

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE
DEPARTAMENTO DE ESPORTE

FRATURA TIBIAL POR ESTRESSE EM JOGADORAS DE
VOLEIBOL E BASQUETEBOL: CONTROLE DE CARGA E
CARACTERÍSTICAS ELRTROMIOGRÁFICAS

Larissa Avilarino

SÃO PAULO
2020

FRATURA TIBIAL POR ESTRESSE EM JOGADORAS DE
VOLEIBOL E BASQUETEBOL: CONTROLE DE CARGA E
CARACTERÍSTICAS ELRTROMIOGRÁFICAS

Larissa Avilarino

Monografia apresentada ao Departamento de
Esporte da Escola de Educação Física e Esporte da
Universidade de São Paulo, como requisito parcial
para a obtenção do grau de Bacharel em Esporte.

ORIENTADOR: PROF. DR. JÚLIO CERCA SERRÃO

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a minha família, principalmente à Hermínia, minha mãe e responsável pela minha formação como pessoa que transcende a minha formação acadêmica, mas que expressa em cada centímetro meus esforços, minha perseverança e resiliência, frutos da minha tentativa de me espelhar nela. Agradeço a ela também pelo amor e carinho que a nada se comparam. Por mais clichê que se pareça, não é exagero dizer que todos os passos dados por mim, foram de responsabilidade dela e sem ela, aqui não teria chego. Agradeço também ao meu irmão, Rafael, que em tudo esteve ao meu lado e sempre que necessário me estendeu a mão. Agradeço àquela família com quem não compartilho laços sanguíneos, mas que comigo compartilhou conversas, sorrisos e diversos momentos especiais, que permaneceu incondicionalmente ao meu lado nessa jornada, principalmente nos momentos de crise onde foram meus confidentes, conselheiros e suporte ímpar: Thays Campos, Bianca Cristina, Bruno Virgílio, Gabriela Maia, Alex Félix, Thaís Rubbo, Maura de Arruda, Ana Mazzelli, Anderson Campos e Hellen Gonçalves. À todas e todos vocês acima, além de uma imensa gratidão e orgulho por tê-los ao meu lado, entrego a vocês, todo o meu amor pelo tempo que me for dado em vida e além.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão por todo conhecimento compartilhado, por todas as oportunidades a mim oferecidas, por todos os conselhos acadêmicos e pessoais. Agradeço pela orientação, por todos os puxões de orelha assim como por todos os elogios, pela compreensão de cada momento vivido e não menos importante, agradeço pela confiança e pela a valorização de um potencial que sem você, não seria lapidado e nem transformado numa bela formação. Sobretudo, agradeço pela amizade construída ao longo desses quatro anos.

Agradeço também aos colegas, amigos e amigas do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte, que compartilharam comigo seus conhecimentos, brincadeiras, conversas e cafés da forma mais humilde e gentil possível. E por isso, não posso deixar de agradecer àquele que foi responsável direto e indireto por nos unir, Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

Por fim, agradeço a todo corpo docente e a todos os funcionários desta escola que por 5 anos foi minha segunda e, à ela, EEFE USP, agradeço a honra e o orgulho de fazer parte da sua magnífica história.

SUMÁRIO

Resumo.....	i
1. INTRODUÇÃO.....	01
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	02
3. MATEIAIS E MÉTODOS.....	04
3.1 Amostra.....	04
3.2 Protocolo Experimental.....	04
3.3. Aquisição de Dados.....	05
3.4 Análise dos Dados.....	06
3.5 Análise Estatística.....	06
4. RESULTADOS.....	07
5. DISCUSSÃO.....	12
6. CONCLUSÃO.....	14
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	15

RESUMO

**FRATURA TIBIAL POR ESTRESSE EM JOGADORAS DE
VOLEIBOL E BASQUETEBOL: CONTROLE DE CARGA E
CARACTERÍSTICAS ELRTROMIOGRÁFICAS**

Autor: LARISSA AVILARINO
Orientador: PROF. DR. JÚLIO CERCA SERRÃO

As fraturas por estresse correspondem a 0,5% até 20% de todas as lesões sofridas por atletas e são mais comuns entre aqueles que correm ou praticam esportes de salto, como jogadores de vôlei, basquete e ginastas rítmicos profissionais. Não há informações sobre padrões biomecânicos em jogadores profissionais de vôlei e basquetebol com histórico de fratura por estresse em membros inferiores durante movimentos esportivos específicos. Era esperado que as mesmas alterações nos padrões biomecânicos durante a corrida e a marcha em corredores com histórico de fratura por stress, também aconteceria com movimentos esportivos específicos. Para isso, se faz necessário analisar os parâmetros verticais da força de reação do solo (FRS) e eletromiográficos nos gestos de salto vertical, salto horizontal e mudanças de direção em jogadores de voleibol e basquete de elite nacional com histórico anterior de fraturas por estresse. Os resultados demonstram que o pico vertical da FRS, o tempo para atingir este pico e a taxa de desenvolvimento de carga não mostraram diferenças significativas entre os grupos. Porém, o tempo de latência do músculo tibial anterior durante o deslocamento lateral foi significativamente maior no grupo com histórico de fraturas de estresse em comparação com o grupo de controle. Esses resultados podem estar relacionados ao comprometimento da estabilidade do tornozelo e à incapacidade de controlar o choque, contribuindo para o surgimento de fraturas por estresse.

