

Natália Mariana Silva Luna

**Análise isocinética do tornozelo e das forças de reação
de solo em corredores de longa distância e triatletas**

Dissertação apresentada a Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do Título de Mestre em
Ciências.

Programa de: Fisiopatologia Experimental

Orientadora: Profa. Dra. Júlia Maria D'Ándrea Greve

São Paulo

2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Luna, Natália Mariana Silva

Análise isocinética do tornozelo e das forças de reação de solo em corredores de longa distância e triatletas / Natália Mariana Silva Luna. -- São Paulo, 2010.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Fisiopatologia Experimental.

Orientadora: Júlia Maria D' Andréa Greve.

Descritores: 1.Fratura por estresse 2.Tíbia 3.Corrída 4.Triatlo 5.Força de reação do solo 6.Isocinética do tornozelo

USP/FM/DBD-460/10

DEDICATÓRIA

A **Deus**, por me proporcionar a dádiva da vida e a força necessária para enfrentar todos os obstáculos.

Aos meus pais, **Yolanda e Aníbal**, por todo o amor, carinho e dedicação que me oferecem a cada dia e que me fazem ser uma pessoa digna e feliz.

Aos meus irmãos, **Hélder e Jonathas**, pela confiança e apoio no meu desenvolvimento profissional.

Aos meus avós maternos e paternos, **Benvindo, Alzira, Josefina e Francisco**, pelo exemplo de vida.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, por me proporcionar as condições necessárias para a realização desta pesquisa.

À minha orientadora, Profa. Dra. Júlia Maria D'Andréa Greve, minha grande mentora, uma profissional notável, humilde e dedicada. Agradeço pela confiança, carinho, paciência e compreensão. Obrigada pela condução exemplar pelos caminhos da ciência e do conhecimento, pelos grandes ensinamentos e incentivo.

À minha banca de qualificação, pela orientação brilhante que forneceram para a conclusão desta caminhada.

As funcionárias do Laboratório de Estudo do Movimento, Lúcia, Odete e Édina, pela atenção, paciência e colaboração essencial.

As funcionárias do Programa de Pós-Graduação em Ciências (Fisiopatologia Experimental), pela atenção, paciência e auxílio.

Aos voluntários desta pesquisa, que gentilmente se disponibilizaram para realizar as avaliações.

A todos os meus familiares, pela compreensão da minha ausência nos momentos de convívio familiar e torcida para meu sucesso acadêmico.

À minha tia Helena, pelas sábias orientações em todos os momentos de incertezas e pelo estímulo aos meus objetivos acadêmicos.

À Michele, amiga e orientadora de especialização, que contribuiu de forma significativa para a minha escolha de cursar um mestrado e que ajudou sempre que foi necessário.

À Ana Laura, amiga e companheira de apartamento, pelo companheirismo, amizade, carinho e respeito. Obrigada por me dar forças em todos os momentos, alegres e tristes, e por acreditar sempre em mim.

Aos meus amigos de Presidente Venceslau, que mesmo distantes, sempre acreditaram em mim e no meu trabalho. Obrigada pela força, confiança e compreensão da minha ausência nos momentos de convívio social.

À Danielle, amiga e companheira de apartamento, por me acolher em sua casa e confiar em mim. Obrigada pelo apoio, paciência e incentivo nos meus projetos.

Ao meu amigo Eduardo, que fez de forma exemplar as análises estatísticas deste trabalho. Agradeço pelo profissionalismo, amizade, apoio, paciência, carinho e dedicação.

Aos meus amigos, Angélica e Guilherme, pela confiança, auxílio, companheirismo, carinho e marcante incentivo.

“A vida se encolhe ou se expande proporcionalmente à coragem de cada um”.

Anais Nin

Esta dissertação esta de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

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

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertação, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Júlia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2^a ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

Lista de figuras.....	x
Lista de tabelas.....	xi
Lista de abreviaturas.....	xii
Lista de símbolos.....	xiii
Lista de siglas.....	xiv
Resumo.....	xvi
Summary.....	xvii
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivo.....	3
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	5
2.1 Fisiopatologias da fratura por estresse em atletas.....	6
2.2 Fraturas por estresse de tíbia em corredores de longa distância e triatletas..	8
2.3 A relação da fratura por estresse de tíbia com as forças de reação do solo e a fadiga muscular.....	8
2.4 Avaliação Cinética.....	10
2.5 Avaliação Isocinética.....	12
3 MÉTODOS.....	14
3.1 Tipos de estudo.....	15
3.2 Locais de desenvolvimento da pesquisa.....	15
3.3 Comitê de ética.....	15
3.4 Termos de consentimento livre e esclarecido.....	15
3.5 Casuística.....	15
3.5.1 Estruturação da amostra.....	15
3.5.2 Descrição da casuística.....	17

3.6 Procedimentos.....	17
3.6.1 Materiais.....	17
3.6.2 Avaliações.....	18
3.6.2.1 Avaliação da plataforma de força.....	19
3.6.2.1.2 Variáveis.....	21
3.6.2.2 Avaliação Isocinética.....	22
3.6.2.2.1 Variáveis.....	24
3.7 Análise estatística.....	25
4 RESULTADOS.....	27
4.1 Avaliação Cinética.....	28
4.2 Avaliação Isocinética.....	29
5 DISCUSSÃO.....	33
6 CONCLUSÕES.....	47
7 ANEXOS.....	49
Anexo A - Aprovação do Projeto pela CAPPESQ – HCFMUSP.....	50
Anexo B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	52
Anexo C – Questionário.....	57
Anexo D - Dados descritivos do tempo e do volume de treinamento dos atletas.....	60
Anexo E - Dados descritivos de possíveis fatores extrínsecos de lesão nos atletas.....	61
Anexo F - Dados descritivos das características da superfície de treinamento dos atletas.....	62
Anexo G - Dados descritivos do tipo e frequência de atividade física do grupo controle.....	63
8 REFERÊNCIAS.....	64

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Trajetos percorridos para avaliação cinética.....	20
Figura 2.	Variáveis cinéticas analisadas.....	22
Figura 3.	Paciente devidamente posicionado para avaliação isocinética.....	23

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Médias, desvios-padrão, valores mínimos e máximos da idade (anos), estatura (m) e massa corporal (kg) do Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.....	17
Tabela 2.	Médias e desvios-padrão (DP) das variáveis cinéticas e a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.....	28
Tabela 3.	Médias e desvios-padrão (DP) das variáveis isocinéticas na velocidade de 60° / segundo, no modo excêntrico-concêntrico (ECC/CO) e concêntrico-excêntrico (CO/ECC) e a comparação entre o Grupo de Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.....	29
Tabela 4.	Médias, desvios-padrão (DP) das variáveis isocinéticas na velocidade de 180° / segundo, no modo excêntrico-concêntrico (ECC/CO) e concêntrico-excêntrico (CO/ECC) e a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.....	30
Tabela 5.	Frequência absoluta e relativa do desempenho da contração excêntrica dos flexores plantares na velocidade de 180° / segundo, e a comparação entre o Grupo Triatleta , Grupo Corredor de longa distância e Grupo Controle....	32

LISTA DE ABREVIATURAS

et al. e outros

p. página

ed. edição

LISTA DE SÍMBOLOS

ms milisegundo

Km/h quilômetros por hora

Km quilômetros

m/s metros por segundo

° graus

LISTA DE SIGLAS

- FMUSP Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
- CAPPesq Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
- GT Grupo Triatleta
- GCL Grupo Corredor de longa distância
- GC Grupo Controle
- DP Desvio-padrão
- AMTI Advance Mechanical Technology Incorporated
- A/D Analógico para digital
- ST Tempo total de apoio no solo
- Fz Max Força máxima ao longo do eixo vertical
- Fz Avg Média das forças ao longo do eixo vertical
- FzMD Força correspondente a máxima desaceleração ao longo do eixo vertical
- FzMAccl. Força correspondente a máxima aceleração ao longo do eixo vertical
- FzMA@Time Tempo em que ocorre a Fz Max Accl.
- PT Pico de torque
- MTW Trabalho da repetição máxima
- TW Trabalho Total
- AT Tempo de aceleração
- DT Tempo de desaceleração
- DF Dorsiflexão
- FP Flexão-plantar

CO. Concêntrico

ECC. Excêntrico

ANOVA Análise de Variância

SPSS Statistical Package for Social Science

RESUMO

Luna NMS. Análise isocinética do tornozelo e das forças de reação de solo em corredores de longa distância e triatletas [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010. 82p.

Introdução: A associação da fadiga muscular com o aumento da força vertical de reação do solo representa risco para a fratura por estresse de tibia em esportes como a corrida de longa distância e o triatlo. **Objetivos:** analisar e comparar parâmetros do componente vertical das forças de reação do solo e parâmetros musculares isocinéticos da flexão-plantar (FP) e dorsiflexão (DF) do tornozelo entre corredores de longa distância, triatletas e indivíduos não-atletas. **Materiais e Métodos:** foram avaliados 75 indivíduos do sexo masculino, divididos em: Grupo Triatleta (GT) (n=26), Grupo Corredores de Longa Distância (GCL) (n=26) e Grupo Controle de não- atletas (GC) (n=23). Para avaliação da força vertical foi utilizada uma plataforma de força, onde os indivíduos realizaram passos de corrida em uma distância pré-determinada. Foram coletados dez passos (cinco com o membro direito e cinco com o esquerdo). A avaliação isocinética foi realizada no modo concêntrico/excêntrico e excêntrico/concêntrico da flexão-plantar (FP) e dorsiflexão (DF) do tornozelo direito e esquerdo. Foram feitas cinco repetições na velocidade de 60°/s e 30 repetições a 180°/s, com repouso de 10 segundos entre as séries. **Resultados:** O GC e o GT apresentaram forças verticais menores e maior tempo de contato com o solo e de aplicação da força na aceleração vertical máxima que o GCL. O tempo de aplicação de força foi maior no GC que o GT. A avaliação isocinética (180°/s) mostrou: maiores valores da DF excêntrica e FP concêntrica no GC e GT quando comparados com o GCL; maiores valores para DF concêntrica no GC comparado do GT e GCL e GT maior GCL; TA foi maior na DF excêntrica do GCL que GC; a maior relação agonista-antagonista FP e DF foi no modo concêntrico-excêntrico do GC quando comparado com GT e GCL. Na avaliação a 60°/s, maior PT durante a FP excêntrica e DF concêntrica no GC que GT e GCL e maior FP concêntrica no GT e GC. **Conclusões:** Os atletas mostraram menor força e resistência isocinéticas e maiores valores de impacto que os controles. Os triatletas tiveram menor impacto e melhor desempenho na variável de resistência muscular.

Descritores: 1.FRATURA POR ESTRESSE 2.TÍBIA 3.CORRIDA 4.TRIATLO 5.FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO 6.ISOCINÉTICA DO TORNOZELO

SUMMARY

Luna NMS. Ankle isokinetic analysis and ground reaction forces of long distance runners and triathletes [dissertation]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2010. 82p.

Introduction: The association of fatigue with increasing vertical force of ground reaction represent a risk for Tibial stress fracture in sports like long distance running and triathlon. **Objectives:** To analyze and compare the parameters of the vertical component of ground reaction forces and the parameters of muscle isokinetic ankle flexion-plantar (PF) and dorsiflexion (DF) among long distance runners, triathletes and non-athletes. **Materials and Methods:** total of 75 males, divided into three groups: Triathletes (GT) (n=26), Long Distance Runners (GR) (n=23) and non-athletes Controls (GC) (n=26) participated in the study. The force platform were used to record vertical forces and the subjects were instructed to perform race steps for a predetermined distance and to complete ten practical experience (five with the right limb and five with the left), which consisted of consistent landing from one of his feet in the center of the platform. The isokinetic evaluation was performed in the concentric/eccentric and eccentric/concentric ankle plantar-flexion (PF) and dorsiflexion (DF) (60°/s and 180°/s). **Results:**The GC and GT showed lower vertical forces, increased total time ground support and time of application of force at maximum vertical acceleration than GR. In this last variable, the GC had a time of application of force even greater than GT. To isokinetic evaluation at 180 ° / s, GT and GC presented TW significantly higher than GR, during DF eccentric and PF concentric; in DF concentric, the GC was higher than GR and GT and GT higher than GR; GR presented TA significantly higher than GT and GC, during DF eccentric; GC presented agonist-antagonist ratio for PF and DF in the concentric-eccentric mode, higher than GT and GCL. For evaluation at 60 °/s, the GC presented s PT significantly higher than GT and GR, during PF eccentric and DF concentric; FP concentric GC higher than GT. **Conclusions:** The athletes presented lower isokinetics strength and endurance and higher impact values than the controls. The triathletes had less impact and better performance in variable muscular endurance.

Descritores: 1.STRESS FRACTURE 2.TIBIA 3.RUN 4.TRIATHLON 5.FORCE OF GROUND REACTION 6.ANKLE ISOKINETIC

1. INTRODUÇÃO

A prática de esportes aeróbios, como a corrida de longa distância e o triatlo tem crescido nos últimos anos, assim como o número de lesões associados a tais práticas. As modalidades da corrida de longa distância abrangem desde as tradicionais provas de pista (Milha, 3.000m, 3.000m *Steeplechase*, 5.000m, 10.000m) como as de campo (distâncias diversas de *cross-country*) e rua (distâncias diversas, e as tradicionais: ½ maratona, maratona e ultra-maratona) (Laurino et al., 2003). Já o Triathlon é classificado em quatro categorias de distâncias: meia distância, olímpico, Meio Ironman e Ironman (Laurino et al., 2003). Corredores e triatletas que enfocam as provas de longa distância apresentam os membros inferiores como focos freqüentes de lesões de sobrecarga, das quais se destaca a fratura por estresse de tibia (Collins et al.,1989; O'Toole et al., 1989; Crosseley et al.,1999; Monteleone, 1995; Iwamoto & Tsuyoshi, 2003).

