e o tempo de resposta eletromiográfica do músculo fibular curto maior que 80ms, no grupo com lesão. Porém, não se pode afirmar que os outros fatores não sejam preditores da entorse também. A predição da ocorrência de entorse de tornozelo apontada para as quatro variáveis juntas é de 86,1%. Predizer a entorse de tornozelo, baseado neste valor, é um risco que se assume à medida que não se levam em conta outras variáveis existentes como a altura do salto dos atletas serem diferentes, de possuírem tamanhos de pés (bases) também diferentes, além de velocidades de deslocamentos, aterrissagens e frenagens, também diversos entre si. Muitas são as variáveis, que ainda precisariam ser estudadas para predizer a entorse em atletas de basquetebol e voleibol.

O percentual da predição é um valor grande que poderia se arriscar para apontar alguns fatores, mas não se pode afirmar. Para esta pesquisa, assim como na literatura, a variação metodológica, o tamanho amostral, os cálculos estatísticos e diferentes populações são fatores que podem interferir em muitos resultados.

11 DIREÇÕES FUTURAS

Outras pesquisas poderiam aumentar o tempo de acompanhamento de seus atletas, na tentativa de se obter um maior número de atletas no grupo com lesão e assim, apontar mais achados na comparação entre esses grupos, além de incentivar futuros estudos na prevenção dos fatores de riscos apontados, através do treinamento proprioceptivo estático e dinâmico apresentado largamente na literatura.

12 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Amiridis IG , Hatzitaki V , Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*. 350:137-40, 2003.
2. Arena SS, Carazzato JG. A relação entre o acompanhamento médico e a incidência de lesões esportivas em atletas jovens de São Paulo. *Ver. Brás. Med. Esp.* 13(4):217221, 2007.
3. Azevedo CCF, Azevedo Souza J, Pettersen RDS. – Mudanças relacionadas à idade nos ajustes posturais compensatórios. Dissertação de Mestrado – PPGCMH – ESEF/UFRGS, 2005.
4. Backous DD, Friedl KE, Smith NJ, et al. Soccer injuries and their relation to physical maturity. *Am J of Diseases in Children*. 142:839–42, 1988.
5. Bahr R, Lian O, Bahr IA. A twofold reduction in the incidence of acute ankle sprains in volleyball after the introduction of an injury prevention program: a prospective cohort study. *Scand J Med Sci Sports*. 7:172–7, 1997.
6. Bahr R, Bahr, IA. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injuries mechanisms and risk factors. *Scand. J. Med. Sci. Sports*. 7(3): 166 -71, 1997.
7. Balduini FC, Tetzlaff J. Historical perspectives on injuries of the ligaments of the ankle. *Clin. Sports Med*. 1: 3 – 12, 1982.
8. Balduini FC, Vegso JJ, Torg JS, Torg E. Management and rehabilitation of ligamentous injuries to the ankle. *Sports Med*. 4: 364-80, 1987.
9. Barrett JR, Tanji JL, Drake C, Fuller D, Kawasaki RI, Fenton RM. High-versus low-top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players: a prospective randomized study. *Am J Sports Med*. 21:582–85, 1993.
10. Barrett J, Bilisko T. The role of shoes in the prevention of ankle sprains. *Sports Med*. 20:277–80, 1995.
11. Basmajian JV, De Luca CJ. Description and analysis of the EMG signal. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Ed. John Butler. Baltimore, Williams and Wilkins, 19 –167, 1985.

12. Baum BS, Li Li. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J of Electromyography and Kinesiology*, 13:181-90, 2003.
13. Baumhauer JF, Alosa DM, Renström FH, Trevino S, Beynnon B. A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med*. 23: 564-70, 1995.
14. Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom AF, et al. Test-retest reliability of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med*. 23:571-4, 1995.
15. Beachy G, Akau CK, Martinson M, et al. High school sports injuries. A longitudinal study at Punahou School: 1988 to 1996. *Am J Sports Med*. 25:675-81, 1997.
16. Bell NS, Mangione TW, Hemenway D, et al. High injury rates among female army trainees: a function of gender? *Am J Prev Med*. 18(suppl 3):141-6, 2000.
17. Benesch S, Putz W, Rosenbaum D, Becker H. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clinical Biomechanics* 15:21-8, 2000.
18. Bennell KL, Malcolm SA, Thomas SA, et al. Risk factors for stress fractures in track and field athletes. A twelve-month prospective study. *Am J Sports Med*, 24:810-18, 1996.
19. Bernier JN, Perrin DH, Rijke AM. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J. Athl. Train*. 32: 226-32, 1997.
20. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther*. 27(4):264-75, 1998.
21. Beynnon B, Ryder S, Konradsen L, et al. The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception. *Am J Sports Med*, 27:150-5, 1999.
22. Beynnon BD, Renström PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res*. 19:213-20, 2001.
23. Beynnon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review. *J. Athlet. Train*. 37(4):376-80, 2002.
24. Beynnon BD, Vacek PM, Murphy D, Alosa DM, Paller D. First-time inversion ankle ligament trauma the effects of sex, level of competition, and spor on the incidence of injury. *Am J Sports Med*, 33(10):1485-91, 2005.
25. Bouet V, Gahery Y. Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neuroscience Letters* 289:43-146, 2000.

26. Braun BL. Effects of ankle sprain in a general clinic population 6 to 18 months after medical evaluation. *Arch. Fam. Med.* 8: 143-148, 1999.
27. Briner WW, Kacmar L. Common injuries in volleyball. Mechanisms of injury, prevention and rehabilitation. *Sports Med.*, 24(1): 65-71, 1997.
28. Briner WW, Benjamin HJ. Volleyball injuries: managing acute and overuse disorders. *Phys Sportsmed*, 27:48-60, 1999.
29. Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morga DL, Proske U. A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Research* 771:251-58, 1997.
30. Brunt D, Andersen JC, Huntsman B, Reinhert LB, Thorell AC, Sterling JC. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Med. Sci. Sports Exercise*, 24(2): 171-76, 1992.
31. Buckley BD, Kaminski TW, Powers ME, Ortiz C, Hubbard TJ. Using reciprocal muscle group ratios to examine isokinetic strength in the ankle: a new concept. *J. Athl. Train.* 36:S-93, 2001.
32. Cailliet R. *Pé e tornozelo*. São Paulo: Manole, 1976.
33. Campbell et al. *Cirurgia Ortopédica*. Editora Panamericana. Oitava edição. Volume 3 -Pág. 2544, Buenos Aires, Argentina, 1994.
34. Carazzato JG, Campos LAN, Carazzato SG. Incidência de lesões traumáticas em atletas competitivos de dez tipos de modalidades esportivas. *Rev. Bras. de Ortop.*, 27(10):745-58, 1992.
35. Cardoso JR, et al. Influência da utilização da órtese de tornozelo durante atividades do voleibol: avaliação eletromiográfica. *Rev Bras Med Esp.*,11(5):276-80, 2005.
36. Chabran E, Maton B, Fourment A. Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *J of Electromyography and Kinesiology* 12: 67-79, 2002.
37. Chan KM, Yuan Y, Li CK, Chien P, Tsang G. Sports causing most injuries in Hong Kong. *Br. J. Sports Med.*, 27(4): 263-67, 1993.
38. Chandy TA, Grana WA. Secondary school athletic injury in boys and girls. A three year comparison. *Phys. Sports Med.*,13:106-11, 1985.
39. Chomiak J, Junge A, Peterson L, Dvorak J. Severe injuries in football players: influencing factors. *Am J Sports Med.*,28(5 suppl):58-68, 2000.

40. Christensen K. Successful ankle sprain management. *Dynamic Chiropractic*, 18(21), 2000.
41. Cohen M, Abdalla RJ, editores. *Lesões nos esportes: diagnóstico, prevenção e tratamento*. Rio de Janeiro: Revinter, 394-97, 2003.
42. Correia PP, Santos PM, Veloso A. *Electromiografia – Fundamentação Fisiológica, Método de Recolha e Processamento e Aplicações Cinesiológicas – Faculdade de Motricidade Humana – Universidade Técnica de Lisboa*, 1993.
43. Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med*, 2:773–7, 1993.
44. Dahle L, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 14:70–4, 1991.
45. Deitch JR, Starkey C, Walters SL, Moseley JB. Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women’s National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am. J. Sports Med*, 34(7): 1077-83, 2006.
46. DeLee J C, Drez D Jr. *Orthopaedic Sports Medicine – Principle and Practice - Volume 02 – 1705 – 67*, 1994.
47. Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J. Orthop. Sports. Phys Ther.*, 32(4):166-73, 2002.
48. Departamento Médico e de Fisioterapia do Clube Poliesportivo Grêmio Náutico União, Arquivos (fichários médicos e fisioterapêuticos), 2005.
49. Derscheid GL, Brown WC. Rehabilitation of the ankle. *Clin. Sports Med.*, 4(3): 527-44, 1985.
50. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 26(2): 73-7, 1997.
51. Eils E, Demming C, Kollmeier G, Thorwesten K, Völker D, Rosenbaum. Restriction of motion during simulated inversion on a tilting platform in ten different ankle braces. *Symp. On Footwear Biomechanics*, 2001.