Palavras chave: biomecânica; fratura tibial por estresse; atletas; basquete; vôlei.

1 INTRODUÇÃO

As fraturas por estresse correspondem a 0,5% até 20% de todas as lesões sofridas por atletas profissionais (BENNEL et al., 1996; PEGRUM, 2012; WARDEN et al., 2006), e são mais comuns entre aqueles que correm ou praticam esportes de salto, como jogadores de vôlei, basquete e ginastas (ROBERTSON & WOOD, 2015).

A fratura por estresse é caracterizada pelo aparecimento de fissuras microscópicas nos ossos, sendo resultado da ausência de adaptações mecânicas a cargas excessivas impostas a todo o corpo durante gestos específicos (GREANEY et al. 1983; RUBIN et al., 1984). Robertson & Wood (2015) postulam que pacientes com fraturas por estresse da diáfise tibial levaram mais tempo para se recuperarem completamente, mostraram maior necessidade de intervenção operatória e tiveram taxas de retorno menores. Moen et al. (2010) constataram que o tempo médio para recuperar a síndrome de estresse tibial medial era de pelo menos 2 meses.

Há poucos estudos com o objetivo de descrever padrões biomecânicos da população com histórico de fraturas por estresse. Situações atípicas de carga durante a corrida, tais como pico de impacto vertical (MILNER et al, 2006), taxa de desenvolvimento de carga vertical instantânea e taxa de desenvolvimento de carga vertical média (DAVIS et al., 2004; POHL et al., 2008; ZIFCHOCK et al, 2006) estão relacionadas a essa lesão. Em relação à atividade muscular, na análise da marcha, os músculos anteriores e tibiais tendem a ser ligeiramente menos ativados em indivíduos com fratura por estresse (RATHLEFF et al, 2011).

Até onde sabemos, não há informações sobre padrões biomecânicos em jogadores profissionais de vôlei e basquetebol com histórico de fratura por estresse em membros inferiores durante movimentos esportivos específicos. Supõe-se que as alterações nos parâmetros biomecânicos durante a corrida e a marcha, também aconteceria em movimentos esportivos específicos. Uma melhor compreensão dos fatores biomecânicos que causam uma fratura por estresse pode contribuir para uma melhor reabilitação, controle de retorno ao esporte e prevenção de novas fraturas.

Isso posto, o objetivo deste estudo é analisar os parâmetros verticais da força de reação do solo (FRS) e eletromiográficos nos gestos de salto vertical, salto horizontal e mudanças de direção em jogadores de voleibol e basquete de elite nacional com histórico anterior de fraturas por estresse da diáfise tibial.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A fratura por estresse é caracterizada por uma fratura óssea por fadiga causada por estresse submáximo repetido (BODEN & OSBAHR, 2000). A força necessária para gerar uma fratura por estresse é menor do que o máximo tolerado pelo osso, mas sua aplicação repetitiva causa uma ruptura na homogeneidade óssea (BEHRENS et al, 2012). Com o tempo, microfraturas se acumulam e uma fratura por estresse pode se desenvolver (KAEDING e NAJARIAN, 2010).

Fraturas por estresse de membros inferiores estão entre as lesões mais comuns em atletas (FREDERICSON et al, 2006; PEGRUM, 2012; MCINNIS & RAMEY, 2016). Elas representam aproximadamente 10% de todas as lesões por excesso de uso no esporte, com incidência em corredores de até 20% (MCINNIS & RAMEY, 2016). A tíbia é o local mais comum desse tipo de fratura. As fraturas por estresse são frequentemente vistas em corredores e em atletas que realizam saltos repetitivos, como jogadores de basquete (BODEN & OSBHAR, 2000).

Apesar de uma vasta documentação sobre fratura por estresse, seus fatores de risco específicos para fraturas tibiais por estresse ainda exigem maior compreensão. Elas podem ser associadas a características anatômicas específicas, características biomecânicas (má pronação do pé, alto pico de adução do quadril e maior taxas de carregamento vertical da tíbia) e fatores extrínsecos, como a superfície onde a modalidade é praticada (MILNER et al, 2006; MCINNIS & RAMEY, 2016).