A fratura por estresse é de etiologia multifatorial e desenvolve-se por meio de sobrecarga repetitiva que altera a homeostase óssea, aumentando a atividade osteoclástica, com reparação inadequada (Young & McAllister, 2006; Raasch et al., 2006; Pepper et al., 2006). Existe uma variedade de fatores intrínsecos (anatômicos, biomecânicos, demográficos) ou extrínsecos (características relacionadas ao treinamento), que contribuem para o risco da fraturas por estresse (Pepper et al, 2006). A associação da fadiga muscular com o aumento da força vertical de reação do solo parece ser a situação que representa o maior risco para o aparecimento da fratura por estresse de tibia em esportes que envolvem corrida (Christina et al., 2001). Quando ocorre fadiga dos músculos do tornozelo, há perda da capacidade de contração excêntrica dos dorsiflexores durante o toque do calcanhar (Gerritsen et al., 1995), a transferência da energia mecânica entre as fases excêntrica e concêntrica é

reduzida (Mizrahi et al.,2000) e a capacidade desses músculos de dissipar as forças de impacto fica comprometida (Mizrahi et al.,2001).

A avaliação do desempenho muscular dinâmico em situações de fadiga ou esforço rápido pode ser realizada por meio do dinamômetro isocinético, método que pode determinar o padrão funcional da força e do equilíbrio muscular (Dvir, 2002). As forças que caracterizam impacto são representadas pela componente z do vetor das forças de reação do solo e podem ser mensuradas por meio da plataforma de força (Crossley et al., 1999), ferramenta mais utilizada para a análise da cinética do movimento (Dixon et al., 2006).

Enquanto a relação do risco da fratura por estresse de tíbia e aumento das forças de reação do solo em corredores de longa distância é estudada por vários autores (Grimston et al., 1991; Crossley et al., 1999; Ferber et al. 2002), não existem muitas pesquisas que fazem a análise concomitante dessas forças e do desempenho da musculatura do tornozelo (Mizrahi et al., 2000). O estudo comparativo dos parâmetros musculares (dinamometria isocinética) e cinéticos (plataforma de força) de triatletas, corredores de longa distância e indivíduos não treinados poderia ajudar a entender melhor os fatores predisponentes da fratura por estresse de tíbia nestes atletas e fornecer subsídios para o trabalho de reabilitação e de prevenção dessa lesão.

1.1. OBJETIVOS:

- Comparar a resistência e força da musculatura dorsiflexora e flexora-plantar do tornozelo, por meio de dinamometria isocinética, bem como variáveis

cinéticas relacionadas com a componente z do vetor das forças de reação de solo, por meio de uma plataforma de força, de corredores de longa distância, triatletas e indivíduos não-atletas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Fisiopatologia da fratura por estresse em atletas

A fratura por estresse foi descrita pela primeira vez em 1855 por Breithaupt e em 1958, Devas a relatou em atletas. A partir de então, outros estudos passaram a estudar a fratura por estresse e destacaram a de membros inferiores como uma das mais sérias lesões de overuse entre atletas (Mcbryde, 1975; Hulkko et al., 1987; Matheson et al., 1987; Jones et al., 1989; Sterling et al., 1992).

A microestrutura óssea trabecular e cortical responde ao estresse mecânico através do remodelamento celular e molecular (Carter & Caler, 1985; Beck, 1998; Bennell & Brukner, 2005; Diehl et al., 2006). Em circunstâncias de equilíbrio, há um processo de constante reparação, porém se uma área óssea é estressada continuamente, sem tempo para reparo, há o aparecimento de microfraturas (Bennell et al., 1996). Se houver persistência de aplicação de cargas sem reparação, as microfraturas se propagam através do osso e ocorre a fratura por estresse (Mori & Burr, 1993; Schaffler & Jepsen, 2000; Jones et al., 2002).

A fratura por estresse é multifatorial e os fatores contribuintes são divididos em intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos são demográficos (idade, gênero e raça), anatômicos (dismetria, arco alto do pé e joelho valgo) (Giladi et al., 1985; Simkin et al., 1989; Brunet et al., 1990; Finestone et al., 1991; Cowan et al., 1996; Korpelainen et al., 2001; Jones et al., 2002; Bennel e Brukner, 2005; Pepper et al., 2006; Snyder et al., 2006) e biomecânicos (densidade mineral e geometria óssea). A geometria óssea pode ser um risco de lesão, uma vez que a área transversal e o momento de inércia são importantes na absorção das forças (Pepper et al., 2006). Alguns estudos mostraram que indivíduos com a tíbia mais estreita têm maior chance

de desenvolver fratura por estresse em fêmur, tíbia e ossos de pé (Milgrom et al., 1988; Milgrom et al., 1989; Beck et al., 1996). Outros fatores intrínsecos relacionados são: baixo nível de atividade aeróbica (Shaffer et al., 1999), força muscular e resistência (Beck et al., 2000), que podem gerar aumento de impacto e prejudicar a homeostase óssea (Bennel e Brukner, 2005).

Os fatores extrínsecos referem-se às características do treinamento: volume, intensidade e frequência; ambiente e calçados. Diversos estudos, principalmente com atletas corredores, têm mostrado que o aumento abrupto na duração, intensidade ou frequência de um programa de treinamento, pode contribuir para lesões de *overuse* como a fratura por estresse (Marti et al., 1988; Macera et al., 1989; Walter et al., 1989). Outros autores mostram que superfícies de treinamento mais duras, bem como aquelas irregulares podem representar risco para o aparecimento dessa lesão (Brunet et al., 1990; Pepper et al., 2006). Os calçados esportivos são projetados para diminuir impacto e prover estabilidade e têm sido pesquisados em relação à fratura por estresse, mas os resultados são discrepantes e há necessidade de mais evidências (Smith et al., 1985; Milgrom et al., 1992; Bennel e Brukner, 2005).

O histórico anterior de fratura por estresse tem sido apontado como um possível risco para a recorrência da lesão. Milgrom et al. (1985) e Giladi et al. (1986) reportaram que após um período de treinamento de 14 semanas, houve mais fratura por estresse em indivíduos que tinham histórico anterior da lesão. Grimston et al. (1993) e Ferber et al. (2002) demonstraram que um grupo de atletas corredoras com histórico de fratura por estresse de tíbia comparado com grupo controle sem histórico dessa lesão, tem mais risco de desenvolver fratura por estresse.

2.2. Fratura por estresse de tibia em corredores de longa distância e triatletas

A tibia é o local mais comum da fratura por estresse em atletas que praticam a corrida de longa distância (Johnson et al., 1994; Bennel et al., 1996; Iwamoto & Takeda, 2003; Monteleone, 1995; Phuah et al., 2009) e o triatlo (Collins et al., 1989; O'Toole et al., 1989).

Apesar de existir diferenças biomecânicas entre a corrida isolada e a realizada no triatlo, ambos os grupos de atletas apresentam incidência significativa dessa lesão (O'Toole et al., 1989; Collins et al., 1989; Korkia et al., 1994; Bennel et al., 1996; Brukner, 1996; Pohl et al., 2008). Estudos epidemiológicos de corredores recreacionais e competitivos mostram que durante o período de um ano, mais de 50% dos atletas apresentam um quadro de fratura por estresse de tibia (Jacobs et al., 1986; Lyholm et al., 1987; Walter et al., 1989; Rochcongar et al., 1995; Tauton et al., 2002).

As pesquisas que focam a taxa de lesões no triatlo apontam que a fratura por estresse de tibia está entre as lesões de *overuse* mais comuns deste esporte e ocorrem principalmente em período de treinamentos pré-competitivos, anteriores a campeonatos importantes (Collins et al., 1989; Korkia et al., 1994; Vleck et al., 1998; Gosling et al., 2008).

2.3. A relação da fratura por estresse de tibia com as forças de reação do solo e a fadiga muscular

A relação entre os esforços fisiológicos e biomecânicos dos esportes que envolvem a corrida e o risco do aparecimento de lesões de *overuse*, como a fratura por estresse de tibia é foco de muitos estudos (Mcbryde, 1985; Benazzo et al., 1992; Brukner et al., 1996; Milner et al., 2006; Milner et al., 2007; Sasimontonkul et al., 2007; Phuah et al., 2009).

Durante o ciclo da corrida, os dorsiflexores desaceleram o membro antes do impacto do calcanhar e atenuam potencialmente as forças de reação de solo (Mizrahi et al., 2000) e os flexores plantares se contraem concentricamente na fase de saída do hálux. O tibial anterior mostra-se ativo por 50% a 85% do ciclo da corrida e possui maior probabilidade de fadigar (Reber et al., 1993) do que os flexores plantares (Flynn et al., 2004).

A fadiga dessas musculaturas reduz a absorção de choque e desencadeia maior aceleração e impacto na tibia (Mizrahi et al., 2000). Tal quadro pode aumentar as forças de reação de solo (Devas, 1958), prejudicando a homeostase óssea da tibia e gerando condições para o desencadeamento da fratura por estresse (Mizrahi et al., 2000; Dressendorfer et al., 1991).

Um dos mais importantes tipos de estresse, em termos de efeito no corpo humano, é a força de impacto (Hreljac, 2004), que tem sido definida como uma força de alta magnitude, resultante da colisão de dois corpos em um período curto de tempo (Nigg et al, 1986); e é caracterizada pela componente vertical das forças de reação de solo (Hreljac, 2004).

Grimston et al. (1991) mostraram que o aumento do pico da força de impacto no solo tem associação com o risco de fratura por estresse de tibia. Da mesma forma, Milner et al. por meio de dois estudos sugeriram que a fratura por estresse de tibia

possui relação com altas cargas externas no membro inferior (Milner et al., 2005, Milner et al., 2006).

É provável que este aumento seja devido à fadiga da musculatura que envolve a estrutura óssea da tíbia, quadro que gera alteração da função neuromuscular e prejudica a dissipação das forças de reação do solo durante a contração excêntrica (Nyland et al.,1994; Mizrahi et al.,2001). Um estudo de Christina et al. em 2001 observou aumento no pico máximo das forças verticais de reação do solo após um protocolo de fadiga muscular para dorsiflexores em atletas corredoras. Yoshikawa et al (1994) observaram um aumento e alteração na distribuição da tensão tibial quando músculos fatigados são submetidos a cargas mecânicas altas.

As altas cargas dinâmicas levam a um aumento na tensão da tíbia, que fica suscetível ao aparecimento de micro fraturas e conseqüente fratura por estresse (Burr et al, 1996). Milgrom et al. (2007) observaram que após duas situações, envolvendo corrida e marcha, houve fadiga no músculo gastrocnêmio e concomitante aumento de tensão in vivo na tíbia. Em estudo humano in vivo, Fyhrie et al (1998) observaram aumento na tensão axial tibial após protocolo de fadiga, que consistia de 10 minutos de corrida em esteira na velocidade de 11 km/h.

2.4. Avaliação Cinética

A avaliação das forças de reação do solo medem as cargas externas que ocorrem nos membros inferiores durante esportes, como a corrida (Dixon et al., 2006). Tal avaliação é realizada por análise cinética, que é realizada por meio da

plataforma de força (Crossley et al., 1999; Zifchock et al., 2006; Milgrom et al., 2007; Phuah et al., 2009).

Há vários tipos de plataforma (Advance Mechanical Technology Incorporated, Bertec e Kistler), mas a estrutura não muda: uma placa sob a qual estão dispostos alguns sensores de força que podem ser tipo célula de carga ou piezoelétrico (Freitas e Duarte, 2005). A plataforma sempre deve estar calibrada para permitir uma medição adequada (Cappello et al., 2004) e deve ser afixada em superfície rígida e plana, de modo que sua superfície superior fique no mesmo nível do piso que os indivíduos correm, para evitar possíveis vibrações e deslocamento da mesma durante aplicação de força. Além disso, a fixação da plataforma deve ser na região central de um trajeto pré-estabelecido para evitar as acelerações e desacelerações do início e fim do movimento, respectivamente (Barela e Duarte, 2006).

Quando se aplica força sobre a plataforma, os sensores a detectam e os sinais são enviados para um condicionador de sinais, que realiza a amplificação e filtragem, e em seguida, transmitidos para um conversor A/D, para conversão de sinal analógico para digital, e então segue para um computador, que possui um software para gerenciar a aquisição dos dados (Barela e Duarte, 2006).

As variáveis analisadas pela plataforma são: componentes do vetor da força de reação do solo e seus momentos, ambos representados por x, y e z, que representam as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente e pelo centro de pressão, que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (Durwart et al., 2001). A componente z do vetor da força de reação do solo é a mais utilizada quando o objetivo é observar impacto e

pode ser avaliada pelos seus picos (Cavanagh & LaFortune, 1980; Winter, 1983) e seu tempo de duração (Croosseley et al., 1999).

Na análise cinética do ciclo da corrida, o pico vertical inicial da componente z do vetor da força de reação do solo ou primeiro pico refere-se ao pico de impacto e ocorre nos primeiros 10% do período de apoio, no momento em que o calcanhar toca o solo. Dependendo da biomecânica realizada pelo corredor antes do contato do calcanhar no solo (Hreljac, 2004), a magnitude desse pico varia de 1,5 a 5 vezes o peso corporal com duração de 10 a 30 ms (Nigg et al, 1981). Conforme o corpo sofre um colapso controlado para absorver o choque do impacto, a curva de força demonstra uma depressão e isto abre caminho para um segundo pico, que é produzido por uma combinação da carga do corpo sobre o solo e pela propulsão para a próxima passada (Durwart et al., 2001). Este segundo pico vertical das forças de reação de solo, é denominado de pico ativo e ocorre durante o contato do calcanhar na fase de médio-apoio. Apesar de ter duração maior e ser uma componente de menor frequência, o pico ativo também tem papel importante para o estudo das relações cinéticas com as lesões de overuse, como a fratura por estresse de tíbia (Messier et al.,1991).

2.5. Avaliação Isocinética

O desempenho muscular dinâmico pode ser avaliado por meio de dinamômetro isocinético, um aparelho eletromecânico com sistema servomotor e computadorizado (Dvir, 2002). A utilização do dinamômetro isocinético possibilita a quantificação rápida e confiável da função muscular, uma vez que fornece valores

absolutos do torque, trabalho e da potência de grupos musculares, bem como valores relativos como a proporção agonista/antagonista dos músculos avaliados (Perrin, 1993).

Para realização da avaliação isocinética, o indivíduo é orientado a executar um esforço muscular máximo ou submáximo que se acomoda à resistência do aparelho (Dvir, 2002). A força exercida durante o arco do movimento varia em função do braço de alavanca, caracterizando o momento angular de força ou torque, e a velocidade angular ($^{\circ}/\text{seg}$) é pré-estabelecida pelo pesquisador e apresenta-se constante durante o teste (Terrerri et al., 2001).