52. Ekstrand J, Gillquist J, Möller M, Öberg B, Liljedahl S O. Incidence of soccer injuries and their relation to training and team success. *Am J Sports Med.*, 11:63–7, 1983.
53. Ekstrand J, Gillquist J. Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 15:267–70, 1983.
54. Ekstrand J, Gillquist J. The avoidability of soccer injuries. *Int J Sports Med*, 4:124–8, 1983.
55. Ekstrand J, Tropp H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot & Ankle.*, 11:41–4, 1990.
56. Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL. Goniometric reliability in a clinical setting. Subtalar and ankle joint measurements. *Phys Ther*, 68:672–7, 1988.
57. Enoka, R.M. *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 2ª ed. São Paulo. Ed. Manole, 2000.
58. Evans T, Hertel J, Sebastianelli W. Bilateral deficits in postural control following lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int.* 25(11):833-9, 2004.
59. Faude O, Junge A, Kindermann W, Dvorak J. Risk factors for injuries in elite female soccer player. *Br. J. Sports Med.* 40(9):785-90, 2006.
60. Fernandes N, Allison GT, Hopper D. Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. *Clin. Orthop.* 375:193-201, 2000.
61. Ferretti A, De Carli A, Papandrea P. *Volleyball Injuries – A Colour Atlas of Volleyball Traumatology* – Federation Internationale de Volleyball – Lasanne, Suisse. First edition: 27-41, 1994.
62. Freeman MAR. Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J. Bone Joint Surg.*, 47B, 661-7, 1965a.
63. Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J. Bone Joint Surg.*, 47B, 669-77, 1965b.
64. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IMF. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J. Bone Joint Surg.*, 47B, 648-85, 1965.
65. Freeman MAR, Wyke BD. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyography study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors: Upon reflex activity in the leg muscles. *Br. Joint. Surg.*, 54: 990-1001, 1967.

66. Fu ASN, Hui-Chan CWY. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprain. *Am. J. Sports. Med.* 33:1174-82, 2005.
67. Gandevia SC. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motor neurones and motor cortical drive. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162:275-83, 1998.
68. Gantus MC, Prevalência de lesões musculoesqueléticas em atletas de basquetebol de elite (Dissertação). São Paulo: *Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina*, 2001.
69. Gantus MC, Assumpção JD. Epidemiologia das lesões do sistema locomotor em atletas de basquetebol. *Acta Fisiátrica*, 9:77-84, 2002.
70. Garrick JG. The frequency of injury mechanism of injury and epidemiology of ankle sprains. *Am. J. Sports. Med.* 5:241-42, 1977.
71. Garrick JG. Epidemiologic perspective. *Clin Sports Med.* 1:13, 1982.
72. Garrick JG, Schelkun, P.H. Managing ankle sprains: keys to preserving motion and strength. *The Phys. and Sportsmed.* 25 (3), 1997.
73. Giladi M, Milgrom C, Simkin A, et al. Stress fractures and tibial bone width. A risk factor. *J Bone Joint Surg [Br]*, 69:326–9, 1987.
74. Gomes CTS. A instabilidade astragalina. Sua interpretação. A manobra de inversão. *Rev. Bras. de Ortop.*, 28(3): 139-43, 1993.
75. Gomez E, Delee JC, Farney WC. Incidence of injury in Texas girls High School Basketball. *Am. J. Sports. Med.* 24:684-7, 1996.
76. Gross MT. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgments of joint position. *Phys. Ther.*, 67(10): 1505-09, 1987.
77. Gross MT, Liu HY. The role of ankle bracing for prevention of ankle sprain injuries. *J. Orthop. Sports Phys Ther*, 33(10): 572-7, 2003.
78. Gross P, Marti B. Risk of degenerative ankle joint disease in volleyball players: study of former elite. *Int. J. Sports. Med.*, 20(1): 58-63, 1999.
79. Guyton AC. *Fisiologia Humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.
80. Gwinn DE, Wilckens JH, McDevitt ER, et al. The relative incidence of anterior cruciate ligament injury in men and women at the United States Naval Academy. *Am J Sports Med*, 28:98–102, 2000.

81. Hay L, Redon C. Development of postural adaptation to arm raising. *Exp Brain Res.*, 139: 224-32, 2001.
82. Hägglund M, Waldén M, Ekstrand J. Previous injury as a risk factor for injury in elite football: a prospective study over two consecutive seasons. *Br. J. Sports. Med.* 40(9):767-72, 2006.
83. Herzog W and Ter Keurs HEDJ. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Pflugers Arch.*, 411:642-47, 1988b.
84. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Sluterbeck JR. Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: The effects of puberty and sex. *Clin J Sport Med*, 16:298-304, 2006.
85. Hill JM. Increase in the discharge of muscles spindles during diaphragm fatigue. *Brain Research.*, 918:166-70, 2001.
86. Hintermann B. Biomechanics of the ankle joint: injury mechanisms. *Swiss Surg.* 4:63-9, 1998.
87. Hintermann B. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Med. and science in sports and exercise.* 31:459S-69S, 1999.
88. Hockembury RT, Sammarco GJ. Evaluation and treatment of ankle sprains. *The Physician and Sports Med.* 29(2): 57-64, 2001.
89. Hodgson B, Tis L, Cobb S, Higbie E. The effect of external ankle support on vertical ground-reaction force and lower body kinematics. *J Sport Rehabil*, 14:301-12, 2005.
90. Holmer P, Sondergaard L, Konradsen L, Nielsen PT, Jorgensen LN. Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. *Foot & ankle.* 15(2): 72-4, 1994.
91. Hopper D, Allison G, Fernandes N, O`Sullivan L, Wharton A. Reliability of the peroneal latency in normal ankles. *Clin. Orthop.* 350:159-65, 1998.
92. Hosea TM, Carey CC, Harrer MF. The gender issue: epidemiology of ankle injuries in athletes who participate in basketball. *Clin. Orthop.* (372):45-9, 2000.
93. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing factors to chronic ankle instability. *Foot & ankle.* 28(3): 343-54, 2007.
94. Imamura M. Avaliação isocinética dos pés de homens adultos normais, Dissertação (mestrado), *Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo*, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, 1994.

95. Irrgang JJ, Whitney SL, Cox ED. Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. *J. Ports Rehabil.* 3:68-83, 1994.
96. Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Susak Z, Lotem M. Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int. J. Sports Biomech.* 2: 100-09, 1986.
97. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br. J. Sports Med.* 31(3):65-7, 1997.
98. Jarde O, Duboille G, Abi-Raad G, Boulu G, Massy S. Ankle instability with involvement of the subtalar joint demonstrated by MRI. Results with the Castaing procedure in 46 cases. *Acta Orthop Belg.* 68(5):515-28, 2002.
99. Javed A, Less WA. Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle. *Foot and ankle surgery* 5(3):159, 1999.
100. Jerosch J, Prymka M. Proprioception and joint stability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 4(3): 171-9, 1996.
101. Joanne E, Bullock- Saxton, Phty B. Sensory changes associated with severe ankle sprain. *Scand J. Rehab. Med.*, 27(3): 161-7, 1995.
102. Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 18(3): 497-501, 1993.
103. Jones BH, Bovee MW, Harris JM, III, et al. Intrinsic risk factors for exercise-related injuries among male and female army trainees. *Am J Sports Med*, 21:705–10, 1993.
104. Junge A, Langevoort G, Pipe A, Peytavin A, Wong F, Mountjoy M, Beltrami G, Terrell R, Holzgraefe M, Charles R, Dvorak J. Injuries in team sport tournaments during the 2004 Olympic Games. *Am J Sports Med* ,34(4):565–76, 2006.
105. Kaminski TW, Perrin DH, Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. *J. Athl. Train.* 34: 239-45, 1999.
106. Kaminski TW, Powers ME, Buckley BD, Hubbard TJ, Ortiz C. The influence of strength and proprioception training on strength and postural stability in individuals with unilateral functional ankle instability. *J. Athl. Train.* 36:S-93, 2001.
107. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Essentials of Neural Science and Behavior.* Norwalk, Connecticut.: Appleton e Lage,501-26,1995.
108. Karlsson J, Bergstern T, Peterson L. Reconstruction of the lateral ligament of the ankle for chronic lateral instability. *J. Bone Joint Surg.* 70-A:581-8, 1988.