Boden & Osbahr (2000) relatam que o tratamento conservador da fratura tibial por estresse consiste em repouso sem carga, com ou sem imobilização, por um período de 3 a 6 meses. Há uma alta taxa de não união com fraturas por estresse neste local. Já Rauh et al. (2006) demonstraram que as fraturas por estresse precisam de repouso total por um período médio de 4 a 8 semanas. O que se tem consolidado é que esse tipo de fratura mantém o atleta distante da modalidade por períodos prolongados e quando somados o tempo necessário para o treinamento de reabilitação ao tempo de recuperação, o atleta perde em média, 19 semanas de treinamento (ROSS & ALLSOPP, 2002). Se as medidas não operatórias falharem, a intervenção cirúrgica deve ser considerada. O retorno médio relatado após a intervenção operatória varia de 10 semanas a 6 meses (MCINNIS & RAMEY, 2016).

Há esportes que estão intimamente ligados com ocorrência de fratura por estresse. Modalidades com saltos têm uma maior predisposição para fraturas desse tipo. A distribuição da mesma entre as atividades esportivas, demonstrou que o basquete e vôlei estão mais comumente associados com fraturas tibiais por estresse (IWAMOTO & TAKEDA, 2003). Em seu estudo, Khan et al. demonstraram que jogadores de basquete da NBA diagnosticados com fraturas tibiais por estresse corriam uma maior chance de não poderem voltar a jogar na mesma temporada.

A fim de compreender as associações entre o carregamento e o histórico de fratura por estresse, vários pesquisadores compararam as características da força de reação do solo (FRS) entre os grupos de controle e de fratura por estresse. Há discordância entre os resultados desses estudos: enquanto alguns estudos concluem que não há diferença significativa entre a FRS do grupo com fratura por estresse e do grupo controle, outros pesquisadores relatam uma diferença substancial (ZADPOOR & NIKOOYAN, 2011).

A importância de compreender as associações entre a FRS e o histórico de fratura por estresse é salutar. Em primeiro lugar, compreender a associação entre carga e fratura por estresse permite um melhor desenho de estudos futuros e uma compreensão potencialmente melhor da etiologia da fratura por estresse, que não é bem compreendida atualmente. Em segundo lugar, uma correlação significativa entre o FRS e o histórico de fratura por estresse pode nos apresentar a oportunidade de usar a FRS como uma ferramenta de diagnóstico relativamente barata (ZADPOOR & NIKOOYAN, 2011).

Nesse aspecto, é importante entender a participação muscular, isso porque, os músculos atuam como absorvedores de choque. A fadiga muscular pode reduzir esse efeito de amortecimento e acelerar o surgimento de fraturas por estresse. (MIZRAHI, J., VERBITSKY, O., ISAKOV, E., 2000)

Com isso, a eletromiografia (EMG) é um instrumento importante para entender esse mecanismo, uma vez que a mesma se correlaciona diretamente com a força exercida nos músculos. Um aumento na atividade do tibial anterior (TA) pode refletir o aumento do impacto tibial, que é um fator de risco para dores nas pernas e fraturas por estresse. Alternativamente, o aumento da atividade EMG também pode ser interpretado como um desvio do estresse do osso para o músculo, além de resultar em maior estresse nas articulações (BEIERLE, R., et al, 2019).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Amostra

As jogadoras de vôlei e basquete juvenil foram recrutadas para os testes, ambas as equipes disputaram a liga nacional. Entre 27 atletas do sexo feminino, 23 se adequaram aos critérios de inclusão: 6 atletas foram designadas para o grupo com histórico de fraturas por estresse (SFG - $1,81 \pm 0,7$ m; $72,4 \pm 7,82$ Kg) e 17 para o grupo controle (CG - $1,76 \pm 0,07$ m; $64,3 \pm 9,56$ Kg).

Os critérios de inclusão para ambos os grupos foram: ser uma jogadora profissional de vôlei ou basquetebol com pelo menos cinco anos de prática ininterrupta em nível nacional, ausência de qualquer tipo de lesão musculoesquelética, ausência de alguma perturbação hormonal nos exames de rotina durante os últimos seis meses através de testes de dosagem hormonal realizados no início da temporada.

Os critérios de inclusão do grupo lesionado foram ter tratado fratura por estresse da diáfise tibial nos últimos seis meses. O diagnóstico da fratura por estresse da diáfise tibial foi feito por cintilografia óssea, diagnosticando a lesão como grau I ou II (ZWAS, 1987) diagnosticada por um médico do esporte experiente e confirmada por um exame radiológico de cintilografia óssea nos dois últimos anos antes do teste. Para descartar as mudanças influentes na coordenação muscular crônica causadas pelo processo de dor da lesão, atletas com menos de seis meses de resolução completa da lesão a partir da data do teste foram descartadas.

Ambas as pernas foram analisadas no grupo controle, mas para o grupo ferido foram coletados apenas os parâmetros do segmento afetado. O procedimento experimental foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade de Taubaté (Declaração número 033/11 - Protocolo CEP/UNITAU número 627/10) e todos os sujeitos assinaram um formulário de consentimento.

3.2 Protocolo experimental

O protocolo experimental consistiu em saltos verticais, deslocamento anteroposterior e laterais, mudanças de direção e saltos esportivos horizontais e verticais.