O uso da avaliação isocinética para performance do esporte tem uma grande relevância, uma vez que é possível estabelecer protocolos com velocidades e modos de contração semelhantes aos das atividades esportivas (Fonseca et al., 2007). Quando se avalia a potência e fadiga, usa-se 20 a 30 repetições nas velocidades rápidas (180 a 300⁰/segundo) e quando o objetivo é analisar o torque, utiliza-se a velocidade de 60⁰/segundo e poucas repetições (três a cinco) (Terrerri et al., 2001).

A reprodutibilidade do teste isocinético de tornozelo para avaliação do flexores-plantares e dorsiflexores tem sido descrita para diferentes dinamômetros, posições e modos e os valores de ICC variam de 0,55 – 0,98 (Karnofel et al., 1989; Wennerberg, 1991; Morris-Chatta et al., 1994; Andersen, 1996). Porter et al. (2002) mostraram que as medidas obtidas, por teste isocinético de tornozelo, para avaliar fadiga de dorsiflexores são confiáveis quando mensuradas no dinamômetro Biodex. Möller et al., 2005 observaram que medidas de força e resistência obtidas da avaliação isocinética de dorsiflexores e flexores plantares são confiáveis na posição sentada e pronada.

3. MÉTODOS

3.1. Tipo de estudo

Estudo transversal controlado.

3.2. Local de desenvolvimento da pesquisa

A pesquisa foi desenvolvida para dissertação de mestrado do programa de Pós-Graduação em Fisiopatologia Experimental da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP). Foi realizada no Laboratório de Estudo do Movimento do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP).

3.3. Comitê de ética

O estudo foi analisado e aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Diretoria Clínica do HCFMUSP, em sessão de 20 de fevereiro de 2009, sob o protocolo de nº 932/08 (Anexo A).

3.4. Termo de consentimento livre e esclarecido

Todos os participantes foram devidamente informados sobre os procedimentos e etapas da pesquisa e assinaram um termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo B).

3.5. Casuística

3.5.1. Estruturação da amostra

A amostra foi constituída de 75 indivíduos do sexo masculino, entre 18 e 42 anos (Crossley et al., 1999), que foi dividida em três grupos: Grupo Triatleta (GT), composto por 26 triatletas; Grupo Corredor de Longa Distância (GCL), composto por 23 corredores de longa distância e Grupo Controle (GC), composto por 26 indivíduos não-atletas. De acordo com o cálculo amostral, uma amostra de 22 indivíduos em cada grupo permite, com um poder de 90%, afirmar que diferenças

maiores ou iguais a um desvio-padrão são estatisticamente significativas a um nível de significância de 5%.

Para obtenção do número de indivíduos dos grupos de atletas foi necessário pesquisar assessorias esportivas para triatlo e corrida e selecionar aqueles que estavam de acordo com os critérios solicitados. Os indivíduos do grupo controle foram recrutados por meio de divulgação da pesquisa entre funcionários, graduandos e pós-graduandos do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Os critérios de inclusão de cada grupo foram:

- Grupo Triatleta (GT) - treinamento regular deste esporte com finalidade competitiva por no mínimo um ano ($6,52 \pm 5,60$ anos); volume de treinamento semanal (homogêneos nos três meses anteriores às avaliações) de no mínimo 30 km de corrida ($50,71 \pm 16,04$ km), 60 km de ciclismo ($230,76 \pm 84,1$ km) e 5 km de natação ($9,32 \pm 4,11$ km);
- Grupo Corredor de Longa Distância (GCL) - treinamento regular deste esporte com finalidade competitiva por no mínimo um ano ($6,81 \pm 6$ anos); volume de treinamento semanal (homogêneos nos três meses anteriores às avaliações) de no mínimo 60 km ($104,23 \pm 36,89$ km) (Phuah et al., 2009);
- Grupo Controle (GC) - prática de atividade física com intuito de manutenção do condicionamento físico aeróbico, sem finalidade de treinamento regular esportivo; frequência desta atividade física de duas a três vezes por semana ($2,73 \pm 0,43$) (homogêneos nos três meses anteriores às avaliações) (Pincivero et al, 2003).

Os critérios de inclusão comum aos três grupos foram:

- Ausência de lesões nas articulações do tornozelo nos últimos seis meses, definindo-se lesão como um evento que afastou o atleta do esporte por 24 ou mais horas consecutivas (Collins et al., 1989).
- Ausência de dor durante o período de realização dos testes;

3.5.2. Descrição da casuística

A tabela 1 descreve dados antropométricos dos indivíduos dos três grupos (peso, altura e idade).

Tabela 1 - Médias, desvios-padrão, valores mínimos e máximos da idade (anos), estatura (m) e massa corporal (kg) do Grupo Triatleta, Grupo Corredores de Longa Distância e Grupo Controle.

	Mínimo	Média (DP)	Máximo
Idade (anos)			
Grupo T	26	33,03 (4,42)	42
Grupo CL	17	28,86 (7,63)	41
Grupo C	19	28,73 (6,50)	40
Total	17	30,26 (6,51)	42
Estatura (m)			
GT	162	1,75 (0,05)	186
GCL	161	1,71 (0,05)	180
GC	162	1,76 (0,06)	185
Total	161	1,74 (0,06)	186
Peso (kg)			
Grupo T	60,3	73,81 (7,44)	93,9
Grupo CL	50,8	64,22 (6,69)	84
Grupo C	59,3	74,95 (10,05)	98
Total	50,8	71,26 (9,41)	98

DP, desvio-padrão ; T, triatletas; CL, corredores de longa distância; C, controles;

3.6. Procedimentos

3.6.1. Materiais:

Os materiais necessários para a execução do estudo foram:

- Dinamômetro Isocinético da marca Biodex, System 3, Software versão 3.2;
- Plataforma de Força AMTI (Advance Mechanical Technology, Inc.) modelo OR6;
- Amplificador Mini-amp (modelo MSA-6);
- Computador Itaotec;
- Software Netforce AMTI para aquisição de dados da plataforma de força;
- Software Bioanalysis AMTI para análise dos dados;
- Tapete preto de borracha;
- Bicicleta ergométrica da marca Moviment, modelo Biocycle 2600 Eletromagnetic;
- Balança Welmy;
- Goniômetro Carci;

3.6.2. Avaliações:

Para a realização das avaliações, os indivíduos foram previamente agendados em uma única sessão. Foram orientados a comparecer com traje esportivo e tênis de uso habitual (para os atletas o tênis de treinamento) (Crossley et al, 1999; Hreljac et al., 2000) e não deveriam ter feito atividade física de alta intensidade nas últimas 12 horas.

No dia da avaliação, os indivíduos assinaram o termo de consentimento (Anexo B) para a participação do estudo e responderam a um questionário (Anexo C). As seguintes informações foram coletadas: identificação, lateralidade membro inferior (dominância foi definida pelo membro do chute), histórico de lesões (período

anterior aos últimos seis meses), anos de treinamento regular e de competição no esporte, volume e frequência de treinamento dos últimos três meses (Anexo D), treino de exercícios resistidos e alongamentos, uso de calçado esportivo; tempo de troca do calçado esportivo (Anexo E) e superfície de treinamento (Anexo F). Para o grupo controle, as questões versaram sobre: identificação, lateralidade do membro inferior, tipo e frequência de atividade física (Anexo G) e histórico de lesões no período anterior aos últimos seis meses.

Após o interrogatório, foram medidas a altura e massa corporal de todos os participantes e estes foram encaminhados para a avaliação de plataforma de força e em seguida para a avaliação isocinética.

3.6.2.1. Avaliação da plataforma de força:

A plataforma de força estava fixa e no mesmo plano do piso do laboratório. Os sinais captados por ela durante as avaliações eram amplificados (por meio de um amplificador de sinais), em seguida convertidos de analógicos para digitais através de um conversor A/D e registrados em um computador, o qual continha um programa que gerenciou a aquisição dos dados. A plataforma era ligada 30 minutos antes do início das coletas e feita a verificação dos parâmetros de amplificação, frequência e captação dos sinais.

A plataforma era coberta por um tapete preto para que os indivíduos não soubessem em que posição se encontrava durante o trajeto percorrido. Todos foram orientados a correr em uma distância e percurso pré-determinado (10,5 metros) (Figura 1).

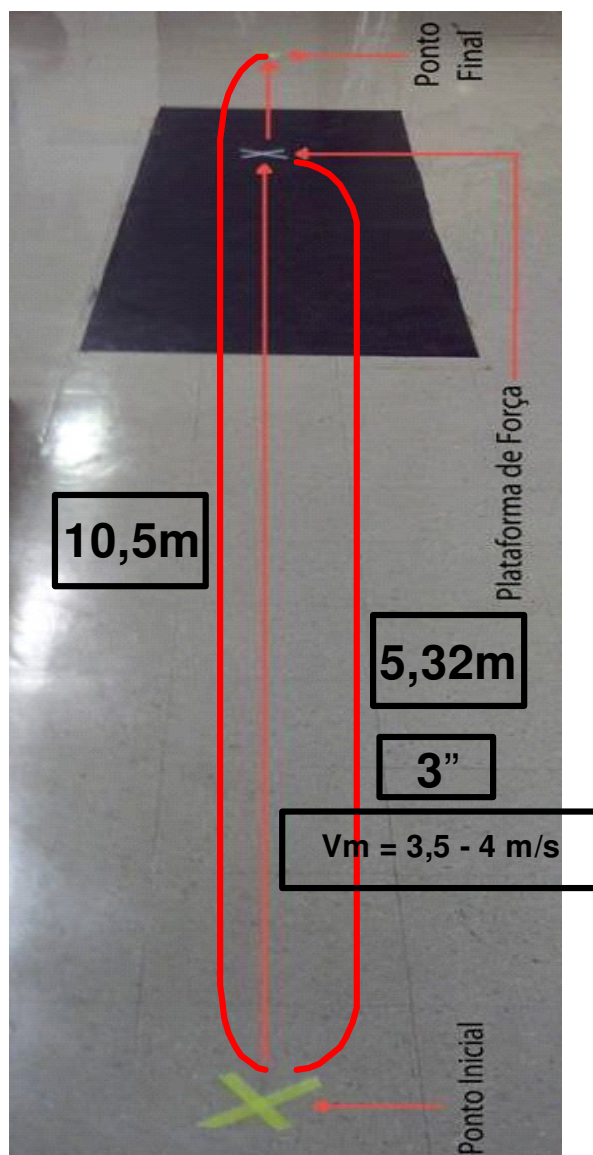


Figura 1. Trajeto percorrido para avaliação cinética.

Durante o percurso deveriam aterrissar completamente um dos pés na plataforma (situada a 5,32 metros do ponto inicial) em no mínimo três segundos (velocidade variou de 3,5 a 4 m/s) e sem alterar o passo de forma significativa (Grimston et al., 1991; Sasimontonkul et al., 2007). Tal situação é chamada de experiência prática e indica o sucesso da aquisição (Crossley et al, 1999; Grimston et al., 1991).

Foram realizadas dez experiências práticas para familiarização (Dickinson et al, 1985). Após esta sequência, foi indicado ao indivíduo o posicionamento inicial, do qual partiria e a distância que deveria percorrer nos três segundos. No processo de familiarização, também foi observado qual dos pés era apoiado na plataforma quando ele iniciava o trajeto com o membro inferior direito e quando iniciava com o membro inferior esquerdo (Dickinson et al, 1985). O indivíduo foi orientado para iniciar cinco vezes com o membro inferior direito e cinco com o esquerdo.

Para o registro dos dados foram realizadas dez experiências práticas, quantidade apropriada para avaliar os dados de força de reação de solo (Bates et al., 1992). Destas dez experiências, cinco foram realizadas com o membro direito e cinco com o esquerdo (Zifchock et al., 2006; Dixon et al, 2006). A determinação de qual dos membros seria o primeiro, foi por sorteio (Hreljac et al., 2000).

Todo o processo de registro foi monitorado pela pesquisadora através da observação do passo e do gráfico emitido no computador, de modo que foram consideradas somente as aquisições que estavam de acordo com as características de uma experiência prática válida e descartadas as demais (Hreljac et al., 2000).

3.6.2.1.2. Variáveis:

As variáveis utilizadas estão listadas abaixo e foram representadas na figura 3. Todas as relacionadas às forças verticais de reação do solo foram normalizadas pelo peso corporal (Grimston et al., 1991).

- ST: tempo total em segundos correspondente ao período que o pé ficou em contato com o solo;
- Fz Max: força máxima ao longo do eixo vertical; expressa em N;

- Fz Avg: média das forças ao longo do eixo vertical; expressa em N;
- Fz Max Deceleration: força correspondente a máxima desaceleração ao longo do eixo vertical; expressa em N;
- Fz Max Acceleration: força correspondente a máxima aceleração ao longo do eixo vertical; expressa em N;
- Fz Max Acceleration@Time: tempo em segundos em que ocorre a Fz Max Acceleration;

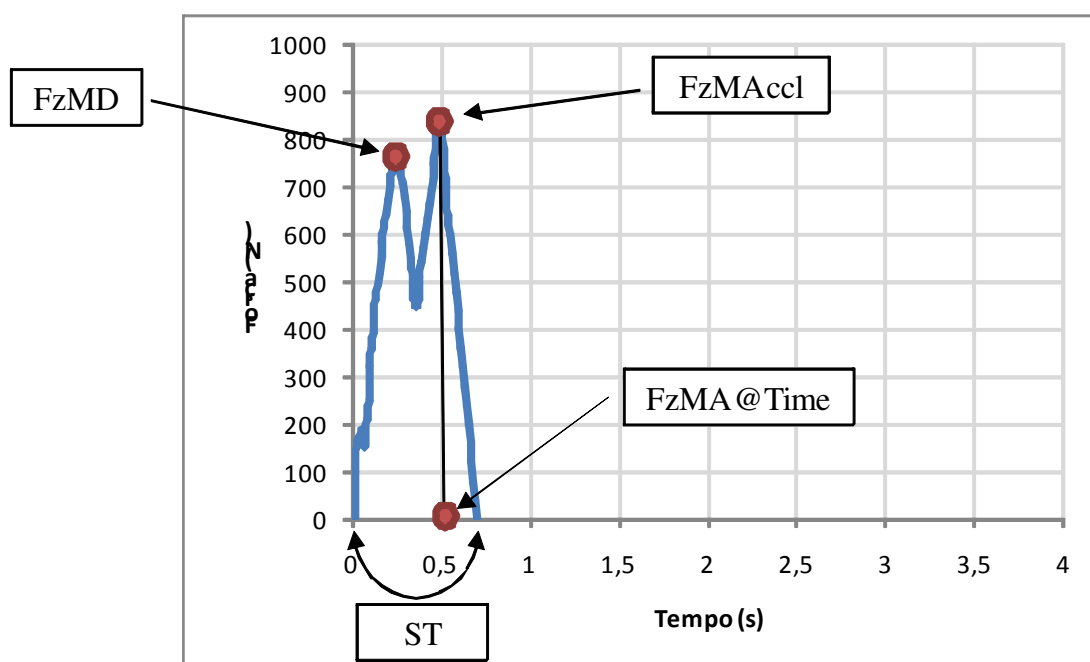


Figura 2. Variáveis cinéticas analisadas.