109. Karlsson J, Bergstern T, Lasinger O, Peterson L. Surgical treatment of chronic lateral instability of the ankle joint. *Am. J. Sports Med.* 17:268-74, 1989.
110. Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *Am. J. Sports Med.* 20:257-61, 1992.
111. Karlsson J, Peterson L, Andreasson GO, Högfors C. The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study. *Int. J. S. Biomech.*, 8(2): 129-44, 1992.
112. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, et al. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* ,27:585–93, 1999.
113. Knapik JJ , Sharp MA , Canham-Chervak M , et al. Risk factors for training-related injuries among men and women in basic combat training. *Med Sci Sports Exerc* ,33:946–54, 2001.
114. Kofotolis ND, Kellis E, Vlachopoulos SP. Ankle sprain injuries and risk factors in amateur soccer players during a 2-year period. *Am J Sports Med*,35(3):458–66, 2007.
115. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop. Scand.* 61(5):388-390,1990.
116. Konradsen, L, Ravn, JB Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int. J. Sports. Med.*, 12(3):290-2, 1991.
117. Konradsen L, Ravn JB, Sorensen AI. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J of Bone and Joint Surgery. Britsh* 75: 433-6, 1993.
118. Konradsen L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am . Sports Med.* 25:54-8, 1997.
119. Konradsen L, Olesen S, Hansen HM. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am J Sports Med.* 26(1):72-7=7, 1998.
120. Lambson RB, Barnhill BS, Higgins RW. Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injury: a three-year prospective study. *Am J Sports Med*,24:155–9,1996

121. Latash ML, Ferreira SS, Wieczrek SA, Duarte M. Movement sway: changes in postural voluntary shifts of the center of pressure. *Exp Brain Res*, 150:314-24, 2003.
122. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin. Biomech.* 11(3):176-8, 1996.
123. Leanderson J, Wykman A, Eriksson E. Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surg. Sports Traum. and Arthrosc.* 1:203-5, 1993.
124. Lee H, Liao J, Cheng C, Tan C, Shih J. Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical Biomechanics.*, 18: 843-7, 2003.
125. Lentell GL, Katzman LL, Walters MR. The relationship between muscle function and ankle stability. *J.Orthop. Sports Phys. Ther.* 11: 605-11, 1990.
126. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med.*, 25(1): 130-7, 1997.
127. Lephart S, Fu F. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability. Champaign, IL: *Human Kinetics*, 2000.
128. Loës M, Dahlstedt LJ, Thomée R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scand J Med Sci Sports*,10:90-97, 2000.
129. Löfvenberg R, Kärrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 23(4):414-7,1995.
130. Löfvenberg R, Karrholm J, Sundelin G. Proprioceptive reaction in the healthy and chronically unstable ankle joint. *Sportverletz Sportschaden*, 10(4): 79-83, 1996.
131. Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renström PA, et al. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med.*, 24: 362-9, 1996.
132. Lynch SA, Renström PA. Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative versus surgical treatment. *Sports Med.*, 27(1):67-71, 1999.
133. Lysens R, Steverlynck A, Van den Auweele Y. The predictability of sports injuries. *Sports Med.* 1:6-10, 1984.

134. Maehlum S, Daljord OA. Acute sports injuries in Oslo: a one-year study. *Br. J. Sports Med.*, 18(3): 181-5, 1984.
135. Marck RP. Ankle injuries in athletes. *Clin Sports Med.* 1:71, 1980.
136. Marques AP. *Manual de Goniometria*. Editora Manole. São Paulo, 1997.
137. Marr S, Rubin A. Sports Injuries & Emergencies. A Quick-Response Manual. *McGraw-Hill Medical Publishing Division*, 2003.
138. Mattacola e Dwyer. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability . *J of athletic training.*, 37(4): 413-29, 2002.
139. McComas AJ. *Skeletal Muscle – Form and Function*. United States of America: *Human Kinectics*, (4), p.47-55.,1996.
140. McCloskey DI. Kinesthetic sensibility. *Physician Review*, 58:763-820, 1978.
141. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med.*,10(4):239–44, 2000.
142. McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med.*, 34(7):1103-11, 2006.
143. McHugh MP, Tyler TF, Tetro DT, Mullaney MJ, Nicholas SJ. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: the role of hip strength and balance ability. *Am J Sports Med.*, 34(3):464-70, 2006.
144. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br. J. Sports Med.*, 35(2):103-8, 2001.
145. Meeuwisse WH, Sellmer R, Hagel BE. Rates and risks of injury during intercollegiate basketball. *Am J Sports Med.*, 31(3):379-85, 2003.
146. Mei-Dan O, Kahn G, Zeev A, Rubin A, Constantini N, Even A, Nyska M, Mann G The medial longitudinal arch as a possible risk factor for ankle sprains: a prospective study in 83 female infantry recruits. *Foot Ankle Int.*,26(2):180-3, 2005.
147. Messina DF, Farney WC, DeLee JC. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med*, 27:294–9, 1999.
148. Michelson JD, Hutchins C. Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 77(2): 219-24, 1995.

149. Milgrom C, Shlamkovitch N, Finestone A, et al. Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Foot & Ankle*, 12:26–30, 1991.
150. Moreira P, Gentil D, Oliveira C. Prevalência de lesões na temporada de 2002 da seleção brasileira masculina de basquete. *Rev. Bras. Med. Esporte*, 9(5), 2003.
151. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee Raymond WY. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 35, 245-50, 2003.
152. Murphy DF, Connolly DAJ, Beynon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br. J. Sports. Med.* 37(1):13-29 2003.
153. Myklebust G, Haehlum S, Holm I, et al. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scand J Med Sci Sports* ,8:149–53, 1998.
154. Nashner LM. Practical biomechanics and physiology of balance. In: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM, eds. *Handbook of balance function testing*. St. Louis: Mosby Yearbooks:261–79, 1993.
155. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J of Biomechanics* 30:1051-8, 1997.
156. Nielsen AB, Yde J. Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. *Am J Sports Med* ,17:803–7, 1989.
157. Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. John Wiley & Sons, Toronto, 1994.
158. Nitz AJ, Dobner, JJ, Kersey D. Nerve injury and grades II and III ankle sprains. *Am J Sports Med*. 13: 177-182, 1985.
159. Norkin CC, White J. *Medida do Movimento Articular - Manual de Goniometria*. Segunda edição - Editora: Artes Médicas. São Paulo, 1997.
160. Noronha M, Refshauge KM, Herbert, RD, Kilbreath, SL, Hertel, J. Do voluntary strength, proprioception, range of motion, or postural sway predict occurrence of lateral ankle sprain? *Br. J. Sports Med*, 40(10): 824-8, discussion 828, 2006.
161. O'Donoghue DH. Treatment of injuries to athletes. *Philadelphia. W.B. Saunders*, 1970.

162. Orchard J, Seward H, McGivern J, et al. Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers. *Am J Sports Med*,29:196–200, 2001.
163. Orchard JW. Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in Australian football. *Am J Sports Med*,29:300–3, 2001.
164. Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain *Am J Sports Med.*, 29(5):627-32, 2001.
165. Ostenberg A, Roos H. Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scand J Med Sci Sports*,10:279–85, 2000.
166. Ottaviani RA, Hutchinson C, et al. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med.* 24:800-9, 1996.
167. Pedowitz DI, Reddy S, Parekh SG, Huffman GR, Sennett BJ. Prophylactic bracing decreases ankle injuries in collegiate female volleyball players. *Am J Sports Med.* 36(2):324-7, 2008.
168. Prager BI, Fitton WL, Cahill BR, et al. High school football injuries: a prospective study and pitfalls of data collection. *Am J Sports Med*,17:681–5, 1989.
169. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture* 21:48-8, 2005.
170. Renström Per AFH, Lynch SA. Lesões ligamentares do tornozelo. *Rev. Bras. Med. Esp.*, 5(1): 13-23, 1999.
171. Riach CL, Starkes JL. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait & Posture*, 1:105-11, 1993.
172. Richie Jr DH. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *J Foot Ankle Surg.* 40(4):240-51, 2001.
173. Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin. J. Sports Med.* 14(6):332-38, 2004.
174. Ryan L. Mechanical instability, muscle strength, and proprioception in the functionally unstable ankle. *Austral J. Physiother.* 40: 41-7, 1994.