O salto vertical não específico foi sempre a primeira tarefa realizada na sessão de teste, já que foi utilizado para determinar a altura alvo dos saltos esportivos. As atletas eram solicitadas a alcançar o deslocamento vertical máximo auxiliado pela ação dos membros

superiores e a tocar a placa de força com ambos os pés. Foram realizadas três tentativas e a altura média destas tentativas foi utilizada para determinar a altura utilizada nos saltos verticais esportivos. Após o salto vertical não específico, os outros movimentos foram realizados em uma ordem aleatória na sessão de teste. Os saltos verticais esportivos para as jogadoras de vôlei simulavam o gesto de bloqueio, enquanto que para as jogadoras de basquetebol era um gesto de rebote. As voluntárias eram instruídas a alcançar uma bola suspensa em cada execução. A altura da bola era determinada individualmente pelo alcance verificado no salto vertical não específico. No salto horizontal específico, as jogadoras de vôlei deveriam fazer um gesto de ataque enquanto as jogadoras de basquetebol deveriam fazer um gesto de bandeja. As voluntárias eram autorizadas a correr antes do salto para reproduzir os movimentos esportivos. Elas foram instruídas a pousar com os dois pés na plataforma de força.

No teste de deslocamento anteroposterior, as atletas foram instruídas a se moverem para frente e mudarem de direção para trás o mais rápido possível após um dos pés ter tocado a plataforma de força, sempre olhando para frente. O teste de deslocamento lateral foi semelhante, mas em vez de deslocamento anteroposterior, as jogadoras deveriam mover-se da esquerda para a direita ou da direita para a esquerda, mudando de direção assim que um dos pés tivesse tocado a plataforma de força.

3.3 Aquisição de dados

Um sistema Lynx-EMG 1000 (Lynx Tech) com impedância diferencial de entrada superior a $10\text{ M}\Omega$, frequência de amostragem de 1000 Hz, ganho de 1000x, e uma taxa de rejeição comum de modo superior a 100 dB a 60 Hz foi usado para a coleta de dados eletromiográficas (EMG) para os dados dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (MG).

Os eletrodos foram posicionados seguindo as recomendações do SENIAM (2006). Os locais para a colocação dos eletrodos foram preparados raspando e lixando a pele com lixa fina e limpando-a com álcool isopropílico a 70%. Os eletrodos gelificados foram posicionados com uma distância de centro a centro de 2 cm. Um eletrodo de referência foi posicionado na espinha ilíaca superior anterior.

Os dados eletromiográficos foram sincronizados com uma plataforma de força KISTLER com a mesma frequência de amostragem. A plataforma de força possui transdutores de força do tipo piezoelétrico localizados nos cantos da superfície de medição (0,6x0,9m). Os

sinais obtidos pelos transdutores são enviados através de cabos e interruptores para um amplificador de sinal (KISTLER AG, modelo 9865 B). O controle sobre a aquisição, armazenamento e análise dos dados foi realizado pelo software BIOWARE (282A1-20).

3.4 Análises de dados

Os dados da FRS e eletromiografia foram processados no software Matlab (R2009b Mathworks). O sinal eletromiográfico foi filtrado usando um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 20 Hz e 500Hz. Os dados EMG foram normalizados por RMS máximo alcançado durante cada gesto em janelas de 200ms. Para determinar a intensidade de ação muscular nas tarefas foram calculados RMS 50ms antes e 50ms após o contato do pé com o solo para avaliar os ajustes antecipados e compensatórios dos músculos. Para verificar a latência, foi calculada uma correlação cruzada entre o sinal do envelope linear de cada músculo e a FRS vertical e foi utilizado o retardo da correlação cruzada máxima. A correlação cruzada calculou a correlação entre duas séries temporais ponto por ponto que se movem para frente e para trás no tempo. Desta forma, há um sinal de correlação com o dobro dos pontos do sinal original. A defasagem da correlação máxima indica quanto o sinal foi movido para frente ou para trás até atingir a correlação máxima observada.

Os dados cinéticos foram normalizados por peso corporal. Para ambos os saltos verticais (esportivos e não específicos) foram calculados os parâmetros de FRS vertical pico, tempo para atingir o pico, taxa de carga, impulso total para a fase de aterrissagem. Estes parâmetros são apontados como possíveis indicadores de cargas externas aplicadas às estruturas corporais (LIU & NIGG, 2000; ZADPOOR et al, 2007; ZADPOOR & NIKOOYAN, 2011).

3.5 Análise estatística

Os resultados são apresentados como média \pm desvio padrão. A normalidade e a homocedasticidade dos dados foram testadas usando os testes Kolmogorov-Smirnov e Levene, respectivamente. Para verificar as diferenças entre os grupos, foi realizado um teste T independente. Foi calculado o efeito do tamanho *Hedge g* de cada parâmetro. Foi utilizado o benchmark do tamanho do efeito de Cohen para trivial ($-0.2 \leq d \leq 0.2$), pequeno ($-0.5 \leq d < -0.2$ e $0.2 < d \leq 0.5$), moderado ($-0.8 \leq d < -0.5$ e $0.5 < d \leq 0.8$) e grande ($d < -0.8$ e $d > 0.8$). O nível de significância foi fixado em $p \leq 0.05$. Todas as análises foram realizadas no software SigmaStat (versão 3.5; Systat, EUA).