3.6.2.2. Avaliação Isocinética:

Foi feita após a avaliação na plataforma de força. Previamente ao teste, eles foram submetidos a um aquecimento, em bicicleta ergométrica, durante 5 minutos que consistiu de um esforço submáximo (carga e a cadência confortáveis, e que não provocasse fadiga) (Pincivero et al, 2003). Em seguida, alongaram os músculos

dorsiflexores e flexores plantares dos pés em três séries de 30 segundos (Horstmann et al., 2001; Tang et al., 2001).

Antes do início dos testes, o dinamômetro isocinético foi calibrado e posicionado para a realização do teste. Os indivíduos foram posicionados sentados com o membro a ser testado com um suporte na região distal da coxa e a planta do pé apoiada em uma placa rígida. O eixo biológico de movimento da articulação do tornozelo foi alinhado com o eixo mecânico do dinamômetro e o joelho foi mantido com 30° de flexão. A placa rígida permitia a amplitude de 20° de flexão plantar a partir da posição neutra do tornozelo. O indivíduo era mantido na posição por dois cintos torácicos e um pélvico e faixas de velcro sobre a porção distal da coxa e área dos metatarsos na região dorsal do pé (Figura 2). Eram orientados a segurar nos apoios laterais da cadeira para melhorar a estabilização.



Figura 3. Paciente devidamente posicionado para avaliação isocinética.

Após posicionamento foram realizadas três repetições submáximas para familiarização com o equipamento (Calmels et al, 1997). Os modos de avaliação usados foram:

- Modo concêntrico/ excêntrico para flexão plantar e dorsiflexão;
- Modo excêntrico/concêntrico para flexão plantar e dorsiflexão.

No primeiro modo, o indivíduo deveria fazer força máxima para realizar a flexão plantar (ação concêntrica) e resistir ao movimento de dorsiflexão (ação excêntrica). No segundo modo os indivíduos deveriam resistir ao movimento de flexão plantar (ação excêntrica) e fazer força máxima para contrair os dorsiflexores (ação concêntrica).

Todos testes foram bilaterais e sempre se iniciava pelo membro inferior direito.

Foram feitas uma série de cinco repetições na velocidade de 60⁰/segundo e outra de 30 repetições na 180⁰/segundo (Mccrory et al., 1999), com repouso de 10 segundos entre as séries. Durante o período de execução dos testes foi realizado um encorajamento verbal padronizado e constante para que os indivíduos mantessem o máximo de força durante as contrações (Calmels et al., 1997).

3.6.2.2.1. Variáveis:

As variáveis da avaliação isocinética foram:

Velocidade de 60⁰/segundo:

- Pico de torque (PT): torque máximo obtido na série de cinco repetições; expresso em newton-metro (Nm).
- Trabalho da repetição máxima (Max Rep Tot Work): representa melhor repetição da série; expresso em joule (J).

Velocidade de 180⁰/segundo:

- Trabalho total (Total Work): soma do trabalho muscular realizado nas 20 repetições da série; expresso em joule (J).
- Tempo de aceleração (Acceleration Time): tempo necessário para que se atinja a velocidade angular utilizada; medido em segundos.
- Tempo de desaceleração (Deceleration Time): tempo necessário para que ocorra desaceleração do movimento e a velocidade angular retorne para o zero; medido em segundos.

Velocidade de 60 e 180^o/segundo:

- Relação agonista/ antagonista (Agon/Antag Ratio): razão entre o torque máximo, trabalho e potência do grupo agonista e antagonista; expresso em percentagem.

3.6.1.3. Análise Estatística:

Os valores obtidos nos três grupos para todas as variáveis foram expostos em planos tabulares e a normalidade destes foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. A estatística descritiva constou do cálculo da média, desvio-padrão, valores mínimo e máximo para as variáveis quantitativas e do cálculo das frequências absolutas e relativas para as variáveis categóricas.

Os membros não-dominantes e dominantes foram comparados por meio do teste t para amostras dependentes em todos os grupos com objetivo de observar possíveis diferenças entre estes. Como não foram encontradas diferenças significativas entre os membros, as análises não os discriminaram.

Para as comparações, entre os três grupos, das variáveis que apresentaram distribuição gaussiana (ST, FZMax., FzAvg, FzMD, FzMAccl., FzMA@Time, PT

ECC.FP, MTW ECC.FP, PT CO.DF, MTW CO.FP, ECC. FP/ CO. DF 60⁰/segundo, PT CO.FP, MTW CO.FP, PT ECC.DF, MTW ECC.FP, CO. FP/ ECC. DF, TW CO.DF, DT CO.DF, CO. FP/ ECC. DF 180⁰/segundo, TW ECC.DF) foi utilizado o teste ANOVA (Análise de Variância) e o pós-teste de Tukey para identificar onde estavam as diferenças. No caso de distribuição não-normal (AT CO.DF, TW CO.FP, AT CO.FP, DT CO.FP, AT ECC.DF, DT ECC.DF) foi utilizado o teste Kruskal-Wallis e o teste post hoc de Müller-Dunn no intuito de identificar onde estavam as diferenças. A comparação entre os três grupos quanto ao desempenho isocinético a 180 graus por segundo da contração excêntrica dos flexores plantares foi feito por meio do teste do qui-quadrado.

Para as análises foi utilizado o software estatístico SPSS (Statistical Package for Social Science) versão 15.0 para Windows e foi adotado valor de $p \leq 0,05$ como estatisticamente significante.

4. RESULTADOS

4.1. Avaliação Cinética:

Para análise das variáveis cinéticas foi realizada a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle (Tabela 2).

Tabela 2 – Médias e desvios-padrão (DP) das variáveis cinéticas e a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.

	Grupo T	Grupo CL	Grupo C	p
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	
ST (s)	0,22 (0,03) ^a	0,18 (0,02) ^{b,c}	0,22 (0,04) ^a	0,000*
Fz Max. (N. N ⁻¹)	2,56 (0,36) ^a	2,8 (0,19) ^{b,c}	2,52 (0,24) ^a	0,000*
Fz Avg (N. N ⁻¹)	1,54 (0,21) ^a	1,68 (0,13) ^{b,c}	1,5 (0,15) ^a	0,000*
FzMD (N. N ⁻¹)	2,4 (0,36) ^a	2,57 (0,24) ^{b,c}	2,31 (0,24) ^a	0,000*
FzMAccl. (N. N ⁻¹)	1,73 (0,29) ^a	1,99 (0,21) ^{b,c}	1,8 (0,27) ^a	0,000*
FzMA@Time (s)	1,86 (0,2) ^{a,c}	1,74 (0,22) ^{b,c}	1,97 (0,22) ^{a,b}	0,000*

ST, tempo total de apoio no solo; Fz Max., força máxima ao longo do eixo vertical; FzAvg, média das forças ao longo do eixo vertical; FzMD, força correspondente a máxima desaceleração ao longo do eixo vertical; FzMAccl., força correspondente a máxima aceleração ao longo do eixo vertical; FzMA@Time, tempo em que ocorre a Fz Max Acceleration; T, triatletas; CL, corredores de longa distância; C, controles; a: significativamente diferente de Grupo CL; b: significativamente diferente de Grupo T; c: significativamente diferente de Grupo C ; *p<0,05

Foram encontradas diferenças significativas para todas as variáveis analisadas. O Grupo Controle e o Grupo Triatleta apresentaram médias significativamente menores do que o Grupo Corredor de Longa Distância para as forças ao longo do eixo vertical e significativamente maior para o tempo correspondente ao período que o pé ficou em contato com o solo. Na variável tempo de duração da força correspondente à máxima aceleração ao longo do eixo vertical, o Grupo Controle apresentou média significativamente maior que do Grupo Triatleta e Corredor de Longa Distância, e o grupo triatleta média significativamente superior ao Grupo Corredor de Longa Distância.

4.2. Avaliação Isocinética:

Para análise das variáveis isocinéticas na velocidade de 60 graus por segundo foi realizada a comparação entre o grupo triatleta, grupo corredor de longa distância e grupo controle (Tabela 3).

Tabela 3 - Médias e desvios-padrão (DP) das variáveis isocinéticas na velocidade de 60° / segundo, no modo excêntrico-concêntrico (ECC/CO) e concêntrico-excêntrico (CO/ECC) e a comparação entre o Grupo de Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.

	Grupo T	Grupo CL	Grupo C	p
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	
Modo ECC/CO				
PT ECC. FP	35,81 (7,02)^c	35,99 (8,7)^c	40,57 (9,7)^{a,b}	0,008*
MTW ECC.FP	7,22 (1,7)^c	7,26 (2,44)^c	8,5 (2,8)^{a,b}	0,006*
PT CO. DF	33,35 (6,53)^c	33,53 (6,4)^c	37,33 (8,4)^{a,b}	0,009*
MTW CO.DF	6,8 (1,58)^c	6,9 (1,6)^c	7,9 (2,17)^{a,b}	0,005*
ECC.FP/CO.DF	93,62 (11,21)	95,35 (16,06)	92,81 (10,46)	0,603
Modo CO/ECC				
PT CO. FP	132,05 (25,02)^c	135,62 (24,22)	144,4 (27,13)^b	0,042*
MTW CO.FP	26,7 (6,06)^c	26,17 (6,00)^c	30,22 (7,72)^{a,b}	0,005*
PT ECC. DF	136 (24,23)	135, 04 (24,04)	145,48 (26,61)	0,072
MTW ECC.DF	30,11 (7,2)	29,17 (6,3)	32,67 (8,5)	0,056
CO.FP/ECC.DF	103,58 (7,38)	99,92 (8,05)	101,59 (9,04)	0,09

ECC, excêntrico; CO, concêntrico; FP, flexão plantar; DF, dorsiflexão; PT, pico de torque; MTW, trabalho da repetição máxima; T, triatletas; CL, corredores de longa distância; C, controles; a: significativamente diferente de Grupo CL; b: significativamente diferente de Grupo T; c: significativamente diferente de Grupo C; *p<0,05;

Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos para a relação agonista-antagonista no modo excêntrico-concêntrico (ECC.FP/CO.DF) e concêntrico-excêntrico (CO.FP/ECC.DF), bem como para o pico de torque e trabalho da repetição máxima durante a contração excêntrica de dorsiflexores. Para as variáveis pico de torque durante as contrações excêntrica de flexores plantares e

concêntrica de dorsiflexores, o grupo controle apresentou média significativamente superior em relação ao grupo triatleta e corredores de longa distancia. No caso da contração concêntrica de flexores plantares o pico de torque mostrou diferenças significativas apenas entre trialetas e controles, os quais apresentaram uma média maior. O trabalho da repetição máxima durante as contrações excêntrica e concêntrica de flexores plantares, bem como concêntrica de dorsiflexores mostrou-se significativamente maior no grupo controle quando comparado aos grupos triatleta e corredor de longa distância.

Para análise das variáveis isocinéticas na velocidade de 180 graus por segundo foi realizada a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle (Tabela 4).

Tabela 4 - Médias, desvios-padrão (DP) das variáveis isocinéticas na velocidade de 180° / segundo, no modo excêntrico-concêntrico (ECC/CO) e concêntrico-excêntrico (CO/ECC) e a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de Longa Distância e Grupo Controle.

	Grupo T	Grupo CL	Grupo C	p
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	
Modo ECC/CO				
TW CO.DF	70,65 (26,84) ^a	65,17 (23,77) ^c	93,88 (34,45) ^{a,b}	0,000 [*]
AT CO.DF	181,15 (47,96)	183,69 (27,75) ^c	178,26 (105,93) ^a	0,003 [*]
DT CO.DF	238,84 (23,14)	246,95 (28,97)	237,50 (34,17)	0,231
Modo CO/ECC				
TW CO.FP	411,10 (115,98) ^a	361,38 (72,68) ^{b,c}	444,64 (153,49) ^a	0,002 [*]
AT CO.FP	16,73 (4,7)	17,17 (5,01)	15,76 (4,9)	0,37
DT CO.FP	80,76 (2,6)	81,08 (3,1)	80,76 (2,6)	0,817
CON.FP/ECC.DF	62,42 (21,88) ^c	60,68 (22,01) ^c	72,75 (21,84) ^{a,b}	0,013 [*]
TW ECC.DF	211 (157,42) ^a	127,21 (120,8) ^{b,c}	229,44 (188,66) ^a	0,004 [*]
AT ECC.DF	307,69 (390,23)	328,45 (351,26)	413,46 (647,38)	0,057
DT ECC.DF	181,92 (14,42)	183,043 (10,08)	179,80 (7,7)	0,28

ECC, excêntrico; CO, concêntrico; FP, flexão plantar; DF, dorsiflexão; TW, trabalho total; AT, tempo de aceleração; DT, tempo de desaceleração; T, triatletas; CL, corredores de longa distância; C, controles; a: significativamente diferente de Grupo CL; b: significativamente diferente de Grupo T; c: significativamente diferente de Grupo C; *p<0,05;

Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos para a variável tempo de desaceleração durante a contração concêntrica e excêntrica dos dorsiflexores, e contração concêntrica de flexores plantares; bem como para a variável tempo de aceleração durante contração excêntrica de dorsiflexores e concêntrica de flexores plantares.