175. Sacco ICN, Takahasi HY, Vasconcellos AA, Suda EY, Bacarin TA, Pereira CS, Battistella LR, Kavamoto C, Lopes JAF, Vasconcelos JCP. Influência de implementos para o tornozelo nas respostas biomecânicas do salto e aterrissagem no basquete. *Rev. Bras. Med. Esp.* 10(6), 2004.
176. Salci Y, Kentel BB, Heycan C, Akin S, Korkusuz F. Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clin Biomech. (Bristol, Avon)*, 19(6):622-8, 2004.
177. Schafle MD. Common Injuries in Volleyball. Treatment, prevention and rehabilitation. *Sports Med.*, 16(2): 126-9, 1993.
178. Schafle MD, Requa RK, Patton WL, Garrick JG. Injuries in the 1987 National Amateur Volleyball Tournament. *A.M.J. Sports Med.*, 18: 624-31, 1990.
179. Seil R, Rupp S, Tempelhof S, et al. Sports injuries in team handball. A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. *Am J Sports Med*,26:681-7, 1998.
180. Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *J. Athl. Train.* 43(2):164-71, 2008.
181. Sherrington CS. On the proprioceptive system, especially in its reflex aspects. *Brain* 29: 467-82, 1906.
182. Sheth P, Yu B, Laskowski ER, An KN. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med.*, 25(4): 538-43, 1997.
183. Sitler MR , Ryan J , Wheeler B , et al. The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball: a randomized clinical study at West Point. *Am J Sports Med.*,22:454-61,1994.
184. Silva AS, Abdalla RJ, Fisberg M. Incidência de lesões musculoesqueléticas em atletas de elite do basquetebol feminino. *Acta Ortop. Bras.* 15(1):43-6, 2007.
185. Slijper H, Latash ML, Mordkoff JT. Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Research*, 924:184-97, 2002.
186. Soderman K , Alfredson H , Pietila T , et al. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 9:313-21, 2001.
187. Stech M, Smulsky V. The estimation criteria of jump actions of high performance female volleyball players. *Med Sports Press*,13:77-81, 2007.

188. Steinbrück K. Epidemiology of sports injuries – 25 years – analysis of sports orthopedic traumatologic ambulatory care. *Sportverletz Sportschaden*, 13(2):38-52, 1999.
189. Stevenson MR, Hamer P, Finch CF, et al. Sport, age, and sex specific incidence of sports injuries in Western Australia. *Br J Sports Med*,34:188–94, 2000.
190. Stuart MJ, Smith A. Injuries in Junior A ice hockey. A three-year prospective study. *Am J Sports Med*,23:458–61, 1995.
191. Surve I, Schweltnus MP, Noakes T, Lombard C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *Am J Sports Med.*, 22:601–6, 1994.
192. Taimela S, Kujala UM, Osterman K. Intrinsic risk factors and athletic injuries. *Sports Med*, 9:205–15, 1990.
193. Taimela S, Österman K, Kujala U. Motor ability and personality with reference to soccer injuries. *J.Sports Med. Phys. Fitness*, 30: 194-201, 1990.
194. Thomas Jerry R, Nelson Jack K. Métodos de Pesquisa em Educação Física, Ed. Artmed (2002). Tradução: Dr Marcos Ikeda. São Paulo: Manole, 2001. Tradução: Fernando Gomes do Nascimento. São Paulo – Manole, 2000.
195. Thonnard JI, Plaghki L, Willems P, Benoit JC. Pathogenesis of ankle sprain: testing on a hypothesis. *Medica Physica*, 9: 141-5, 1986.
196. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *Am J Sports Med*,12:185–8, 1984.
197. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc.*,16:64–6., 1984.
198. Tropp, H., Odenrick, P., Gillquist, J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int. J. Sports Med.* 6: 180-182, 1985.
199. Tropp H, Askling C, Gillquist J. Prevention of ankle sprains. *Am J Sports Med.*,13:2259–621, 1985.
200. Tropp H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *Int. J. Sports Med.* 7: 291-4, 1986.
201. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single limb stance. *J. Orthop. Res.* 6: 833-9, 1988.

202. Tropp H, Hannu A, Renström Per AFH. Proprioception and Coordination Training in Injury Prevention. Sports Injuries – Basic principles of prevention and care – *Blackwell Scientific Publications* – Volume IV - 21: 277-90,1993.
203. Twellaar M, Verstappen FT, Huson A, et al. Physical characteristics as risk factors for sports injuries: a four year prospective study. *Int J Sports Med*,18(1):66–71, 1997.
204. 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.*, 34(3):471-5, 2006.
205. Vaes P, William D, Gheluwe BV. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J. Athl. Train.*, 37(4): 475-80, 2002.
206. Verhagen EA, Van der Beek AJ, Bouter LM, Bahr RM, Van Mechelen W A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *Br. J. Sports Med.*, 38(4):477-81, 2004.
207. Verhagen E, Beek AVD, Twisk J, Bouter L, Bahr R, Mechelen WV. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains. *Am J Sports Med.*, 32(6):1385-93, 2004.
208. Viladot A. *Dez lições de patologia do pé*. Ed. Roca. 1ª edição. São Paulo, 1986.
209. Watson AW. Ankle sprains in players of the field-game Gaelic football and hurling. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 39(1): 66-70, 1999.
210. Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin. J. Sports. Med.*, 8:187-94, 1998.
211. Wiesler ER, Hunter MD, Martin DF, Curl WW, Hoen H. Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *Am J Sports Med.*,24:754–7, 1996.
212. Wilkerson GB. Ankle injuries in athletes. *Primary Care*. 19:377-92, 1992.
213. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26:78-86, 1997.
214. Willems TM, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, Clercq P. Proprioception and muscle strenght in subjects with a history of ankle sprains and cronic instability. *J of athletic training*, 37(4):487-93,2002.

215. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. *Am J Sports Med.* ,33(3):415-23, 2005 .
216. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in female: a prospective study. *Scand. J Med. Sci. and Sports.* ,15(5):336, 2005 .
217. Williams JG. Aetiologic classification of sports injuries. *Br J Sports Med.* 1971,4:228–30, 1971.
218. Williams DS, III McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech* ,16:341–7, 2001.
219. Wolfe MW, Uhl TL, Mattacola CG, McCluskey LC. Management of ankle sprain. *American Family Physician*, 63(1), 2001.
220. Wyke B: Articular neurology: a review. *Physiotherapy*,58(3):94-9, 1972.
221. Zelisko JA, Noble HB, Porter M. A comparison of men's and women's professional basketball injuries. *Am J Sports Med*,10:297–9, 1982.
222. Zöch C, Fialka – Moser V, Quittan M. Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. *Br J Sports Med*, 37(4): 291:5, 2003.

13 ANEXOS

Anexo 1 - Termo de Aprovação do Comitê de Ética da UFRGS

(Projeto n° 2006564)

- Foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião n° 8, ata n° 74, de 27/07/2006, de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Anexo 2 - Termos de Autorizações Institucional

Ao Gerente de Esportes do Clube Grêmio Náutico União,

Sr. José Marcos Lopes Da Rosa - (Gerente de Esportes do Clube Grêmio Náutico União)

Termo de Autorização Institucional

Eu, **ADRIANA MORÉ PACHECO**, aluna de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano / UFRGS sob a orientação da professora Dr^a. Flávia Meyer, venho por meio desta solicitar a vossa autorização para selecionar os atletas de basquetebol e voleibol do Clube Grêmio Náutico União, para a participação como sujeitos da pesquisa de doutorado.

A presente pesquisa tem como título “Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos” a realizar-se no Laboratório de Pesquisa do Exercício – LAPEX - da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Este trabalho tem como objetivo predizer os fatores de risco de uma entorse de tornozelo em um atleta através de variáveis intrínsecas e extrínsecas. Para a realização desses procedimentos, será necessária a utilização de dois questionários: um com perguntas fechadas sobre os fatores intrínsecos e extrínsecos que envolvem o atleta, e outro questionário contendo informações sobre o a lesão, quando ela ocorrer. Será necessária também, a utilização de quatro equipamentos para as medidas de outras variáveis intrínsecas. O primeiro é um eletromiógrafo para medir a atividade muscular e então obter a resposta sobre a velocidade de reação do músculo. Para isso faz-se necessária a fixação de pequenos eletrodos auto-adesivos sobre a pele do paciente. Para a fixação dos eletrodos serão feitas a assepsia (limpeza da pele com algodão e álcool) e tricotomia (raspagem dos pêlos com gilete descartável) da pele. O segundo aparelho é uma prancha retangular, sobre a qual o atleta ficará em pé (com os eletrodos fixados), de olhos abertos. Essa prancha possui um dispositivo eletrônico que ao ser ativado provoca um movimento na articulação do tornozelo, controlado e limitado pelo próprio aparelho, simulando uma entorse (torção) articular. Para a segurança do avaliado, a prancha possui seu movimento limitado, não alcançando o limite de movimento articular. Dessa forma o indivíduo fica livre de qualquer risco de lesão. O terceiro aparelho é uma plataforma de força de formato quadrado, sobre o solo, conectada a um computador que permite a avaliação do controle da postura do atleta em vários eixos. E por fim, o quarto aparelho, que é um dinamômetro isocinético multiarticular, disponível no ambiente da coleta dos dados e que medirá a relação de forças dos músculos do tornozelo.