4 RESULTADOS

Não há diferença entre grupos em altura e massa corporal. Todos os dados mostraram distribuição normal e homogeneidade de variância. Os parâmetros de FRS são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Resultados apresentados como média \pm desvio padrão relacionado aos parâmetros FRS durante os deslocamentos anteriores e laterais.

	Deslocamento Anteroposterior (AD)			Deslocamento Lateral (LD)		
	CG	SFHG	P	CG	SFHG	p
Pico (BW)	1.79 \pm 0.17	1.79 \pm 0.49	0,97	1.99 \pm 0.33	2.07 \pm 0.47	0,67
tPico (s)	0.17 \pm 0.10	0.17 \pm 0.07	0,97	0.10 \pm 0.04	0.15 \pm 0.12	0,14
TC (BW/s)	16.29 \pm 9.92	14.81 \pm 8.95	0,75	24.45 \pm 8.50	21.24 \pm 11.78	0,48
Imp (BW.s)	0.47 \pm 0.08	0.40 \pm 0.05	0,07	0.48 \pm 0.06	0.47 \pm 0.07	0,64

Pico - Pico de Força; tPico - Tempo para força pico; TC - Taxa de Desenvolvimento de Carga; Imp - Impulso; CG - Grupo de Controle; SFHG - Grupo de História de Fratura por Estresse.

Tabela 2 - Resultados apresentados como média \pm desvio padrão relacionado aos parâmetros GRF durante o salto vertical, esporte Salto Vertical e Horizontal

	Salto Vertical			Salto Esportivo Vertical			Salto Esportivo Horizontal		
	CG	SFHG	p	CG	SFHG	p	CG	SFHG	p
Pico (BW)	3.64 \pm 0.87	3.62 \pm 0.98	0,96	3.52 \pm 0.89	3.73 \pm 0.94	0,65	3.97 \pm 0.73	3.97 \pm 0.42	0,99
tPico (s)	0.08 \pm 0.01	0.09 \pm 0.022	0,37	0.09 \pm 0.02	0.08 \pm 0.01	0,93	0.06 \pm 0.01	0.06 \pm 0.01	0,78
TC (BW/s)	44.98 \pm 18.91	42.50 \pm 21.74	0,79	43.00 \pm 18.21	43.76 \pm 16.67	0,92	66.97 \pm 23.73	63.13 \pm 18.72	0,72
Imp(BW.s)	0.72 \pm 0.14	0.64 \pm 0.10	0,19	0.75 \pm 0.16	0.67 \pm 0.10	0,26	0.75 \pm 0.11	0.63 \pm 0.09	0.03*

Pico - Pico de Força; tPico - Tempo para força pico; TC - Taxa de Desenvolvimento de Carga; Imp - Impulso; CG - Grupo de Controle; SFHG - Grupo de História de Fratura por Estresse; * $p < 0.05$.

Para FRS somente o impulso total durante o salto horizontal esportivo apresentou uma diferença significativa entre os grupos ($p=0,03$), foi maior no grupo de controle ($0,75\pm 0,11$ vs $0,63\pm 0,09$ BW.s).

A Tabela 3 apresenta o tamanho do efeito do Hedge na comparação entre os dois grupos. O sinal negativo indica que o grupo com histórico de fraturas por estresse apresentou valores mais altos para cada variável.

Tabela 3 - Resultados do tamanho do efeito relacionado aos parâmetros GRF durante os movimentos esportivos

	Deslocamento Anteroposterior	Deslocamento Lateral	Salto Vertical (NSVJ)	Salto Vertical Esportivo (SVJ)	Salto Horizontal Esportivo (SHJ)
Pico (BW)	-0,01	-0,20	0,02	-0,23	-0,00
tPico (s)	0,01	-0,81	-0,42	0,05	-0,14
TC (BW/s)	0,15	0,34	0,12	-0,04	0,17
Imp(BW.s)	0,42	0,21	0,64	0,55	1,08

Pico - Pico de Força; tPico - Tempo para força pico; TC - Taxa de Desenvolvimento de Carga; Imp - Impulso

Para o deslocamento anterior, foi observado um tamanho de efeito trivial para as variáveis Pico, tPico e TC e pequeno para a variável Imp. No deslocamento lateral, o efeito foi trivial para o Pico e pequeno para o TC e Imp. A variável tPico foi a única a apresentar um tamanho de efeito grande para os deslocamentos e o SFHG apresentou um tPico maior quando comparado com o CG.

No salto vertical, a diferença foi trivial para Pico(BW) e TC(BW/s), pequeno para TPico(s) e moderado para Imp(BW.s), onde CG apresentou Imp(BW.s) 50ms mais alto.