O grupo controle apresentou média significativamente superior ao grupo triatleta e grupo corredor de longa distância e o grupo triatleta média significativamente superior ao grupo corredor de longa distância para a variável trabalho total durante a contração concêntrica de dorsiflexores. Para essa mesma variável durante as contrações excêntrica de dorsiflexores e concêntrica de flexores plantares, os grupos controle e triatleta apresentaram média significativamente maior que o grupo corredor de longa distância.

O tempo de aceleração durante a contração excêntrica mostrou diferenças estatísticas apenas entre o grupo controle e o grupo corredor de longa distância, de modo que os controles apresentaram menor tempo. A relação agonista-anatagonista no modo concêntrico-excêntrico (CO.FP/ECC.DF) foi significativamente superior no grupo controle em relação ao grupo triatleta e corredor de longa distancia.

A comparação entre os três grupos quanto ao desempenho isocinético a 180° / segundo da contração excêntrica dos flexores plantares não mostrou diferenças significativas (Tabela 5).

Tabela 5 - Frequência absoluta e relativa do desempenho da contração excêntrica dos flexores plantares na velocidade de 180° / segundo, e a comparação entre o Grupo Triatleta, Grupo Corredor de longa distância e Grupo Controle.

	Grupo T	Grupo CL	Grupo C	Total	p
	Frequência	Frequência	Frequência		
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Desempenho da contração ECC. FP					
180					0,081
Satisfatório	9 (34,6%)	4 (17,4%)	23 (44,2%)		
Não satisfatório	17 (65,4%)	19 (82,6%)	29 (55,8%)		

ECC, excêntrica; FP, flexão-plantar; T, triatletas; CL, corredores de longa distância; C, controles

5. DISCUSSÃO

A fratura por estresse de tíbia é considerada uma das mais sérias lesões de uso excessivo entre esportes que envolvem corrida (Sasimontongkul et al., 2007). A fisiopatologia do processo está relacionada com o aumento das forças verticais de reação do solo (Yoshikawa et al., 1994), decorrente da fadiga da musculatura, que envolve a estrutura óssea da tíbia (Dressendorfer et al, 1991). Este estudo atual teve como objetivo comparar a resistência e força da musculatura dorsiflexora e flexora-plantar do tornozelo e as forças verticais de reação de solo, de corredores de longa distância, triatletas e indivíduos não atletas, buscando o maior entendimento da etiologia das fraturas por estresse de tíbia.

As etiologias da fratura por estresse de tíbia têm sido bastante estudadas em atletas corredoras do gênero feminino (Grimston et al. 1991; Ferber et al. 2002; Bennel et al. 2004; Milner et al., 2006), uma vez que este gênero apresenta maior número de fatores intrínsecos, como: desordens alimentares, amenorréia e baixa densidade mineral óssea (Pepper et al., 2006). Já a maioria das pesquisas com homens e fratura por estresse tem sido conduzidas com militares, havendo uma escassez de pesquisas com homens atletas de esportes de resistência, como a corrida de longa distância e o triatlo (Crossley et al., 1999; Mizrahi et al., 2000). Desta forma, houve um interesse de estudar na pesquisa atual atletas do gênero masculino.

Quando se avalia as variáveis cinéticas, notas-se que o grupo controle e o grupo triatleta apresentaram forças verticais menores que o grupo corredores de longa distância. O tempo de contato com o solo e o tempo de aplicação da força na aceleração vertical máxima, no entanto foram maiores no grupo controle e triatleta. Nesta última variável, o grupo controle teve um tempo de aplicação de força ainda maior que dos triatletas.

Millet et al., 2009 relatam que o treinamento contínuo da corrida de longa distância faz com que o atleta promova modificações consistentes no padrão de corrida, de forma que este minimiza a velocidade vertical e ântero-posterior, bem como o deslocamento do centro de massa durante a fase propulsiva; e desta forma diminui o tempo aéreo para garantir a alta frequência do passo (Kim et al., 2007). Essa adaptação faz com que o grupo de corredores de longa distância apresente menor tempo de contato no solo e menor tempo de duração da força correspondente à máxima aceleração ao longo do eixo vertical que triatletas e indivíduos não-atletas. Este fato pode ser confirmado pelo resultado que mostra que os triatletas também apresentaram o tempo de duração da força correspondente a máxima aceleração ao longo do eixo vertical menor que dos controles.

Na avaliação do impacto, o grupo de corredores apresentou valores maiores que triatletas e controles. Esta diferença pode ser explicada pelas adaptações funcionais conseqüentes do treinamento regular dos corredores, que desencadeia um período de recuperação e reparo em tempo menor que dos triatletas, período esse que ocorre antes que novas forças de impacto aconteçam (Crosseley et al., 1999). O maior impacto também pode ser relacionado à velocidade da corrida desenvolvida durante os treinamentos, que nos corredores de longa distância é maior e com maior duração. A diferença entre corredores e triatletas, é dada, possivelmente, pelas peculiaridades de cada esporte, uma vez que o triatleta treina uma quantidade de horas semanais equivalente ao corredor, porém com menor impacto, pois suas atividades não se restringem apenas à corrida. A corrida realizada pelos triatletas tem mecânica e padrões de recrutamento muscular diferentes da corrida isolada, principalmente em função da atividade precedente do ciclismo (Bentley et al., 2002),

o que promove diminuição da velocidade e menores taxas de impacto (Hauswirth et al., 2000).

A dinamometria isocinética foi feita nas velocidades de 60^0 / segundo (avaliar força muscular) e 180^0 / segundo (avaliar resistência, potência e controle neuromuscular) nos músculos dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo, tanto para a atividade concêntrica e excêntrica. Na velocidade de 60^0 / segundo foram avaliadas as variáveis: torque máximo, trabalho total da melhor repetição da série de cinco repetições realizadas e a relação entre a flexão-plantar e a dorsiflexão. Na velocidade de 180^0 / segundo foram avaliadas o trabalho total, o tempo de aceleração e desaceleração e a relação entre flexão-plantar e a dorsiflexão.

Na comparação entre os grupos de triatletas, corredores de longa distância e indivíduos não-atletas, na velocidade de 60^0 / segundo, observou-se que o grupo controle teve maiores valores de torque máximo e trabalho total na atividade excêntrica dos flexores plantares e concêntrica dos dorsiflexores que os dois grupos de atletas avaliados. O torque máximo da flexão plantar concêntrica também foi maior no grupo controle que nos triatletas, mas não houve diferença com os corredores; o trabalho total concêntrico de flexão plantar também foi melhor no grupo controle que nos atletas dos dois grupos. Não houve diferenças significativas para essas variáveis na atividade excêntrica dos dorsiflexores, bem como para a relação entre flexão-plantar concêntrica e a dorsiflexão excêntrica nesta velocidade de 60^0 / segundo.

O pico de torque e o trabalho da melhor repetição são indicadores de força muscular (Basyches et al., 2009) e uma vez que, características do desempenho isocinético são capazes de reproduzir habilidades específicas promovidas pelas

demandas de um esporte (So et al., 1994), os resultados encontrados podem ser explicados pelas especificidades musculares decorrentes do treinamento de corrida de longa distância e do triatlo. Esses dois esportes desenvolvem peculiaridades de resistência em detrimento das características de força máxima, pelo fato de que o exercício de resistência pode causar diminuição na área de secção transversal da fibra muscular, assim como aumento da porcentagem de fibras lentas e diminuição das rápidas (Hobara et al., 2010). Desta forma, indivíduos não-atletas saudáveis, que praticam atividade física, porém não sofrem adaptação de um treinamento específico de resistência, podem apresentar força muscular máxima melhor que corredores de longa distância e triatletas no tipo de teste executado.

O fato do torque máximo da flexão-plantar concêntrica ter apresentado melhores valores para os controles somente em relação ao triatletas pode ser devida às diferenças entre os esportes corrida e triatlo. Ainda que ambos sejam de resistência, os corredores tem necessidade de maior propulsão de flexão plantar e portanto poderiam ter um desempenho de força muscular concêntrico melhor.

So et al. (1994) avaliaram (60° /segundo) os dorsiflexores e flexores-plantares de atletas (ciclistas e futebolistas) e não-atletas. Observaram que os atletas conseguiram atingir maiores picos de torque na dorsiflexão concêntrica fato explicado pela atividade muscular específica dos dois esportes. Mccrory et al. (1999) mediram o torque máximo dos dorsiflexores e extensores do tornozelo de corredores de longa distância na velocidade de 60° /segundo com e sem tendinite de Aquiles e constataram que os corredores saudáveis tiveram melhor desempenho. Os autores sugerem que a deficiência de força pode representar um fator significativo nas lesões de esforço de repetição. Outros autores referem que a deficiência de força e área

transversa de massa muscular pode predispor às fraturas por estresse em atletas e militares (Milgrom, 1989; Bennell et al., 1996; Hoffman et al., 1999; Beck et al., 2000). Estes estudos, assim como o nosso, mostram que o treinamento de resistência de triatletas e corredores de longa distância não desenvolve força nos músculos dorsiflexores e extensores do tornozelo e também sugerem que uma boa condição muscular pode diminuir o impacto e prevenir as fraturas por estresse da tibia. Blievernicht, já em 1986, relatava a necessidade de se manter o equilíbrio entre flexores plantares e dorsiflexores na corrida, a ser obtido através de exercícios de força associados ao treinamento específico para a prevenção das lesões de esforço de repetição.

O estudo de Popp et al. (2009) analisou a força muscular em corredoras de longa distância com e sem histórico de fratura por estresse em membro inferior por meio de avaliação da área de secção transversa muscular. Os resultados mostraram que o grupo com fratura pregressa apresentou área transversal menor da musculatura da perna e sugerem que a força muscular da musculatura do tornozelo é importante para a melhor absorção do impacto e prevenção da fratura por estresse. No entanto, a área de secção transversa é uma medida indireta de força muscular e há necessidade de uma avaliação mais direta e quantitativa para confirmar esses resultados.

A falta de treinamento específico da força muscular pode ter contribuído para o menor desempenho dos atletas na dinamometria isocinética, uma vez que o treinamento de resistência do triatlo e da corrida de longa distância causa sobrecarga repetitiva na musculatura dorsiflexora e flexora-plantar do tornozelo e portanto necessidade de períodos de recuperação adequados e bom desempenho muscular para que novas cargas de impacto ocorram. A literatura mostra que o treinamento de

corrida de longa distância quando associado a programas de fortalecimento feitos com poucas séries (duas a três), com intensidade de seis a 20 RM (Johnston et al., 1997; Millet et al., 2002) ou a treinamento pliométrico (Spurrs et al., 2003), melhora a economia de corrida e a força máxima. Os atletas com maior economia de energia tem maior capacidade de absorver o impacto pela contração excêntrica dos flexores plantares na aterrissagem do pé no solo (Noakes, 1991).

A falta de diferença, quando se compara os três grupos, na atividade excêntrica dos dorsiflexores e na relação entre a flexão-plantar concêntrica e a dorsiflexão excêntrica na velocidade de 60°/ segundo, pode ser associada com a intensidade significativa da atividade excêntrica dos dorsiflexores durante a corrida, que ocorre após o toque do calcâneo e o final do apoio, durante a transferência anterior do peso e no desprendimento do hálux. Yeadon et al. (2010) observou a necessidade dessa contração para controlar a rápida desaceleração do centro de massa do atleta. Desta forma, mesmo em velocidades baixas, esta atividade muscular pode ter bom desempenho, não alterando também a relação entre flexão-plantar concêntrica e dorsiflexão excêntrica, quando se avalia os três grupos.

Na velocidade de 180° / segundo, os grupos controle e triatleta apresentaram valores maiores de trabalho total que o grupo corredores de longa distância, na dorsiflexão excêntrica e concêntrica e flexão-plantar concêntrica. Quando se avaliou a contração concêntrica dos dorsiflexores, o grupo controle mostrou valores maiores que dos corredores e triatletas.

O parâmetro trabalho total, avaliado em 30 repetições na velocidade de 180° / segundo, é sensível para analisar a fadiga muscular (Basyches et al., 2009). Os resultados poderiam sugerir que os corredores de longa distância apresentam menor

resistência da musculatura dorsiflexora e flexora-plantar que triatletas e indivíduos não-atletas, mas há uma diminuição da amplitude de movimento realizada durante a contração, mais evidente nos corredores. Esta diminuição da amplitude do movimento ocorre pelas adaptações neuromusculares do treinamento contínuo, que resultam em maior habilidade para o controle do movimento, caracterizada pela menor duração da atividade muscular e variabilidade do movimento (Bonacci et al., 2009). Esta adaptação promove o aumento da velocidade durante a corrida, assim como a coativação mais rápida dos antagonistas, antes do final do arco de movimento. Desta forma, como o parâmetro trabalho total da dinamometria isocinética é dado pela força vezes a distância em todo arco de movimento, a diminuição da amplitude pode trazer valores menores de trabalho realizado.

O grupo controle realiza a dorsiflexão e flexão-plantar com maior amplitude durante a marcha, que não estão adaptadas a um movimento específico. O ângulo de colocação do calcanhar durante a marcha é $30,4^{\circ}$ e na corrida $19,2^{\circ}$ (Lee e Farley, 1998). O maior ângulo de colocação do calcanhar e a fase de apoio mais longa exige maior ação muscular na marcha. A especificidade do treinamento de corrida tem menor influência nos triatletas, que tem maior variabilidade no gesto esportivo (Silva et al., 2007). Possivelmente, as adaptações do recrutamento motor, distintas em cada modalidade do triatlo, não promovem um efeito de aprendizado semelhante ao que ocorre com os corredores (Bonacci et al., 2009).

Porém, é importante ressaltar, que na dorsiflexão concêntrica, os triatletas também apresentaram valores inferiores aos controles, sugerindo que mesmo na corrida do triatlo, a tendência dos atletas é recrutar pouco a dorsiflexão concêntrica antes da fase do apoio, para executar com maior rapidez a flexão plantar concêntrica

durante a aterrissagem com a parte anterior ou com a porção médio-lateral do pé, diminuindo o tempo de contração excêntrica de flexores-plantares, que muitas vezes pode até não ocorrer (Durwart, 2001). Este fato poderia , também, explicar a dificuldade encontrada pelos grupos de atletas para a realização do teste excêntrico de flexores-plantares na velocidade de 180° / por segundo. Este teste foi analisado de forma qualitativa e não se observou diferenças estatísticas significativas .