Para tornar possível a realização deste projeto, faz-se necessário a autorização por escrito do responsável pelo setor, através do termo de autorização institucional, consentindo que a pesquisadora realize a coleta dos dados na qual

os participantes e/ou seus responsáveis serão esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos a serem realizados.

Eu _____ após ser devidamente esclarecido, sobre o objetivo, riscos, benefícios, e procedimentos do presente estudo, autorizo a pesquisadora Adriana Moré Pacheco a selecionar os atletas do Clube Grêmio Náutico União, quando for necessário para então, realizar a pesquisa de doutorado, sob orientação da Prof^a. Dra. Flávia Meyer.

Gerente de Esportes do G.N.U.

Porto Alegre, Julho de 2006.

Ao Coordenador da Equipe de Basquetebol do Clube Grêmio Náutico União:

Sr. João Nely Niederauer de Souza

Termo de Autorização Institucional

Eu, **ADRIANA MORÉ PACHECO**, aluna de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano / UFRGS sob a orientação da professora Dr^a. Flávia Meyer, venho por meio desta solicitar a vossa autorização para selecionar os atletas de basquetebol e voleibol do Clube Grêmio Náutico União, para a participação como sujeitos da pesquisa de doutorado.

A presente pesquisa tem como título “Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos” a realizar-se no Laboratório de Pesquisa do Exercício – LAPEX - da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Este trabalho tem como objetivo prever os fatores de risco de uma entorse de tornozelo em um atleta através de variáveis intrínsecas e extrínsecas. Para a realização desses procedimentos, será necessária a utilização de dois questionários: um com perguntas fechadas sobre os fatores intrínsecos e extrínsecos que envolvem o atleta, e outro questionário contendo informações sobre o a lesão, quando ela ocorrer. Será necessária também, a utilização de quatro equipamentos para as medidas de outras variáveis intrínsecas. O primeiro é um eletromiógrafo para medir a atividade muscular e então obter a resposta sobre a velocidade de reação do músculo. Para isso faz-se necessária a fixação de pequenos eletrodos auto-adesivos sobre a pele do paciente. Para a fixação dos eletrodos serão feitas a assepsia (limpeza da pele com algodão e álcool) e tricotomia (raspagem dos pêlos com gilete descartável) da pele. O segundo aparelho é uma prancha retangular, sobre a qual o atleta ficará em pé (com os eletrodos fixados), de olhos abertos. Essa prancha possui um dispositivo eletrônico que ao ser ativado provoca um movimento na articulação do tornozelo, controlado e limitado pelo próprio aparelho, simulando uma entorse (torção) articular. Para a segurança do avaliado, a prancha possui seu movimento limitado, não alcançando o limite de movimento articular. Dessa forma o indivíduo fica livre de qualquer risco de lesão. O terceiro aparelho é uma plataforma de força de formato quadrado, sobre o solo, conectada a um computador que permite a avaliação do controle da postura do atleta em vários eixos. E por fim, o quarto aparelho, que é um dinamômetro isocinético multiarticular, disponível no ambiente da coleta dos dados e que medirá a relação de forças dos músculos do tornozelo.

Para tornar possível a realização deste projeto, faz-se necessário a autorização por escrito do responsável pelo setor, através do termo de autorização institucional, consentindo que a pesquisadora realize a coleta dos dados na qual os participantes e/ou seus responsáveis serão esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos a serem realizados.

Eu _____ após ser devidamente esclarecido, sobre o objetivo, riscos, benefícios, e procedimentos do presente estudo, autorizo a pesquisadora Adriana Moré Pacheco a selecionar os atletas de basquetebol do Clube Grêmio Náutico União, quando for necessário para então, realizar a pesquisa de doutorado, sob orientação da Prof^a. Dra. Flávia Meyer.

Coordenador da Equipe de Basquetebol do G.N.U.

Porto Alegre, Julho de 2006.

Ao Coordenador da Equipe de Voleibol do Clube Grêmio Náutico União:

Sr. Dênio Luiz Dos Santos Peixoto

Termo de Autorização Institucional

Eu, **ADRIANA MORÉ PACHECO**, aluna de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano / UFRGS sob a orientação da professora Dr^a. Flávia Meyer, venho por meio desta solicitar a vossa autorização para selecionar os atletas de basquetebol e voleibol do Clube Grêmio Náutico União, para a participação como sujeitos da pesquisa de doutorado.

A presente pesquisa tem como título “Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos” a realizar-se no Laboratório de Pesquisa do Exercício – LAPEX - da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Este trabalho tem como objetivo prever os fatores de risco de uma entorse de tornozelo em um atleta através de variáveis intrínsecas e extrínsecas. Para a realização desses procedimentos, será necessária a utilização de dois questionários: um com perguntas fechadas sobre os fatores intrínsecos e extrínsecos que envolvem o atleta, e outro questionário contendo informações sobre o a lesão, quando ela ocorrer. Será necessária também, a utilização de quatro equipamentos para as medidas de outras variáveis intrínsecas. O primeiro é um eletromiógrafo para medir a atividade muscular e então obter a resposta sobre a velocidade de reação do músculo. Para isso faz-se necessária a fixação de pequenos eletrodos auto-adesivos sobre a pele do paciente. Para a fixação dos eletrodos serão feitas a assepsia (limpeza da pele com algodão e álcool) e tricotomia (raspagem dos pêlos com gilete descartável) da pele. O segundo aparelho é uma prancha retangular, sobre a qual o atleta ficará em pé (com os eletrodos fixados), de olhos abertos. Essa prancha possui um dispositivo eletrônico que ao ser ativado provoca um movimento na articulação do tornozelo, controlado e limitado pelo próprio aparelho, simulando uma entorse (torção) articular. Para a segurança do avaliado, a prancha possui seu movimento limitado, não alcançando o limite de movimento articular. Dessa forma o indivíduo fica livre de qualquer risco de lesão. O terceiro aparelho é uma plataforma de força de formato quadrado, sobre o solo, conectada a um computador que permite a avaliação do controle da postura do atleta em vários eixos. E por fim, o quarto aparelho, que é um dinamômetro isocinético multiarticular, disponível no ambiente da coleta dos dados e que medirá a relação de forças dos músculos do tornozelo.

Para tornar possível a realização deste projeto, faz-se necessário a autorização por escrito do responsável pelo setor, através do termo de autorização institucional, consentindo que a pesquisadora realize a coleta dos dados na qual os participantes e/ou seus responsáveis serão esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos a serem realizados.

Eu _____ após ser devidamente esclarecido, sobre o objetivo, riscos, benefícios, e procedimentos do presente estudo, autorizo a pesquisadora Adriana Moré Pacheco a selecionar os atletas de voleibol do Clube Grêmio Náutico, quando for necessário para então, realizar a pesquisa de doutorado, sob orientação da Prof^a. Dra. Flávia Meyer.

Coordenador da Equipe de Voleibol do G.N.U.

Porto Alegre, Julho de 2006.

Anexo 3 - Termo de Consentimento Informado Livre e Esclarecido

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
MESTRADO / DOUTORADO**

Linha de Pesquisa: Neuromecânica do Movimento Humano

Objetivos: Identificar as variáveis intrínsecas e extrínsecas de atletas de basquetebol e voleibol como preditoras da entorse de tornozelo, através da avaliação dos fatores intrínsecos como: histórias prévias de entorse de tornozelo, sexo do atleta, massa corporal e estatura do atleta, membro inferior dominante, tipo anatômico de pé, hiperlassidão ligamentar do tornozelo, amplitude de movimento do complexo tornozelo-pé, tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares, controle postural do atleta e torque muscular dos inversores e eversores do tornozelo e da avaliação dos fatores extrínsecos como: tipo de tênis, uso de órteses (*braces*), ocorrência das lesões em treinos e jogos, frequência e duração dos treinos e jogos e posicionamento do jogador na quadra. A principal área de investigação desta linha de pesquisa é a biomecânica.