A tarefa salto esportivo vertical mostrou ser mais trivial para tPico(s) e TC(BW/s), pequena para Pico(BW) e moderada para Imp(BW.s) com CG sendo maior que Imp(BW.s) 50ms.

O salto esportivo horizontal, apresentou uma diferença para trivial para Pico (BW), tPico(s) e TC(BW/s) pequeno para tPico(s) e grande para Imp(BW.s) sendo que o GC apresentou um GC superior para Imp(BW.s) 50ms.

Figura 1 - Os resultados são apresentados como Média \pm Desvio Padrão relacionado aos parâmetros EMG durante gestos esportivos.

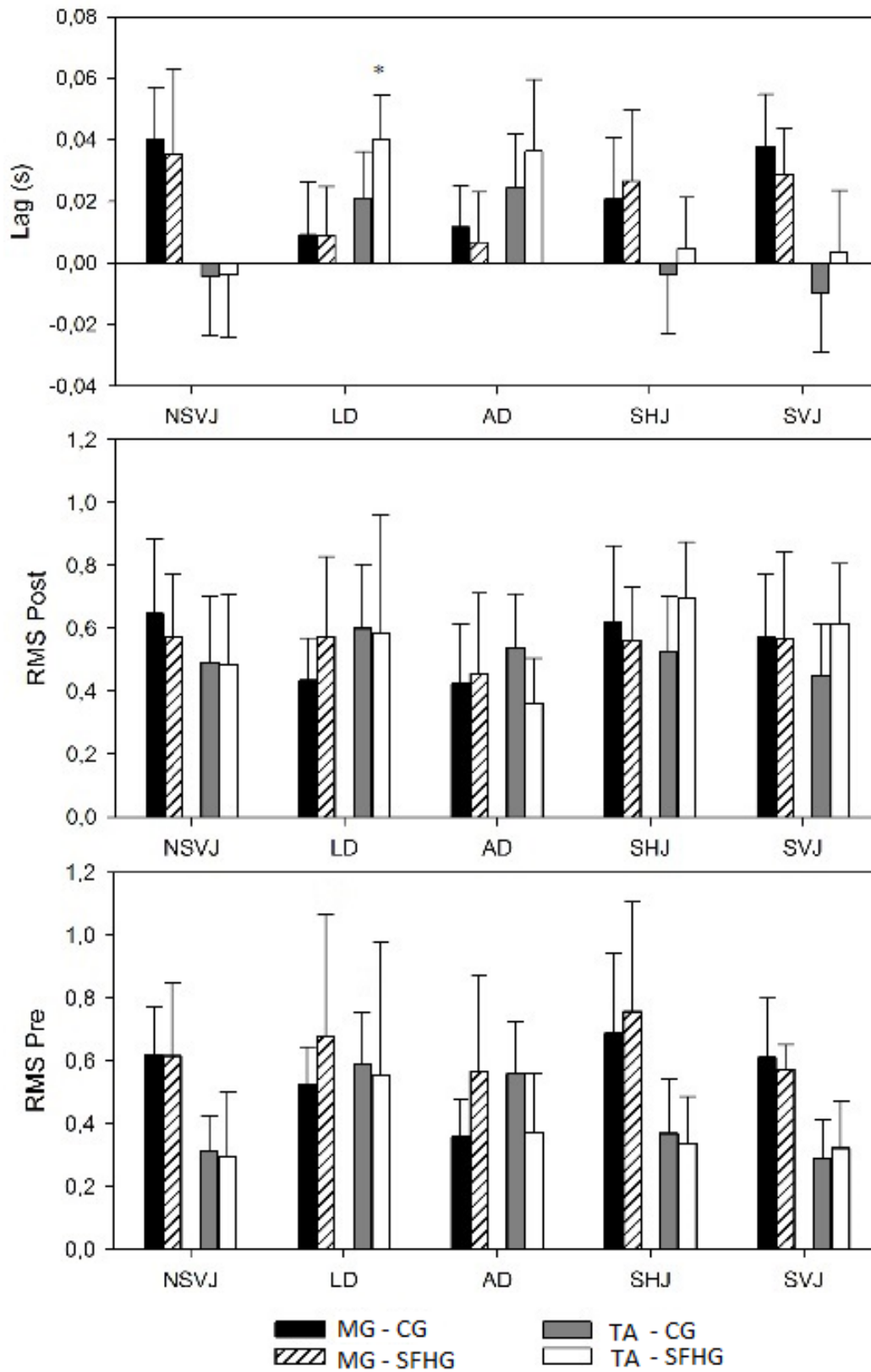


Figura 1 - NSVJ - salto vertical não específico; LD - deslocamento lateral; AD - deslocamento anteroposterior; SHJ - salto horizontal esportivo; SVJ - salto vertical esportivo; HG - Grupo de controle; SFHG - Grupo de histórico de fraturas por esforço; TA - Tibial Anterior; MG - Gastrocnêmio medial. * $p < 0.05$.