A literatura mostra outros estudos que realizaram avaliação isocinética da musculatura dorsiflexora e flexora-plantar na velocidade de 180° / segundo. So et al., (1994) observaram que o trabalho total foi significativamente maior em um grupo de atletas do que indivíduos não atletas, sugerindo que o treinamento regular melhora a resistência do tornozelo, mas avaliaram atletas de outras modalidades (ginástica, ciclismo e futebol), onde o desempenho não é tão dependente da musculatura do tornozelo e não gera adaptações específicas de amplitude. Mccrory et al. (1999) avaliaram o trabalho total (180° / segundo) em corredores com e sem tendinite de Aquiles e não encontraram diferenças significativas entre os grupos. Houve uma tendência de se observar valores menores nos atletas com lesão, fato esperado (dor, hipotrofia, inibição reflexa atividade muscular, encurtamentos).

Ainda na velocidade de 180° / segundo, observou-se que a relação entre a flexão-plantar concêntrica e a dorsiflexão excêntrica foi maior no grupo controle em relação ao grupo triatleta e corredores de longa distancia. Esses resultados mostram que o grupo controle tem menor atividade de dorsiflexão excêntrica para contrabalançar a flexão-plantar concêntrica do que o grupos de atletas. A dorsiflexão excêntrica, na fase de apoio ocorre logo após o toque do calcâneo, durante o abaixamento do pé em direção ao solo e durante a fase de rolamento, quando se

inicia a flexão plantar para transferência centro de gravidade para o antepé e preparo para o desprendimento do hálux. A atividade excêntrica dos dorsiflexores é muito importante para os corredores e triatletas, pela absorção do impacto e transferência de energia durante a aterrissagem e rolamento. A perda da capacidade excêntrica dos dorsiflexores pode ser um fator contributivo para a ocorrência de fraturas por estresse de tíbia.

Alguns autores referem que desequilíbrios entre dorsiflexores e flexores plantares são considerados fatores de risco para lesões no tornozelo (Perrin et al., 1987; Baumhauer et al., 1995). Gleim et al. (1978) observou que a síndrome do estresse tibial, que precede, muitas vezes, a fratura por estresse de tíbia, relaciona-se com desequilíbrio entre dorsiflexores e flexores plantares.

O parâmetro tempo de aceleração (milisegundos) na atividade concêntrica dos dorsiflexores (180°/segundo) foi menor nos controles que nos corredores. O tempo de aceleração é o tempo necessário para atingir a velocidade angular pré-estabelecida na avaliação isocinética (Van Cingel et al., 2006) e informa, de forma indireta, sobre a condição neuromuscular e velocidade de arregimentação das fibras musculares (Chen et al., 1994).

O fenômeno da aceleração é pesquisado através de outras metodologias, como experimentos *trapdoor* e eletromiografia (Johnson & Johnson, 1993; Ebig et al., 1997; Vaes et al., 2001), mas a análise isocinética é um método de avaliação mais dinâmico (Chen et al., 1994). Van Cingel et al., 2006 analisaram o tempo de aceleração, pela avaliação isocinética, em sujeitos com instabilidade de tornozelo e concluíram que um tempo de aceleração maior pode representar uma baixa velocidade de condução nervosa. O tempo de aceleração pode ser relacionado com

tempo de reação muscular, essencial para proteger as articulações contra lesões durante as atividades esportivas, que exigem ação muscular rápida e coordenada (Wilkerson e Nitz, 1994). O grupo de corredores de longa distância demorou mais tempo para atingir a velocidade angular na contração concêntrica dos dorsiflexores e isto pode significar deficiência no controle sensorio motor desta atividade, na posição e velocidade testada. O maior tempo de aceleração dos corredores não seria esperado, mas a posição do teste e as velocidades angulares utilizadas, distintas do movimento feito durante a corrida, podem explicar tempo maior para atingir a velocidade angular do teste. A dorsiflexão concêntrica é uma ação muscular muito importantes para os praticantes de corrida e precisa ser efetiva e oportuna para que haja sincronia do movimento, alinhamento articular, estabilidade postural, equilíbrio entre as fases de aceleração e frenagem e assim melhor absorção do impacto (Novacheck et al., 1998). O maior tempo de aceleração na atividade concêntrica dorsiflexora encontrado nos corredores é uma incógnita e certamente, demanda outras investigações para ser melhor entendido.

Apesar das limitações da avaliação isocinética (posicionamento e velocidade angular), seu uso na análise de atletas é consagrado pela possibilidade de se ter dados precisos sobre o desempenho muscular (Fonseca et al., 2007). Há dificuldade para de comparar os diversos estudos isocinéticos devido às diferenças dos protocolos: número de repetições, velocidade e tipo de contração, assim como posicionamento do indivíduo e a marca do dinamômetro (Oberg et al., 1987). Além disso, há falta de dados na literatura sobre a contração excêntrica isocinética dos flexores e extensores de tornozelo, que foi um aspecto importante do nosso estudo e que mostrou uma menor atividade muscular nos atletas quando comparado com o controle. Esse

achado pode ser importante para orientar o treinamento e preparo físico dos corredores e triatletas na prevenção da fratura por estresse e outras lesões.

As maiores cargas de impacto associadas ao menor desempenho muscular de força e resistência dos dorsiflexores e flexores-plantares do tornozelo observadas nos corredores de longa distância podem sugerir uma situação de risco para o aparecimento dessa lesão. Os triatletas apesar de apresentarem menor impacto, também precisam melhorar o desempenho dos músculos do tornozelo. Ainda que o aumento da força máxima no eixo vertical e a deficiência no desempenho dinâmico da musculatura de tornozelo sejam fatores relacionados com a ocorrência de fraturas por estresse de tibia, outros aspectos intrínsecos (demográficos, anatômicos, biomecânicos) e extrínsecos (características do treinamento e tipo de piso) não podem ser descartados.

No estudo atual por meio do questionário qualitativo foi observado histórico anterior de fratura por estresse de tibia em período anterior a seis meses em 7 corredores e 5 triatletas. O histórico anterior de fratura por estresse de tibia tem sido relacionado com o risco significativo de nova lesão (Grimston et al., 1991; Hreljac et al., 2000; Milner et al., 2006). Alguns estudos apontam diferenças significativas no componente z do vetor das forças de reação do solo entre grupo com histórico anterior de fratura por estresse de tibia e grupo sem histórico (Ferber et al., 2002; Grimston et al., 1991). Em contrapartida, outros autores não encontraram diferenças significativas (Bennel et al., 2004; Milner et al., 2006; Crossley et al., 1999). Ainda há uma necessidade de se pesquisar quais aspectos são mais afetados no atleta após a consolidação da fratura por estresse de tibia, reabilitação e volta às atividades

esportivas, uma vez que outros fatores etiológicos da lesão podem ter se modificado, fazendo com que os parâmetros cinéticos sejam similares aos indivíduos sem fratura.

Alguns fatores extrínsecos foram abordados no questionário aplicado nos grupos de atletas estudados e a superfície de treinamento mostrou diferenças significativas entre os atletas, apontando que os corredores de longa distância correm mais na superfície de terra e os triatletas no asfalto. Alguns autores valorizam a superfície de contato como fator de risco nas fraturas por estresse (Pepper et al., 2006; Raasch et al., 2006), porém outros não observaram correlação entre superfícies de treinamento e risco de lesão (Hoeberigs et al., 1992; Macera et al., 1992; Marti et al., 1991; Van mechelen et al., 1992). Raasch et al., 2006 referem que as superfícies mais rígidas, como o asfalto, podem contribuir para o aumento do impacto na estrutura óssea e de fraturas por estresse de tíbia. Já Zahger et al., 1988 e Brunet et al., 1990 referem que o treinamento na terra também é arriscado, principalmente pelas irregularidades.

Os resultados encontrados para o perfil cinético (impacto) e isocinético (atividade muscular) no estudo atual, quando analisados em conjunto, apontam, com clareza, para a necessidade de estabelecer programas de treinamento dos dorsiflexores e flexores-plantares, com objetivos específicos (força, resistência, potência com variação de amplitude de movimento e velocidade), que promovam melhoras da condição muscular durante a corrida, e que associados ao controle dos fatores extrínsecos e intrínsecos da fratura por estresse de tíbia, diminuam o risco dessa lesão.

Este estudo, ainda que limitado pela dificuldade de estabelecer comparações com outros estudos do mesmo perfil metodológico pode ajudar na discussão e no

desenvolvimento de programas de prevenção e reabilitação da fratura por estresse de tibia em corredores de longa distancia e triatletas. Porém, é importante a realização de outros com este modelo metodológico, que consigam avaliar indivíduos pré e pós-fratura por estresse de tibia e assim gerar mais resultados que auxiliem nessa discussão dos fatores associados a essa lesão.

6. CONCLUSÕES

- a. O Grupo de atletas apresentou menor atividade muscular (força e resistência) dos dorsiflexores e flexores plantares e maiores valores de impacto que o grupo controle;
- b. O Grupo Triatleta mostrou menor impacto e melhor desempenho de resistência muscular que o Grupo Corredor de longa distância;

Anexo A – Aprovação do Projeto pela CAPPESQ – HCFMUSP.



APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 20/02/2009, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0932/08**, intitulado: "**ANÁLISE E COMPARAÇÃO DO ÍNDICE DA FADIGA, COEFICIENTE DE VARIÂNCIA E FORÇA MÁXIMA AO LONGO DO EIXO VERTICAL DE TRIATLETAS E CORREDORES.**" apresentado pelo Departamento de **ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Profa. Júlia Maria D' Andréa Greve**

Pesquisador (a) Executante: **Paulo Roberto Santos Silva**

CAPPesq, 20 de Fevereiro de 2009

Prof. Dr. Eduardo Massad
Presidente da Comissão de
Ética para Análise de Projetos
de Pesquisa



HOSPITAL DAS CLÍNICAS
FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Ao

Departamento de Ortopedia e Traumatologia

O Presidente da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 18.02.09, tomou conhecimento da **inclusão da pesquisadora Executante Natalia Mariana Silva Luna** no Protocolo de Pesquisa nº **0932/08**, intitulado: **"Análise e Comparação do índice da fadiga, coeficiente de variância e força máxima ao longo do eixo vertical de triatletas e corredores.**

Pesquisador Responsável: **Profa. Júlia Maria D' Andréa Greve**

CAPPesq, 03 de março de 2009

PROF. DR. EDUARDO MASSAD
Presidente da Comissão de Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

Anexo B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU
RESPONSÁVEL LEGAL**

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

DADOS SOBRE A PESQUISA

- 1.** TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA : Análise e comparação do índice de fadiga, coeficiente de variância e força máxima ao longo do eixo vertical de triatletas e corredores

PESQUISADOR : Profª Júlia Maria D'Andréa Greve

CARGO/FUNÇÃO: Coordenadora do Laboratório de Estudo do Movimento

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 26.970

UNIDADE DO HCFMUSP: Instituto de Ortopedia e Traumatologia

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO	<input checked="" type="checkbox"/>	RISCO MÉDIO	<input type="checkbox"/>
RISCO BAIXO	<input type="checkbox"/>	RISCO MAIOR	<input type="checkbox"/>

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 24
meses.....
....

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que visa avaliar os valores do cansaço dos músculos do seu tornozelo por meio de teste isocinético (avaliação que consiste de movimentos realizados na mesma velocidade), bem como avaliar a força de impacto gerada pelo solo em função do toque do seu pé em uma plataforma de força (equipamento metálico fixado ao chão).

Previamente aos testes, você será submetido a um exercício de aquecimento em esteira ergométrica durante 5 minutos numa velocidade de 6Km/h e orientado quanto à realização dos mesmos, de forma que a avaliação da plataforma de força antecederá a avaliação isocinética. Para a primeira avaliação você será posicionado a uma distância de 1,8 metro da plataforma e será orientado a executar alguns passos de corrida, de modo que a aterrissagem de um dos seus pés ocorra no centro da plataforma. Você realizará dez experiências práticas, sendo que uma experiência é definida como uma aterrissagem consistente de um pé no centro da plataforma durante os passos da corrida. Após essa primeira avaliação, você terá um intervalo de 5 minutos para em seguida realizar a avaliação isocinética, que constará de 30

repetições de movimentos do tornozelo com uma velocidade de 150 graus por segundo, bilateralmente.

Esses procedimentos oferecem o mínimo desconforto e risco de dano à sua saúde. No entanto, se houver, você terá disponibilidade de assistência no Laboratório de Estudos do Movimento do HCFMUSP. Não há benefício direto devido à sua participação no estudo.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. A principal investigadora é a Dra. Júlia Maria D'Andréa Greve que pode ser encontrada no endereço Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 333 / 2º. Andar / Laboratório do Estudo do Movimento / Cerqueira César / São Paulo – SP, CEP 05403 - 000, telefone (11) 3069-6041. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnet.usp.br

É garantida a sua liberdade de retirada de consentimento a qualquer momento e desistência da participação do estudo. Será garantida a confidencialidade, sigilo e privacidade do seu nome e você terá acesso aos resultados parciais da pesquisa sempre que houver interesse.

Não haverá despesas pessoais para você em qualquer fase do estudo e também não haverá nenhuma forma de pagamento relacionada à sua participação. Os resultados dessa pesquisa serão utilizados somente para publicação científica.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo: "Análise e Comparação do índice de

fadiga, coeficiente de variância e força máxima ao longo do eixo vertical de triatletas e corredores”.

Eu discuti com os pesquisadores responsável e executante da pesquisa sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos, seus riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante legal Data ____ / ____ / ____

Assinatura da testemunha Data ____ / ____ / ____

para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual. Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data / /

Anexo C – Questionário.