Título do Projeto: **Predição da ocorrência de entorse de tornozelo em atletas de basquetebol e voleibol através da identificação de riscos intrínsecos e extrínsecos**

Investigadores: Dra. Flávia Meyer e Adriana Moré Pacheco

Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação adicional, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar do mesmo a qualquer momento. Você vai responder a um questionário de avaliações sobre suas variáveis intrínsecas e extrínsecas com relação a articulação do tornozelo e também ser solicitado a participar dos seguintes testes:

Avaliação Goniométrica: Sentado em uma maca, você terá de realizar movimentos ativos com seus tornozelos, que serão medidos por um goniômetro, pelos pesquisadores,

Eletromiografia: Existem dois tipos de eletromiografia, e será usado apenas, um tipo nesse estudo, que consiste num método não invasivo, onde serão posicionados, na pele, eletrodos auto-adesivos e descartáveis. A pele de sua perna será depilada com aparelho de gilete descartável, apenas no local que compreende o ventre muscular dos músculos que serão utilizados para o estudo e esses se localizam, nas faces anterior e lateral da perna (1/3 abaixo da cabeça da fíbula). Antes da colocação dos eletrodos sua pele será limpa com algodão embebido em álcool e será produzida uma abrasão na pele (vermelhidão),

Plataforma de inversão: Foi utilizada em alguns trabalhos como, por exemplo, de Isakov et al. (1986), Konradsen e Ravn (1990) e Karlsson et al. (1992) e Löfvenberg et al. (1995), para simular um movimento de inversão da articulação do tornozelo, e determinaram que é seguro para a articulação não provocando danos articulares, nem dor. Esta plataforma serve para analisar a resposta muscular que irá ocorrer com o estiramento que acontecerá na musculatura estudada. A plataforma que será utilizada neste estudo compreende 30°.

Após o item 2, você ficará em pé, sob a plataforma de inversão (item 3), com os pés descalços, joelhos estendidos e braços entrelaçados sobre o abdômem. Você usará um rádio-fone e ficará de costas para a pesquisadora. Oito movimentos de inversão do tornozelo serão produzidos de forma aleatória nos dois tornozelos,

Controle Postural: Consiste numa plataforma de força, de formato quadrado, pequena, localizada no nível do solo, da sala de biomecânica da ESEF/UFRGS, conectada a um computador, onde você ficará de pé, em apoio unipodal, descalço, por 30 segundos, de olhos abertos, para um ponto fixo. Depois o mesmo procedimento será feito com a outra perna.

Dinamômetro Isocinético: Você ficará deitado em uma cadeira/maca, onde seu tornozelo e pé ficarão fixados em um aparelho (dinamômetro isocinético - Cybex), onde você irá realizar as suas forças máximas para os movimentos de inversão e eversão (três vezes) e eversão e inversão (três vezes) dos dois tornozelos, separadamente.

O tempo total necessário para a realização dos testes acima é, em média, de uma hora e trinta minutos.

Riscos e Benefícios: Apesar de não haver um benefício direto a você pelo seu envolvimento nesse estudo, você ajudará a investigar quais medidas que foram coletadas em você, poderá ser capaz de prever uma entorse de tornozelos em esportes, cuja lesão é de grande importância e necessita de afastamento das quadras durante seu tratamento.

Os riscos ao participante são: a questão estética no caso de o participante ser do sexo masculino, por uma parte da sua perna ficar depilada por alguns dias até que ocorra o crescimento natural dos pêlos no local depilado e vermelhidão na pele devido à colocação dos eletrodos na mesma. Poderá ocorrer uma certa preocupação por parte do participante, devido ao procedimento utilizado para inverter, novamente a articulação que já havia sido lesada, porém está assegurado que esse procedimento pode ser realizado sem danos ao participante, no período em que se encontra após a sua lesão (a partir de 01 mês), segundo estudos de DeLee e Drez (1994) e Hockembury e Sammarco (2001).

Confidencialidade: Todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados pessoais serão os investigadores envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente a informação relativa à sua participação nesse projeto, e você concorda em participar como sujeito. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento que assim o queira. A sua participação continuada deve ser tão bem

informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve se sentir à vontade para solicitar esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação. Se ocorrer qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor contactar a fisioterapeuta Adriana Moré Pacheco (Fone: 51 99510440). Se você tiver dúvidas relacionadas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contactar com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (e-mail: www.ufrgs.br/Propesq), mencionando o projeto descrito acima.

Assinatura Participante (atleta)

Nome por Extenso (atleta)

anos

() Equipe de Basquetebol

() Equipe de Voleibol

Adriana Moré Pacheco
Pesquisadora

Porto Alegre, _____ de _____ de 200_____.

Anexo 3A - Termo de Consentimento Informado aos Pais ou Responsáveis

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
MESTRADO / DOUTORADO
TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO**

Eu, _____, autorizo meu (minha) filho (a) _____ a participar da pesquisa de Doutorado de Adriana Moré Pacheco e Dra. Flávia Meyer, sem dúvidas a esclarecer.

Eu, _____ **NÃO** autorizo meu (minha) filho(a) _____ a participar da pesquisa de Doutorado de Adriana Moré Pacheco e Dra. Flávia Meyer.

Assinatura do Responsável

Porto Alegre, _____ de _____ de 200____.

Anexo 3 – Ficha de Avaliação

1. Nome*: _____
2. Idade*: _____ anos
3. Data de Nascimento*: _____/_____/_____
4. Data da Avaliação: _____/_____/_____
5. Modalidade Esportiva*: () Basquetebol () voleibol
6. Categoria*: () Infantil (cadete) () Infanto/Juvenil () Juvenil
7. Sexo: () M () F
8. Massa corporal: _____ Kg
9. Estatura: _____ m
10. Membro inferior dominante*: () Direito () Esquerdo
11. Hiperlassidão Ligamentar do Tornozelo: () Sim () Não
OBS: Avaliação pelo teste de gaveta anterior.
12. Possui histórias prévias de entorse de tornozelo*? () Sim () Não
13. Quantas entorses*? _____ Direito _____ Esquerdo () Não
14. Há quanto tempo o último episódio*? _____ D _____ E
15. Tempo de prática esportiva*: _____ anos.
16. Onde ocorreu mais lesões*: () treinos () jogos () ambos
17. Frequência dos treinos*: _____ vezes por semana.
18. Duração dos treinos*: _____ horas por dia.
19. Qual o tipo de tênis*: () com amortecedor () sem amortecedor
20. Uso de *brace* para treinar ou jogar*: () Sim () Não () Às vezes
21. Qual o seu posicionamento na quadra*: _____

OBS: _____

* Respondido pelo atleta.

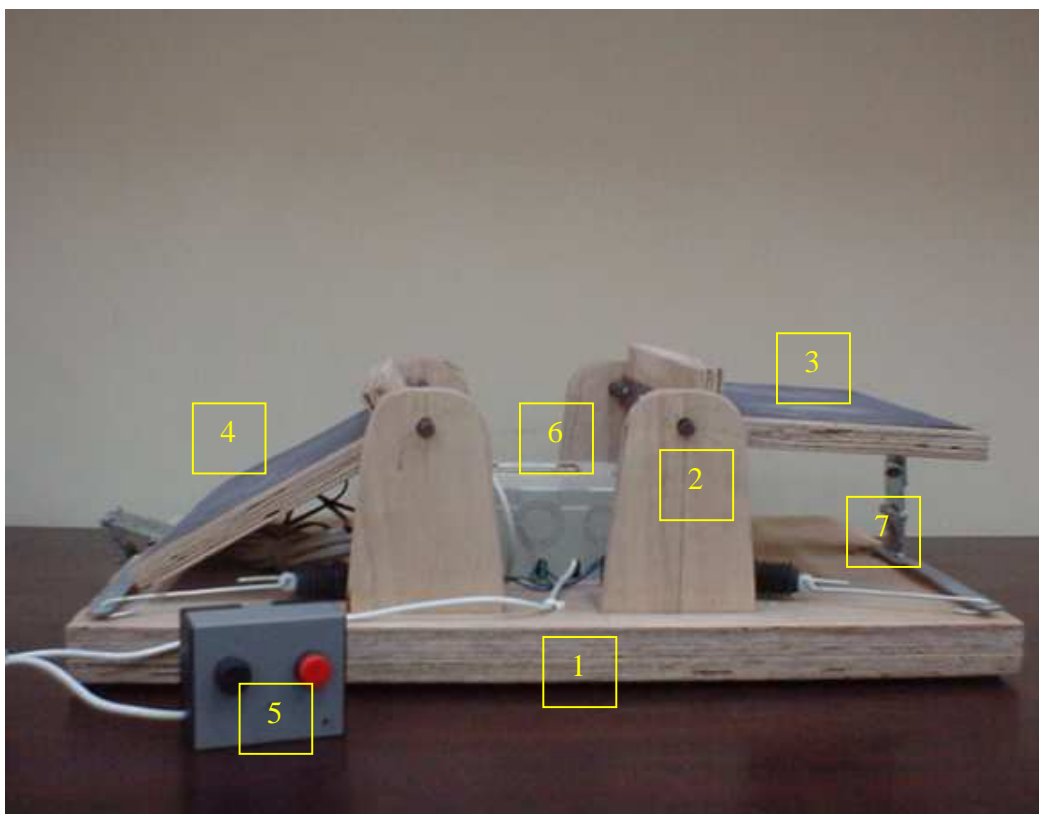
Anexo 5 – Questionário I - (Pós-Lesão)