Em relação a EMG, somente o tempo de latência do músculo tibial anterior (TA) no deslocamento lateral foi significativamente maior no grupo de histórico de fraturas de estresse em comparação com o grupo de controle ($p=0,015$).

5 DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi analisar os parâmetros verticais da FRS e eletromiográficos nos gestos de salto vertical, salto horizontal e mudanças de direção em atletas de elite nacional com histórico anterior de fraturas por estresse da diáfise tibial. Para o nosso conhecimento, não há informações sobre características biomecânicas em jogadoras profissionais de vôlei e basquete com histórico de fraturas por estresse em membros inferiores durante os movimentos esportivos. A nossa hipótese era a de que as alterações biomecânicas em pessoas com histórico de fratura por estresse durante a corrida e a marcha também aconteceria com movimentos esportivos específicos do basquete e do vôlei. Contudo, nossos resultados mostram que essa hipótese não foi confirmada.

Nossos achados mostram que o pico vertical da FRS, o tempo para atingir este pico e a taxa de desenvolvimento de carga não mostraram diferenças significativas entre os grupos. Assim como demonstrado por CROSSLEY et al., (1999); BENNELL et al., (2004) e ZADPOOR & NIKOOYAN (2011) entre corredores com histórico de fratura por estresse e corredores em condições normais, não encontramos diferença ao comparar a magnitude da FRS entre os grupos do nosso estudo.

Alguns estudos sugerem que tempos de reação mais curtos dos músculos do tornozelo podem implicar em uma melhor proteção contra lesões (ASHTON-MILLER et al, 1996; YENTES et al., 2014). Os músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) são músculos tibiais proprioceptivos responsáveis pelo controle da estabilidade articular do tornozelo (KONRADSEN, 2002). Os mecanismos desenvolvidos para a estabilização articular são determinados pela relação complementar entre os limitadores passivos (cartilagem e ligamentos) e ativos (músculos) (HILLER, KILBREATH, REFSHAUGE, 2011). A falha proprioceptiva, déficits de força, distúrbios neuromusculares e controle postural compõem o conjunto de capacidades que podem estar comprometendo a estabilidade do tornozelo (DELAHUNT et al., 2010). O controle prejudicado no equilíbrio do tornozelo representado neste caso pelo atraso na atividade TA durante o deslocamento horizontal pode ter criado uma carga de tensão, que contribuiu para as forças totais que levaram à fratura de tensão tibial. Entretanto, a contribuição da magnitude não pode ser estimada.

Ainda assim, os músculos TA não só contribuem com sua ativação excêntrica para controlar a pronação do pé, mas também atuam para desacelerar a flexão plantar durante a marcha, ajudando na absorção do choque quando o pé bate no chão (LAMONT, 2006).

Embora este comportamento só tenha sido relatado em marcha e corrida, provavelmente ele também ocorre durante deslocamento lateral. Portanto, o atraso na atividade do TA pode estar relacionado ao comprometimento da estabilidade do tornozelo e à incapacidade de controlar o choque, o que pode ter levado ao aumento da sobrecarga tibial e conseqüentemente aumentado a possibilidade de fraturas por estresse (MILNER et al., 2006).

A principal limitação do nosso estudo se deu em relação a uma amostra reduzida. Principalmente em relação ao grupo com histórico de fraturas por estresse. Com isso, estudos futuros devem se atentar a isso para a obtenção de dados mais consistentes.

6 CONCLUSÃO

No que se refere ao pico vertical da FRS, o tempo para atingir este pico e a taxa de carga, nossos resultados demonstram que não houve diferenças significativas entre os grupos.

Porém, o tempo de latência do músculo tibial anterior durante o deslocamento lateral foi significativamente maior no grupo com histórico de fraturas de estresse em comparação com o grupo de controle. Esses resultados podem estar relacionados ao comprometimento da estabilidade do tornozelo e à incapacidade de controlar o choque, contribuindo para o surgimento de fraturas por estresse.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AASHTON-MILLER et al. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. **Am J Sports Med**, v24, p. 800-809, 1996.

BAHR, R; BAHR, IA. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. **Scand J Med Sci Sports**, v7, p. 166-171, 1997.

BEIERLE, R., et al. The Effect of Barefoot Running on EMG Activity in the Gastrocnemius and Tibialis Anterior in Active College-Aged Females. **Int J Exerc Sci**, v1, p. 1110-1120, 2019.

BENNELL et al. Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v36, p. 397-404, 2004.

BEHRENS SB et al. Stress fractures of the pelvis and legs in athletes: a review. **Sports Health**, v5, p. 165–174, 2013.

BODEN, BP; OSBHAR, DC. High-risk stress fractures: evaluation and treatment. **J Am Acad Orthop Surg**, v8, p. 344-353, 2000.

CROSSELEY et al. Ground reaction forces, bone characteristics, and tibial stress fracture in male runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v31, p. 1088-10, 1999.