QUESTIONÁRIO

Data: ___/___/___

Dados pessoais:

Nome: _____

—

Data de Nascimento: ___/___/___ Idade: _____

Endereço: _____

—

E-mail: _____

Tel: _____

Peso _____ Kg Altura _____ cm

Lateralidade de membro superior: () Direita () Esquerda () Ambas

Questões para atletas:

Esporte: _____ Equipe: _____

Idade que iniciou a prática do esporte _____

Tempo de Treinamento:

Recreacional _____ Competitivo _____

Treinamento _____ dias/semana _____ horas/dia

Pratica outro esporte: () não () sim

Qual? _____ Frequência semanal: _____

Praticou outro esporte antes com regularidade (2x/sem, no mínimo)?

Qual? _____ Por quanto tempo? _____

Musculação () não () sim Frequência _____

Uso de calçado esportivo?

Tempo de troca do calçado esportivo:

Superfície de treinamento (para atletas):

Hábitos de alongamentos?

_____.

Lesões:

Já apresentou alguma lesão no tornozelo ? () não () sim

Já ocorreram lesões no tornozelo durante a prática de esportes/e ou atividade física?

() não () sim

Quais?

Já houve algum afastamento do esporte como atleta competitivo? () não () sim

Causas: () Lesão () Imobilização () Motivos profissionais () Desistência

Período: () 1-2 sem () 2-3 sem () 4-5 sem () 6-12 meses () + 1 ano

OBS: _____

—

Nos últimos 6 meses, houve alguma lesão que o afastou da participação no esporte por 24 ou mais horas consecutivas? () sim () não

Se sim, qual? _____

Questões para indivíduos não-atletas:

Atividade Física aeróbica () não () sim

Qual? _____ Frequência _____

OBS: _____

Praticou outro esporte antes com regularidade (2x/sem, no mínimo)?

Musculação () não () sim Frequência _____

Lesões:

Já apresentou alguma lesão no tornozelo ? () não () sim

Já ocorreram lesões no tornozelo durante a prática de atividade física?

() não () sim

Quais?

Nos últimos 6 meses, houve alguma lesão que o afastou da participação no esporte por 24 ou mais horas consecutivas? () sim () não

Se sim, qual? _____

Anexo D - Dados descritivos do tempo e do volume de treinamento dos atletas.

	Mínimo	Média (DP)	Máximo	p
Número de anos de treinamento				0,146
GT	1,00	6,63 (5,59)	18,00	
GCL	1,00	9,326 (7,12)	24,00	
Total	1,00	7,89 (6,43)	24,00	
Número de anos de treinamento com finalidade competitiva				0,864
GT	0,33	6,52 (5,60)	18,00	
GCL	0,75	6,81 (6,0)	21,00	
Total	0,33	6,66 (5,75))	21,00	
Quantidade de horas de treinamento semanais				0,368
GT	6,00	16,32 (6,23)	28,00	
GCL	6,00	14,51 (7,7)	39,00	
Total	6,00	15,47 (6,96)	39,00	
Quantidade de quilômetros de corrida semanais				0,00*
GT	20,00	50,71 (16,04)	90,00	
GCL	60,00	104,23 (36,89)	220,00	
Total	20,00	75,83 (38,55)	220,00	
Quantidade de quilômetros de ciclismo semanais				
GT	60,00	230,76 (84,10)	400,00	
Quantidade de quilômetros de natação semanais				
GT	4,50	9,325 (4,11)	20,00	

T, triatletas; CL, corredor de longa distância; DP, desvio-padrão; p, valores estatísticos obtidos na comparação dos grupos por meio do teste T de Student); *p < 0,05

Anexo E – Dados descritivos de possíveis fatores extrínsecos de lesão nos atletas.

	Grupo T	Grupo CL	Total	p
	Frequência	Frequência		
	n (%)	n (%)	n (%)	
Prática da Musculação				0,778
Sim	14 (53,8%)	11 (47,8%)	25 (51,0%)	
Não	12 (46,2%)	12 (52,2%)	24 (49%)	
Uso de calçado específico para o esporte				0,215
Sim	26 (100%)	21 (91,3%)	47 (95,9%)	
Não	0 (0%)	2 (8,7%)	2 (4,1%)	
Tempo de troca do calçado esportivo				0,542
> ou = 6 meses	19 (73,1%)	14 (60,9%)	33 (67,3%)	
< 6 meses	7 (26,9%)	9 (39,1%)	16 (32,7%)	
Hábito de alongamento				0,125
Sim	16 (61,5%)	19 (82,6%)	35 (71,4%)	
Não	10 (38,5%)	4 (17,4%)	14 (28,6%)	

T, triatletas; CL, corredor de longa distância; p, valores estatísticos obtidos na comparação dos grupos por meio do teste exato de Fisher;

Anexo F - Dados descritivos das características da superfície de treinamento dos atletas.

	Grupo T	Grupo CL	Total	p
	Frequência	Frequência		
	n (%)	n (%)	n (%)	
Superfície de treinamento				
Asfalto				0*
Sim	22 (84,6%)	8 (34,8%)	30 (61,2%)	
Não	4 (15,4%)	15 (65,2%)	19 (38,8%)	
Terra				0,002*
Sim	3 (11,5%)	13 (56,6%)	16 (32,75%)	
Não	23 (88,5%)	10 (43,5%)	33 (67,3%)	
Grama				1
Sim	3 (11,5%)	3 (13%)	6 (12,2%)	
Não	23 (88,5%)	20 (87%)	43 (87,8%)	
Cascalho				1
Sim	2 (7,7%)	1 (4,3%)	3 (6,1%)	
Não	24 (92,3%)	22 (95,7%)	46 (93,9%)	
Esteira				0,052
Sim	5 (19,25%)	0 (0%)	5 (10,2%)	
Não	21 (80,8%)	23 (100%)	44 (89,9%)	
Cimento				1
Sim	1 (3,8%)	1 (4,3%)	2 (4,1%)	
Não	25 (96,2%)	22 (95,7%)	47 (95,9%)	
Carvão				0,469
Sim	0 (0%)	1 (4,3%)	2 (2%)	
Não	26 (0,0%)	22 (95,7%)	48 (98,0%)	
Pista de atletismo				1
Sim	1 (3,8%)	1 (4,3%)	2 (4,1%)	
Não	25 (96,2%)	22 (95,7%)	47 (95,9%)	

T, triatletas; CL, corredor de longa distância; p, valores estatísticos obtidos na comparação dos grupos por meio do teste exato de Fisher; *p < 0,05

Anexo G - Dados descritivos do tipo e frequência de atividade física do grupo controle

Grupo C	Atividade Física	Frequência Semanal
1	Caminhada	3
2	Bike recreacional	3
3	Corrida recreacional	3
4	Corrida recreacional	2
5	Esteira ergométrica	3
6	Remo; corrida /recreacionais	3
7	Corrida recreacional	3
8	Caminhada; Futebol recreacional	3
9	Esteira ergométrica	3
10	Basquete; Futebol / recreacionais	3
11	Voleibol recreacional	2
12	Corrida recreacional	3
13	Futebol recreacional	2,5
14	Corrida recreacional	3
15	Corrida recreacional	3
16	Caminhada	3
17	Caminhada	3
18	Corrida recreacional	3
19	Esteira e Bicicleta Ergométrica	2
20	Futebol recreacional	2
21	Bicicleta Ergométrica	2,5
22	Caminhada	2
23	Corrida recreacional	3
24	Esteira e Bicicleta ergométrica	2
25	Caminhada e natação recreacional	3
26	Corrida; Bike/ recreacionais	3

8. REFERÊNCIAS

Andersen H. Reliability of isokinetic measurements of ankle dorsal and plantar flexors in normal subjects and in patients with peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:265-8.

Basyches M, Wolosker N, Ritti-Dias RM, Câmara LC, Puech-Leão P, Battistella LR. Eccentric strength and endurance in patients with unilateral intermittent claudication. *Clinics (Sao Paulo).* 2009;64:319-22.

Bates BT, Dufek JS, Davis HP. The effect of trial size on statistical power. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24:1059-65.

Barela AMF, Duarte M. Utilização da plataforma de força. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 2006. Disponível em: <http://lob.incubadora.fapesp.br/portal/p/FRS.pdf> . Acesso em 12 out. 2010.

Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom PAFH, Trevino S, Beynnon B. A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med.* 1995;3:564-70.

Beck TJ, Ruff CB, Mourtada FA, Shaffer RA, Maxwell-Williams K, Kao GL, Sartoris DJ, Brodine S. Dual energy x-ray absorptiometry derived structural geometry for stress fracture prediction in male U.S. Marine Corps recruits. *J Bone Miner Res.* 1996;11:645-53.

Beck BR. Tibial stress injuries. An aetiological review for the purposes of guiding management. *Sports Med.* 1998;26:265-79.

Beck TJ, Ruff CB, Shaffer RA, Betsinger K, Trone DW, Brodine SK. Stress fracture in military recruits: gender differences in muscle and bone susceptibility factors. *Bone* 2000;27:437-44.

Blievernicht J. Training the foot and ankle for optimum performance and prevention of injuries. *Nat Strength Conditioning Assoc J.* 1986;8:32-4.

Benazzo F, Barnabei G, Ferrario A, et al. Stress fractures in track and field athletics. *J Sports Traumatol.* 1992;14:51-65.

Bennell K, Crossley K, Jayarajan J, Walton E, Warden S, Kiss ZS, Wrigley T. Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2004;36:397-404.

Bennell K, Brukner P. Preventing and managing stress fractures in athletes. *Phys Ther Sport.* 2005;6:171-80.

Bennell KL, Malcolm SA, Thomas SA, Wark JD, Burkner PD. The incidence and distribution of stress fractures in competitive track and field athletes. *Am J Sports Med.* 1996;24:211-7.

Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, McNaughton LR. Specific aspects of contemporary triathlon: implications for physiological analysis and performance. *Sports Med.* 2002; 32:345-59.

Bonacci J, Chapman A, Blanch P, Vicenzino B. Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. *Sports Med.* 2009;39:903-21.

Breithaupt MD. Zur pathologie des menschlichen fusses [To the pathology of the human foot]. *Med Zeitung* 1855;24:169. Brunet ME, Cook SD, Brinker MR, Dickinson JA. A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners. *J Sports Med Phys Fitness.* 1990;30:307-15.

Bruckner P, Bradshaw C, Khan KM, et al. Stress fractures: a review of 180 cases. *Clin J Sports Med.* 1996;6:85–9.

Burr DB, Milgrom C, Fyhrie D, Forwood M, Nyska M, Finestone A, Hoshaw S, Saiag E, Simkin A. In Vivo Measurement of Human Tibial Strains During Vigorous Activity. *Bone.* 1996;18:405-10.

Calmels PM, Nellen M, van der Borne I, Jourdin P, Minaire P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78:1224-30.

Cameron McR, Goslingab, Belinda J, Gabbea Andrew B, Forbesa. Triathlon related musculoskeletal injuries: The status of injury prevention knowledge. *J Sci Med Sport.* 2008;11:396-406.

Cappello A, Lenzi D, Chiari L. Periodical in-situ recalibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix. *Med Biol Eng Comput.* 2004;42: 350-5.

Carter DR, Caler WE. A cumulative damage model for bone fracture. *J Orthop Res.* 1985;3:84-90.

Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.* 1980;13:397-406.

Chen WL, Su FC, Chou YL. Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19:324-30.

Christina KA, White SC, Louise AG. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction and ankle joint motion during running. *Hum Mov Sci.* 2001;20:257-76.

Collins K, Wagner M, Peterson K, Storey M. Overuse injuries in triathletes: a study of the 1986 Seafair Triathlon. *Am J Sports Med.* 1989;17:675-80.

Crossley K, Bennel KL, Wrigley T, Oakes W. Ground reaction forces, bone characteristics and tibial stress fracture in male runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1999;31:1088-93.

Cowan DN, Jones BH, Frykman PN, Polly DW Jr, Harman EA, Rosenstein RM, Rosenstein MT. Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med Sci Sports Exerc.* 1996;28:945-52.

Devas MB. Stress Fracture of tibia in athletes or "shin soreness". *J Bone Joint Surg.* 1958;40:227-39.

Dickinson JA, Cook SD, Leinhardt TM. The measurement of shock waves following heel strike while running. *J Biomech.* 1985;18:415-22.

Dixon SJ; Creaby MW; Adrian JA. Comparison of static and dynamic biomechanical measures in military recruits with and without a history of third metatarsal stress fracture. *Clin Biomech.* 2006;21:412-19.

Diehl JJ, Best TM, Kaeding CC. Classification and return-to-play considerations for stress fractures. *Clin Sports Med.* 2006;25:17-28, vii.

Dressendorfer RH, Wade CE, Claybaugh J, Cucinel SA, Timmis GC. Effects of 7 successive days of unaccustomed prolonged exercise on aerobic performance and tissue damage in fitness joggers. *In. J. Sports Med.* 1991;12:55-61.

Durwart BR, Baer GD, Rowe PJ. Movimento Funcional Humano - Mensuração e Análise . In Lees A, editor. *Correr.* São Paulo: Editora Manole; 2001,p.123-133.

Dvir Z. Equipamento, parâmetros de teste e resultados em testes. In Dvir Z, editor. *Isocinética Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações clínicas.* São Paulo: Editora Manole; 2002, p.799-802.

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.* 1997;26:73-7.

Egermann M, Brocai D, Lill CA, Schmitt H. Analysis of injuries in long-distance triathletes. *Int J Sports Med.* 2003;24:271-6.

Ferber R, Mcclay-Davis I, Hamill J, Pollard CD, Mckeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2002;34:S5.

Finestone A, Shlamkovitch N, Eldad A, Wosk J, Laor A, Danon YL, Milgrom C. Risk factors for stress fractures among Israeli infantry recruits. *Mil Med.* 1991;156:528-30.

Flynn JM, Holmes JD, Andrews DM. The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19:726-32.

Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Bricio RSB, Costa CA, Wanner LL. Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. *Rev Bras Med Esporte.* 2007; 13:143-7.

Freitas SM, Duarte M. Métodos de análise do controle postural. São Paulo: Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo; 2005. Disponível em: [http:// lob.incubadora.fapesp.br/portal/p/Nec05.pdf](http://lob.incubadora.fapesp.br/portal/p/Nec05.pdf). Acesso em 12 out. 2010.

Fyhrie DP, Milgrom C, Hoshaw SJ, Simkin A, Dar S, Drumb D, Burr DB. Effect of fatiguing exercise on longitudinal bone strain as related to stress fracture in humans. *Ann. Biomed. Eng.* 1998;26:660–5.