1. Nome: _____
2. Idade: _____ anos
3. Data de Nascimento: _____/_____/_____
4. Data da Avaliação: _____/_____/_____
5. Modalidade Esportiva: () Basquetebol () voleibol
6. Categoria: () Infantil (cadete) () Infanto/Juvenil () Juvenil
7. Quanto tempo faz da entorse? _____
8. Onde ocorreu à lesão? () durante o treino () durante a competição (jogo)
9. Como foi o mecanismo da lesão? () inversão () eversão
10. Qual a classificação da lesão, pelo médico? () Grau I () Grau II () Grau III
11. Como aconteceu a lesão? () correndo () em cima do pé de outro jogador
() após um salto sozinho () outro _____
12. Fazia algum tipo de prevenção para a entorse de tornozelo?
() sim () não
13. Qual tipo de prevenção? () Força muscular () Propriocepção

OBS: _____

OBS: Respondido pelo atleta em forma de entrevista pela fisioterapeuta do Clube.

Anexo 4 - Medidas da Plataforma Eletrônica de Inversão do Tornozelo



- Baseada na plataforma do estudo de Karlsson et al. (1992).
- Confeção: Marcenaria do Grêmio Náutico União.
- Instalação Elétrica: Eng. Antônio de Melo Braga.
- Data da confecção: Junho de 2004.

As medidas da plataforma eletrônica:

- 1) Tábua de base = 63 cm de comprimento, 43 cm de largura e 04 cm de espessura.
- 2) Triângulo de madeira arredondado em seu ápice = 12,5 cm de altura (neles estão presos os eixos das tábuas que realizavam a inversão do pé).
- 3) Tábua de inversão (cada) = 17 cm de comprimento, 32 cm de largura e 03 cm de espessura, com uma altura de 09 cm entre o calcâneo do pé do sujeito e a tábua de base.
- 4) Ângulo de inversão = 30 graus.
- 5) Sincronismo eletrônico por botões independentes
- 6) Dispositivo eletrônico = 220 Volts
- 7) Sistema que produz a inversão da plataforma

Anexo 7 – Artigo da Plataforma de Inversão*

*Anais XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005. p. 85-87.

PLATAFORMA DE INVERSÃO PARA SIMULAÇÃO DO EVENTO DE ENTORSE DE TORNOZELO

Adriana Moré Pacheco^{1,2}, Flávia Meyer¹, Caroline Gassen², Marcelo dos Santos Ferrarez Paiva¹, e Antônio de Melo Braga³ e Jefferson Fagundes Loss¹

¹ ESEF/UFRGS – Escola de Educação Física / Universidade Federal do Rio Grande do Sul

² GNU – Grêmio Náutico União, ³ Engenheiro Elétrico

Abstract: The platform that allow the ankle inversion can be to make use in studies that aim simulate similar motion that ocure during the ankle sprains. The purpouse of this study was detail a eletric inversion plataform construction. Was constructed for the study a wood plataform with two rectangular planks that permites to be tilted 30°. An electrical circuit was instalated on the plataform to generate a eletric sing that indicate the start of the motion the ankle inversion. The movable plataform tilted was mensured through a eletrogoniometric and the inclination angular speed was mensured with differents loads on the plataform. We concluded that the tilted was 30° and the inclination angular speed don't suffer influence with a differents loads.

Key-words: inversion platform, ankle, spray event.

Introdução

Uma plataforma ou prancha que permita a inversão do pé (no plano frontal ou coronal) pode ser utilizada em pesquisas que objetivam simular um movimento semelhante ao que ocorre durante uma entorse de tornozelo. Uma entorse de tornozelo depende da angulação de inversão sofrida por esta articulação concomitantemente com a velocidade do evento. Alguns estudos que utilizaram esse equipamento em suas metodologias, avaliaram o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do pé, após uma entorse da articulação do tornozelo, e os resultados desses estudos variaram de acordo com o ângulo de inversão da plataforma para o tornozelo [1,2,3,4,5,6,7,12].

Embora muitas pesquisas utilizem a plataforma de inversão para simulação de uma entorse de tornozelo, nenhum estudo realmente exemplificou sua forma de confecção. O presente estudo tem por objetivo detalhar a construção de uma plataforma eletrônica de inversão, medidas utilizadas, circuito eletrônico, avaliação da angulação e velocidade angular de queda da plataforma móvel com diferentes massa corporals, para que esta possa ser reproduzida facilmente por pesquisas futuras que necessitem deste recurso como forma de avaliação.

Materiais e Métodos

Foi construída uma plataforma eletrônica, a partir do modelo manual proposto por Karlsson et al. [3]. Essa plataforma é composta por duas pranchas móveis retangulares de madeira, independentes uma da outra, acopladas a uma base, também de madeira. As pranchas são articuladas com sua mobilidade limitada a um único grau de liberdade: rotação em torno de um eixo fixo. Esta rotação, partindo de uma posição inicial paralela ao solo possui uma amplitude total de 30 graus. As pranchas, quando em equilíbrio horizontal, são apoiadas, em sua borda lateral oposta ao eixo de rotação, por um dispositivo mecânico articulado. Os componentes da plataforma podem ser vistos na Figura 1.

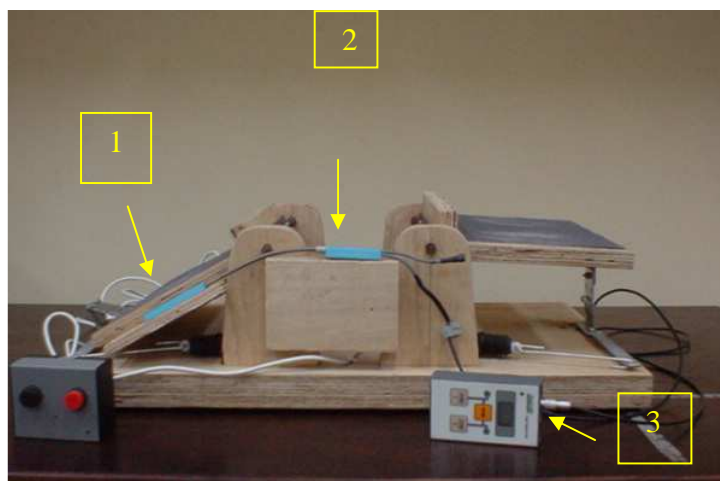


Figura 1 - Demonstração do eletrogoniômetro (haste móvel) medindo o ângulo de queda da plataforma do lado esquerdo.

- [1] – Posicionamento da haste móvel do eletrogoniômetro
- [2] – Posicionamento da haste fixa do eletrogoniômetro
- [3] – Sistema de Medição composto por um condicionador de sinais do eletrogoniômetro

O Quadro 1 apresenta as dimensões dos principais componentes da plataforma. O centro do eixo de rotação de cada prancha encontra-se a 17 cm de estatura da base.

Quadro 1: Medidas da plataforma construída

Estrutura	Medidas: (comprimento x estatura x espessura)cm
Base	63 x 43 x 04
Prancha de inversão	32 x 17 x 03

Quando posicionado sobre a plataforma o indivíduo apoia os pés sobre cada uma das pranchas, que deverão estar inicialmente paralelas ao solo. Dessa forma, as pranchas permitem uma “queda” do pé que nela estivesse apoiado e, por consequência, uma inversão do tornozelo. As pranchas por serem independentes permitem o movimento isolado de cada articulação. Um circuito eletrônico foi instalado na plataforma a fim de gerar um sinal elétrico que indicava o início do movimento de inversão do tornozelo. Esse

sistema também serve para sincronizar os eventos de inversão do tornozelo com a ativação elétrica do músculo, que é analisado por meio da eletromiografia.

O acionamento eletrônico permite que o pesquisador se mantenha afastado para poder acionar os botões sem que o indivíduo perceba qual tornozelo iria sofrer a inversão. Este procedimento garante o “fator surpresa”, colaborando para que o sujeito não utilize nenhum mecanismo de proteção (contração muscular antes da inversão do pé), fator importante a ser considerado para a análise eletromiográfica, posteriormente. Sheth et al. [7] também utilizaram uma plataforma semelhante em seu estudo e concluíram, que o “design” de sua plataforma, não causou lesão ou desconforto para os sujeitos de sua amostra.