DAVIS, I., MILLNER, CE., HAMILL, J. Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. **Medicine And Science in Sports and Exercise**, p.359, 2004.

DELAHUNT et al. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. **Arch Phys Med Rehabil**, v91, p. 1383-1389, 2010.

FREDERICSON, M.; JENNINGS, F.; BEAULIEU, C.; MATHESON, GO. Stress fractures in athletes. **Topics in Magnetic Resonance Imaging**, v17, p. 309–325, 2006.

GREANEY et al. Distribution and natural history of stress fractures in U.S. Marine recruits. **Radiology**, v146, p.339-346, 1983.

HILLER et al Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. **Br J Sports Med**, v45, p. 660-672, 2011.

IWAMOTO, J., TAKDA, T. (2003). Stress fractures in athletes: review of 196 cases. **Journal of Orthopaedic Science**, v8, p. 273–278, 2003.

JAMES, CR; DUFEK, JS; BATES, BT. Effects of stretch shortening cycle exercise fatigue on stress fracture injury risk during landing. **Res Q Exerc Sport**, v77, p. 1-13, 2006.

KAEDING, CC; NAJARIAN, RG. Stress fractures: classification and management. **Phys Sports Med**, v38, p. 45-54, 2010.

KHAN et al. Epidemiology and Impact on Performance of Lower Extremity Stress Injuries in Professional Basketball Players. **Sports Health**, v10, p. 169-174, 2018.

KONRADSEN L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. **J Electromyogr Kinesiolog**, v12, p. 199-203, 2002.

LAMONT, EV; ZEHR, EP: Task-specific modulation of cutaneous reflexes expressed at functionally relevant gait cycle phases during level and incline walking and stair climbing. **Exp Brain Res**, p. 185–192, 2006.

LIU, W; NIGG, BM. A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. **J Biomech**, v33, p. 219-224, 2000.

LUCAS-CUEVAS et al. Ankle muscle strength influence on muscle activation during dynamic and static ankle training modalities. **J Sports Sci**, p.1-8, 2015.

MALLE, WH., et al. Surgical versus conservative treatment for high-risk stress fractures of the lower leg (anterior tibial cortex, navicular and fifth metatarsal base): A systematic review. **Br J Sports Med**, v49, p. 370-376, 2015.

MILNER, C. E.; R. FERBER; C. D. POLLARD; J. HAMILL; I. S. DAVIS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. **Med Sci Sports Exerc**, v.38, n.2, p.323-328, 2006.

MIZRAHI, J., VERBITSKY, O., ISAKOV, E. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. **Ann Biomed Eng**, v28, p. 463-469, 2000.

MOEN et al. The Additional Value of a Pneumatic Leg Brace in the Treatment of Recruits with Medial Tibial Stress Syndrome; a Randomized Study. **BMJ Military Health**, v156, p.236-240, 2010.

PEGRUM, J. Diagnosis and management of bone stress injuries of the lower limb in athletes. **BMJ Journals**, 2012.

POHL et al. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. **J Biomech**, v41 p.1160-1165, 2008.

RAUH et al. Epidemiology of stress fracture and lower-extremity overuse injury in female recruits. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v38, p. 1571–1577, 2008.

ROBERTSON, G; WOOD AM. Return to sports after stress fractures of the tibial diaphysis: a systematic review. **Br Med Bull**, v114, p.95-111, 2015.

RUBIN et. al. Dynamic strain similarity in vertebrates: an alternative to allometric limb bone scaling. **J Theor Biol**, v107, p. 321–327, 1984.

SANDRY, MA., CHANG, YJ., McCRORY, JL. The Effect of Fatigue on Leg Muscle Activation and Tibial Acceleration During a Jumping Task. **J Sport Rehabil**, v6, p. 01-07, 2019.

SENIAM. Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. 2006.

SILVA, A. S; ABDALLA, R. J.; FISBERG, M. Incidence of musculoskeletal injuries in elite female basketball athletes. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 1, p. 43-6, 2007.

WARDEN et al. Stress Fractures: Pathophysiology, Epidemiology, and Risk Factors. **Curr Osteoporos Rep**, v4, p. 103-109, 2006.

YENTES et. al. Lower extremity injury in female basketball players is related to a large difference in peak eversion torque between barefoot and shod conditions. **J Sport Health Sci**, v3, p. 227–232, 2014.

ZADPOOR A.A., NIKOOVAN A.A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. **Clin Biomech**, v26, p.23-28, 2011.

ZADPOOR A.A., NIKOOVAN A.A., ARCHI, A.R. A model-based parametric study of impact force during running. **Journal of Biomechanics**, v40, p. 2012-2021, 2007.

ZIFCHOCK, RA., DAVIS, I., HAMILL, J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. **J Biomech**, v39, p. 2792-2797, 2006.

ZWAS ST., ELKANOVITCH R., FRANK, G. Interpretation and classification of bone scintigraphic findings in stress fractures. **J Nucl Med**,v28, p. 452-457, 1987.