Gerritsen KG, Van den Bogert AJ, Nigg BM. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J Biomech.* 1995;28:661-8.

Giladi M, Milgrom C, Kashtan H, Stein M, Chisin R, Dizian R. Recurrent stress fractures in military recruits: one-year follow-up of 66 recruits. *J Bone Joint Surg.* 1986;68:439–41.

Giladi M, Milgrom C, Stein M, Kashtan H, Margulies J, Chisin R, et al. The low arch, a protective factor in stress fractures. A prospective study of 295 military recruits. *Orthop Rev.* 1985;14:709-12.

Gleim GW, Nicholas JA, Webb JN. Isokinetic evaluation following leg injuries. *Phys Sports Med.* 1978;6:74-82.

Gollhofer, A; Komi,P V; Miyashita, M; Aura, O. Fatigue during stretch-shortening cycle exercise: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J Sports Med.* 1987;8:71-8.

Gosling CM, Gabbe BJ, Forbes AB. Triathlon related musculoskeletal injuries: the status of injury prevention knowledge. *J Sci Med Sport.* 2008;11:396-406.

Grimston SK, Nigg BM, FISHER V, Aiemian SV. External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. In: *Proceeding of the 14th ISB Congress.* Paris, 1993, p.512-3.

Grimston SK, Engsberg JR, Kloiber R, Hanley DA. Bone mass, external loads and stress fractures in female runners. *Int J Sports Biomech.* 1991;7:293-302.

Hauswirth C, Brisswalter J, Vallier JM, et al. Evolution of electromyographic signal, running economy, and perceived exertion during different prolonged exercises. *Int J Sports Med.* 2000;21:429-36.

Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Sakamoto M, Kanosue K. Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. *J Sci Med Sport*. 2010;13:106-11.

Hoerberigs JH. Factors related to the incidence of running injuries: a review. *Sports Med*. 1992;13:408-22.

Hoffman JR, Chapnik L, Shamis A, Givon U, Davidson B. The effect of leg strength on the incidence of lower extremity overuse injuries during military training. *Mil Med*. 1999;164:153-6.

Horstmann T, Mayer F, Maschmann J, Niess A, Roecker K, Dickhuth HH. Metabolic reaction after concentric and eccentric endurance-exercise of the knee and ankle. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2001;33:791-5.

Hreljac A, Marshall Rn, Hume Pa. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2000;32:1635-41.

Hreljac, A. Impact and Overuse Injuries in Runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36:845-9.

Hulkko A, Orava S. Stress fractures in athletes. *Int J Sports Med*. 1987;8:221-6.

Iwamoto J & Takeda T. Stress fractures in athletes: review of 196 cases. *J Orthop Sci*. 2003;8:273-78.

Jacobs S, Berson B. Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000-meter race. *Am J Sports Med*. 1986;14:151-5.

Johnson AW, Weiss CB, Wheeler DL. Stress fractures of the femoral shaft in athletes-more common than expected. A new clinical test. *Am J Sports Med.* 1994;22:248-56.

Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18:497-501.

Johnston RE, Quinn TJ, Kertzer R, Vroman NB. Strength training in female distance runners: impact on running economy. *J Strength Cond Res.* 1997;11:224-9

Jones BH, Harris JM, Vinh TN, Rubin C. Exercise-induced stress fractures and stress reactions of bone: epidemiology, etiology and classification. *Exerc Sports Sci Rev.* 1989;17:379-422.

Jones BH, Thacker SB, Gilchrist J, Kimsey CD Jr, Sosin DM. Prevention of Lower Extremity Stress Fractures in Athletes and Soldiers: A Systematic Review. *Epidemiol Rev.* 2002;24:228-47.

Karnofel H, Wilkinson K, Lentell G. Reliability of isokinetic muscle testing at the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1989;11:150-4.

Kim HJ, Lee YH, Kim CK. Biomarkers of muscle and cartilage damage and inflammation during a 200 km run. *Eur J Appl Physiol.* 2007;99:443-7.

Korkia PK, Tunstall-Pedoe DS, Maffuli N. An epidemiological investigation of training and injury patterns in british triathletes. *Br. J. Sports Med.* 1994;28:191-6.

Korpelainen R, Orava S, Karpakka J, Siira P, Hulkko A. Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *Am J Sports Med.* 2001;29:304-10.

Laurino CFS, Alloza JFM, “Triatlo”, in *Lesões Nos Esportes: Diagnóstico, Prevenção E Tratamento*, Cohen M., Abdalla R.J. Editora Revinter, 1° Edição; 2003; Rio de Janeiro.

Lee CR, Farley CT. Determinants of the center mass trajectory in human walking and running. *J Exp Biol.* 1998;201:2935-44.

Lysholm J, Wklander J. Injuries in runners. *Am J Sports Med.* 1987;15:168–70.

Macera CA, Pate RR, Powell KE, Jackson KL, Kendrick JS, Craven TE. Predicting lowerextremity injuries among habitual runners. *Arch Intern Med.* 1989;149:2565–8.

Macera CA. Lower extremity injuries in runners: advances in prediction. *Sports Med.* 1992;13:50-7.

Manninen JS, Kallinen M. Low back pain and other overuse injuries in a group of Japanese triathletes. *Br J Sports Med.* 1996;30:134-9.

Marti B, Vader JP, Minder CE, Abelin T. On the epidemiology of running injuries: The 1984 Bern Grand-Prix Study. *Am J Sports Med.* 1988;16:285–94.

Marti B. Health effects of recreational running in women: some epidemiological literature. *Sports Med.* 1992;14:320-5.

Matheson GO, Clement DB, McKenzie DC, Taunton JE, Lloyd-Smith DR, MacIntyre JG. Stress fractures in athletes: a study of 320 cases. *Am J Sports Med.* 1987;15:46–58.

McBryde AM Jr. Stress fractures in athletes. *J Sports Med.* 1975;3:212-7.

McBryde AM. Stress fractures in runners. *Clin Sports Med.* 1985;4: 737-52.

McCrary JL, Martin DF, Lowery RB, Cannon DW, Curl WW, Read HM Jr, Hunter DM, Craven T, Messier SP. Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31:1374-81.

Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowery RB, Pack RJ. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991;23:1008-15.

Milgrom C, Giladi M, Simkin A, Rand N, Kedem R, Kashtan H, Stein M. An analysis of the biomechanical mechanism of tibial stress fractures among Israeli infantry recruits: a prospective study. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;231:216-21.

Milgrom C, Giladi M, Simkin A, Rand N, Kedem R, Kashtan H, Stein M, Gomori M. The area moment of inertia of the tibia: a risk factor for stress fractures. *J Biomech.* 1989;22:1243-8.

Milgrom C, Finestone A, Shlamkovitch N, Wosk J, Laor A, Voloshin A, Eldad A. Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. A randomized, prospective. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;281:189-92.

Milgrom C; Radeva-Petrova DR; Finestone A; Nyska M; Mendelson S; Benjuya N; Simkin A; Bur D. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *J Biomech.* 2007;40:845-50.

Milgrom C, Giladi M, Chisin R, Dizian R. The long-term followup of soldiers with stress fractures. *Am J Sports Med.* 1985;13:398–400.

Millet GY, Morin JB, Degache F, Edouard P, Feasson L, Verney J, Oullion R. Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur J Appl Physiol.* 2009;107:731-8.

Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V, Lattier G. Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol.* 2002;92:486-92.

Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *J Biomech.* 2006;39:2819-25.

Milner CE, Hamill J, Davis I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fractures in runners? *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2007;22:697-703.

Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38:323-8.

Mizrahi J, Verbitsk O, Isakov E . Fatigue related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Ann Biomed.* 2000;28:463-69.

Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue induced changes in decline running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16:207-12.

Möller M, Lind K, Styf J, Karlsson J. The reliability of isokinetic testing of the ankle joint and a heel-raise test for endurance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13:60-71.

Monteleone GP. Stress fractures in the athlete. *Sports Med*. 1995;26:423–32.

Mori S, Burr DB. Increased intracortical remodeling following fatigue damage. *Bone* 1993;14:103-09.

Morris-Chatta R, Buchner DM, de Lateur BJ, Cress ME, Wagner EH. Isokinetic testing of ankle strength in older adults: assessment of inter-rater reliability and stability of strength over six months. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75:1213-6.

Nigg BM. Biomechanical aspects of running. In Nigg BM, editor. *Biomechanics of Running Shoes*. Champaign: Human Kinetics; 1986, p.1-25.

Nigg BM, Denoth J, Neukomm PA. Quantifying the load on the human body: problems and some possible solutions. In: Morecki A, Fidelus K, Kedzior K, Wit A, editors. *Biomechanics VII.B*. Baltimore: University Park, 1981, p. 88-99.

Noakes TD. *The Lore of Running*. Champaign: Human Kinetics, 1991.

Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998;7:77-95.

Nyland JA, Shapiro R, Stine RL, Horn TS, Ireland ML. Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20:132-7.

Oberg B, Bergman T, Tropp H. Testing of isokinetic muscle strength in the ankle. *Med Sci Sports Exerc.* 1987;19:318-22.

O'Toole ML, Hiller DB, Smith RA, Sisk TD. Overuse injuries in ultraendurance triathletes. *Am J Sports Med.* 1989;17:514-18.

Pepper M, Akuthota V, McCarty EC. The pathophysiology of stress fractures. *Clin Sports Med.* 2006;25:1-16.

Perrin DH. Isokinetic exercise and assessment. In Perrin DH, editor. *Principles of isokinetic Testing and Exercise.* Champaign: Human Kinetics Publishers; 1993, p.35-57.

Phuah AH, Schache AG, Crossley KM, Wrigley TV, Creaby MW. Sagittal plane bending moments acting on the lower leg during running. *Gait Posture.* 2010;31:218-22.

Pincivero DM, Gandaio CM, Ito Y. Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions. *Eur J Appl Physiol.* 2003;89:134-41.

Pohl MB, Mullineaux DR, Milner CE, Hamill J, Davis IS. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *J Biomech.* 2008;41:1160-5.

- Popp KL, Hughes JM, Smock AJ, Novotny SA, Stovitz SD, Koehler SM, Petit MA. Bone geometry, strength, and muscle size in runners with a history of stress fracture. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:2145-50.
- Porter MM, Holmbäck AM, Lexell J. Reliability of concentric ankle dorsiflexion fatigue testing. *Can J Appl Physiol.* 2002;2:116-27.
- Raasch WG, Hergan DJ. Treatment of stress fractures: the fundamentals. *Clin Sports Med.* 2006;25:29-36.
- Reber, L., J. Perry, and M. Pink. Muscular control of the ankle in running. *Am. J. Sports Med.* 1993;21:805-10.
- Rochcongar P, Perne J, Carre F, Chaperon J. Occurrence of running injuries: a survey among 1153 runners. *Sci. Sports.* 1995;10:15-9.
- Sasimontongkul S, Bay BK, Pavol MJ. Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. *J Biomech.* 2007;40:3503-9.
- Schaffler MB, Jepsen KJ. Fatigue and repair in bone. *Int J Fatigue.* 2000;22:839-46.
- Shaffer RA, Brodine SK, Almeida SA, Williams KM, Ronaghy S. Use of simple measures of physical activity to predict stress fractures in young men undergoing a rigorous physical training program. *Am J Epidemiol.* 1999;149:236-42.
- Silva SRD, Fraga CHW, Gonçalves M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. *Motriz (Rio Claro).* 2007;13:225-35.

Simkin A, Leichter I, Giladi M, Stein M, Milgrom C. Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. *Foot Ankle*. 1989;10: 25–9.

Smith W, Walter J, Bailey M. Effect of insoles in coastguard basic training footwear. *JAMA*. 1985;45:644–647.

Snyder RA, Koester MC, Dunn WR. Epidemiology of stress fracture. *Clin Sports Med*. 2006;25: 37-52.

So CH, Siu TO, Chan KM, Chin MK, Li CT. Isokinetic profile of dorsiflexors and plantar flexors of the ankle--a comparative study of elite versus untrained subjects. *Br J Sports Med*. 1994;28:25-30.

Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89:1-7.

Sterling JC, Edelstein DW, Calvo RD, Webb R 2nd. Stress fractures in the athlete: diagnosis and management. *Sports Med*. 1992;14:336–46.

Tang SFT, Chen C-K, Hsu R, Chou S-W, Hong W-H, Lew HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:1441-5.

Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*. 2002;36:95-101.

Terreri ASAP, Greve JMD, Amatuzzi MM. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Rev Bras Med Esporte*. 2001;7:170-4.

Vaes P, Van Gheluwe B, Duquet W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31:741-752.

Van Cingel RE, Kleinrensink G, Uitterlinden EJ, Rooijens PP, Mulder PG, Aufdemkampe G, Stoeckart R. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:72-9.

Van Mechelem W. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med*. 1992;14:320-35.

Vleck VE, Garbutt G. Injury and training characteristics of male elite, development squad, and club triathletes. *Int. J. Sports Med*. 1998;19:38-43.

Zahger D, Abramovitz A, Zelikovsky L, Israel O, Israel P. Stress fractures in female soldiers: an epidemiological investigation of an outbreak. *Mil Med*. 1988;153:448-50.

Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech*. 2006;39:2792-7 .

Walter SD, Hart LE, McIntosh JM, et al. The Ontario cohort study of running-related injuries. *Arch Intern Med*. 1989;149:2561-4.

Wennerberg D. Reliability of an isokinetic dorsiflexion and plantar flexion apparatus. *Am J Sports Med.* 1991;19:519-22.

Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic ankle stability: mechanical and neuromuscular interrelationships. *J Sports Rehabil.* 1994;3:43-57.

Winter DA. Moments of force and mechanical power in jogging. *J Biomech.* 1983;16:91-7.

Yeadon MR, King MA, Forrester SE, Caldwell GE, Pain MT. The need for muscle co-contraction prior to a landing. *J Biomech.* 2010;43:364-9.

Yoshikawa T, Mori S, Santiesteban A. J. Internal forces at chronic running injury sites. *Med Sci Sports Exerc.* 1994;22:357-69.

Young AJ, McAllister DR. Evaluation and treatment of tibial stress fractures. *Clin Sports Med.* 2006;25:117-28.