Depois de confeccionada a plataforma foi utilizado um eletrogoniômetro da marca Biometrix modelo XM 110 para o registro do ângulo de inversão com possibilidade de calcular a velocidade de movimento através da derivação de curva do ângulo em função do tempo. O eletrogoniômetro foi conectado a um computador Pentium II, 600 MHz, através de um conversor analógico digital, Computer Boards, modelo CIO-DAS16Jr, 16 bits, a uma taxa de amostragem de 2000 Hz. A velocidade angular foi calculada em 5 situações diferentes para posterior comparação das velocidades angulares com diferentes cargas colocadas sobre a plataforma:

1. Sem nenhuma carga,
2. Carga de 111,2 N (25 libras)
3. Carga de 222,4 N (50 libras)
4. Carga de 333,6 N (75 libras)
5. Carga de 444,8 N (100 libras)

Resultados

Ao analisar o pico de velocidade e a velocidade angular média com diferentes massa corporals sustentados pela plataforma, verificou-se uma grande diferença das velocidades angulares sem massa corporal quando comparadas com carga. A partir do momento em que os massa corporals foram colocados os picos de velocidade aumentaram conforme aumentou o massa corporal, entretanto tiveram uma pequena variação. E esta variação foi menor ainda quando comparadas as velocidades médias em diferentes massa corporals. As velocidades angulares podem ser verificadas no Quadro 2.

Quadro 2: Velocidades Angulares

Massa corporals		VAM (°s)
PVA (°s)		
Sem massa corporal		169,5
456,8		
25 libras	286,3	641,9
50 libras	293,4	667,4
75 libras	312,1	682,6
100 libras	317,9	692,8

VAM = Velocidade angular média
PVA = Pico de velocidade angular

Discussão

Estudos tem tentado documentar o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos eversores do pé, após uma entorse da articulação do tornozelo, e os resultados desses estudos variaram de acordo com o ângulo de inversão da plataforma utilizada na metodologia. Isakov et al. [1], Thonnart et al. [8] e Lynch et al. [9] que utilizaram uma plataforma com angulação menor de 30° (20°, 25° e 20°, respectivamente), não encontraram diferença no tempo de resposta eletromiográfica dos fibulares entre tornozelos lesionados e não lesionados. Johnson e Johnson [4] e Konradsen et al. [10] que utilizaram uma plataforma com uma angulação maior que 30° (35°) também não encontraram diferença estatisticamente significativa. As únicas pesquisas que encontraram diferença estatisticamente significativa entre o tempo de resposta eletromiográfica dos músculos fibulares do pé lesionado e não lesionado foram aqueles que utilizaram uma plataforma de 30° [2,3,5,11,12,13,14] confeccionada pelo presente estudo. Outro ponto que deve ser focado na pesquisa foi da importância da plataforma construída por um mecanismo eletrônico como a utilizada por Löfemberg et al. [5] e não manual como as de outros estudos [3,14]. Segundo Pacheco et al. [14], o sistema manual pode ser falho pelo fato do sujeito poder perceber a presença do avaliador e preparar a musculatura para a queda (falha no fator surpresa), sendo o sistema eletrônico mais confiável.

Os resultados encontrados sobre as velocidades angulares em relação a diferentes cargas são de grande importância já que se notificou que estas velocidades não alteram significativamente. Ou seja, a velocidade de inversão da plataforma para simulação de uma entorse de tornozelo não acarretará alteração conforme o massa corporal do atleta. Se levarmos em consideração que 75 libras equivalem a um atleta de 68 Kg e 100 libras a um atleta de 91 Kg, foi encontrado que a diferença de velocidade angular média e pico de velocidade entre estas duas cargas foi de apenas 1,8% e 1,5% respectivamente. Sendo assim, os resultados no início de ativação da resposta eletromiográfica dos músculos fibulares destes atletas durante uma inversão, não será alterada nos diferentes atletas pela velocidade angular, já que esta permanecerá constante, e sim, dependerá somente do tempo de ativação muscular de cada atleta.

Conclusão

A partir dos melhores resultados encontrados em diferentes estudos e das características mais relevantes em uma entorse de tornozelo, a presente pesquisa construiu uma plataforma e detalhou suas características, podendo desta forma, ser reproduzida facilmente por pesquisas futuras.

A plataforma eletrônica confeccionada possui 30° de queda e diferentes massa corporais a que ela foi submetida não tem influência sobre as velocidades angulares de queda da prancha móvel.

Agradecimentos

Ao mestre e colega da ESEF/UFRGS Fernando Diefentaeller pelo apoio e colaboração na execução das tarefas.

Referências:

- [1] ISAKOV, E., MIZRAHI, J., SOLZI, P. e SUSAK, Z. "Response of the Peroneal Muscles Sudden Inversion of the Ankle during Standing", *International J of Sports Biomechanic*. 2: 100-109, 1986.
- [2] KONRADSEN, L. and RAVN, J.B. "Ankle Instability Caused by Prolonged Peroneal Reaction Time", *Acta Orthop Scand*. 61(5): 388-390, 1990.
- [3] KARLSSON, J., PETERSON, L., ANDREASSON, G., and HÖGFORS, C. "The Unstable Ankle: A Combined EMG and Biomechanical Modeling Study", *International J of Sports Biomechanics*. 8(2): 129-144, 1992.
- [4] JOHNSON, M.B. e JOHNSON, C.L. "Electromyographic Response of Peroneal Muscles in Surgical and non surgical Injured Ankle during Sudden Inversion", *J of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 18(3): 497-501, 1993.
- [5] LÖFVENBERG, R., KARRHOLM, J., SUNDELIN, G. and AHLGREN, O. "Prolonged Reaction Time in Patients with Chronic Lateral Instability of the Ankle", *The American J of Sports Medicine*. 23(4): 414-417, 1995.
- [6] EBIG, M., LEPHART, S.M., BURDETT, R.G., MILLER, M.C. e PINCIVERO, D.M. "The Effect of Sudden Inversion Stress on EMG Activity of the Peroneal and Tibialis Anterior Muscles in the Chronically Unstable Ankle", *JOrthop.Sports Phys Ther.*, 26(2): 73 – 77, 1997.
- [7] SHETH. P., YU, B., LASKOVISKI, E.R. e AN, K.N. "Ankle Disk Training Influences Reaction Times of Selected Muscles in a Simulated Ankle Sprain", *The American J of Sports Medicine*. 25(4): 538-543, 1997.
- [8] THONNARD, J.L., PLAGHKI, L., WILLEMS, P. E BENOIT, J.C. "Pathogenesis of Ankle Sprain: Testing of a Hypothesis", *Medica Physica*. 9: 141-145, 1986.
- [9] LYNCH, S.A., EKLEND, D., RENSTROM, P.A. "Electromyographic Latency Changes in the Ankle Musculature during Inversion Moment", *American J of Sports Medicine*. 9:324-362, 1997.
- [10] KONRADSEN, L., RAVN, J.B. e SORENSEN, A.I. "Proprioception at the Ankle: the effect of Anesthetic Blockade of Ligament Receptors", *J of Bone and Joint Surgery*. 75: 433-436, 1993.
- [11] KONRADSEN, L. e RAVN, J.B. "Prolonged Peroneal Reaction Time in Ankle Instability", *International J of Sports Medicine*. 12: 290-292, 1991.
- [12] KONRADSEN, L. OLESEN, S., and HANSEN, H.M. "Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries", *American J of Sports Medicine*. 26(1):72-77, 1998.
- [13] BENESCH, S, PUTZ, W., ROSENBAUM, D. BECKER, H. "Reliability of peroneal reaction time measurements". *Clinical Biomechanics* 15:21-28, 2000.
- [14] PACHECO, A.M., VAZ, M.A. e PACHECO, I. "Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas e não atletas de voleibol que sofreram entorse de tornozelo". *Dissertação de Mestrado, ESEF-UFRGS, Porto Alegre, Novembro de 2001.*

Anexo 8 - Protocolo de Inversões do Pé na Plataforma (um dos modelos)

Nº _____

Data: ____/____/200____.

Nome: _____

Fone: _____

Idade: _____ anos

Modalidade: () basquetebol () voleibol

Nome do Arquivo EMG: _____

Valor do Ganho EMG: D _____ E _____

INVERSÕES	Tempo de resposta EMG (ms)
1. Fibulares Perna D*	
2. Fibulares Perna E**	
3. Fibulares Perna E	
4. Fibulares Perna E	
5. Fibulares Perna D	
6. Fibulares Perna D	
7. Fibulares Perna E	
8. Fibulares Perna D	

- O protocolo acima foi diferente para cada indivíduo da amostra. Este é apenas um exemplo de como ele foi aplicado.

* D = perna direita

** E = perna esquerda

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)