Leandro Dias dos Santos

**Avaliação dos movimentos do tornozelo e da resposta eletromiográfica
dos músculos tibial anterior e fibulares
em plataforma de inversão súbita**

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

Programa de Fisiopatologia experimental

Orientadora: Profa. Dra. Júlia Maria D`Andrea Greve

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018, de 03 de outubro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

São Paulo

2020

Leandro Dias dos Santos

**Avaliação dos movimentos do tornozelo e da resposta eletromiográfica
dos músculos tibial anterior e fibulares
em plataforma de inversão súbita**

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

Programa de Fisiopatologia experimental

Orientadora: Profa. Dra. Júlia Maria D`Andrea Greve

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018, de 03 de outubro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

**São Paulo
2020**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Santos, Leandro Dias dos

Avaliação dos movimentos do tornozelo e da
resposta eletromiográfica dos músculos tibial
anterior e fibulares em plataforma de inversão
súbita / Leandro Dias dos Santos. -- São Paulo,
2019.

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

Programa de Fisiopatologia Experimental.
Orientador: Júlia Maria D'Andrea Greve.

Descritores: 1.Entorses e distensões 2.Tornozelo
3.Plataforma súbita 4.Eletromiografia 5.Atléticas
6.Jovens 7.Adulto jovem 8.Futebol

USP/FM/DBD-478/19

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

DEDICATÓRIA

.

À Deus,
por guiar me nos caminhos
mais serenos e tranquilos nesta passagem.

À minha mãe Cristina Pedregoza,
pelo apoio em todos os
momento da minha vida.

Ao meu pai Francisco Sales,
pelo exemplo de homem a ser seguido.

À minha irmã Lenita Pedregoza,
pelo apoio constante de ontem e sempre.

AGRADECIMENTOS

A professora Doutora Júlia Maria D'Andréa Greve chefe do Laboratório do Estudo do Movimento do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade Medicina da Universidade de São Paulo, o meu muito obrigado pela orientação dedicada e total apoio nesta dissertação.

Ao Mestre Tecnólogo César Augusto Martins Pereira, pela grandiosa capacidade e fomento para que o projeto da plataforma pudesse ter sido construído ao longo do projeto.

Ao Doutor Raul Bolliger Neto, Chefe do Laboratório de Biomecânica – LIM-41- do Instituto de Ortopedia e Traumatologia pela colaboração esplendorosa nos dados da pesquisa.

A professora Doutora Angélica Alonso Castilho, pesquisadora do Laboratório do Estudo do Movimento pelo apoio incondicional desde o piloto do projeto até a fase final desta dissertação.

As colegas Simone Cavalheiro e Maria do Carmo, colaboradoras do Laboratório de Biomecânica – LIM - 41- do Instituto de Ortopedia e Traumatologia, pela receptividade oferecida durante todo o tempo do projeto.

Ao São Bernardo Futebol Clube, pela oportunidade e confiança para que

esta pesquisa pudesse ter sido concluída e realizada com êxito, em especial os presidentes Sr. Edgar Montemor Fernandes (Edinho) glorioso fundador do clube e Sr. Luiz Fernando Teixeira Ferreira o mais vitorioso presidente da história do São Bernardo Futebol Clube.

Ao diretor de futebol Sr. Edgar Montemor Fernandes Filho, pela confiança no meu trabalho e total apoio para que este trabalho pudesse ter sido realizado no setor de fisioterapia do São Bernardo Futebol Clube.

Aos atletas da categoria de base do São Bernardo Futebol Clube por participarem do projeto, além da enorme credibilidade depositada em nosso trabalho.

Aos meus colegas do São Bernardo Futebol Clube que de forma direta e indireta puderam contribuir para a concretização deste trabalho.

NORMATIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas:

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

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

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3ª ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	16
OBJETIVOS.....	17
REVISÃO DA LITERATURA.....	19
Histórico	19
Epidemiologia das lesões do tornozelo.....	19
Mecanismos de estabilidade.....	20
Mecanismos Entorse e Lesões do futebol	21
Plataformas de inversão súbita.....	23
METODOLOGIA	28
Descrição da plataforma de inversão súbita	28
Eletromiografia	29
Sistema de controle	31
Testes de segurança e confiabilidade da plataforma	31
Casuística.....	32
Avaliação.....	32
Coleta e armazenamento dos dados.....	33
Análise Estatística	34
RESULTADOS.....	34
Parâmetros da plataforma	36
Parâmetros da eletromiografia.....	47
DISCUSSÃO.....	57
CONCLUSÃO.....	62
ANEXO A	63
ANEXO B	65
ANEXO C	67
ANEXO D	68
ANEXO E.....	70
ANEXO F.....	71
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Plataforma de inversão súbita com apoios podálicos e suporte lateral.....	28
Figura 2A. Apoios Podálicos vista posterior.....	29
Figura 2B. Rotação Medial vista superior.....	29
Figura 3A – Posicionamento do indivíduo na plataforma.....	30
Figura 3B – Acionamento da plataforma.....	30
Figura 3C – Flexão Plantar vista lateral direta.....	30
Figura 3D – Inversão vista frontal.....	30
Figura 4. Velocidade angular (graus/ segundo) de rotação medial, flexão plantar e inversão do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.....	36
Figura 5. Velocidade angular (graus/segundo) de cada teste realizado da flexão plantar do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita dos 30 atletas de futebol.....	37
Figura 6. Velocidade angular (graus/segundo) de cada teste realizado da inversão do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita dos 30 atletas de futebol.....	38
Figura 7. Velocidade angular (graus/segundo) de cada teste realizado da rotação do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita dos 30 atletas de futebol.....	39
Figura 8. Tempo de latência (milissegundos) da flexão plantar do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	40
Figura 9. Tempo de latência (milissegundos) da inversão do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	41
Figura 10. Tempo de latência (milissegundos) da rotação medial do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	42

Figura 11. Tempo para amplitude máxima dos movimentos de flexão plantar, inversão e rotação medial da plataforma (milissegundos) do lado dominante e não dominante durante do movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.....	43
Figura 12. Tempo de amplitude máxima do movimento de flexão plantar (milissegundos) dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	44
Figura 13. Tempo de amplitude máxima do movimento de inversão (milissegundos) dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.....	45
Figura 14. Tempo de amplitude máxima do movimento de rotação medial (milissegundos) dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	46
Figura 15. Tempo de latência (milissegundos) dos músculos tibial anterior e fibular longo de acordo com a dominância e lado avaliado e não avaliado durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	47
Figura 16. Tempo de latência (milissegundos) do músculo tibial anterior avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.....	48
Figura 17. Tempo de latência (milissegundos – ms) do músculo tibial anterior não avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.....	49
Figura 18. Tempo de latência (milissegundos – ms) do músculo fibular longo avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	50
Figura 19. Tempo de latência (milissegundos – ms) do músculo fibular longo não avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	51

Figura 20. Limiar (microvolt - uV) dos músculos tibial anterior e fibular longo avaliado e não avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	52
Figura 21. Limiar (microvolt - uV) do músculo tibial anterior avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	53
Figura 22. Limiar (microvolt - uV) do músculo tibial anterior não avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	54
Figura 23. Limiar (microvolt - uV) do músculo fibular longo avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.	55
Figura 24. Limiar (microvolt - uV) do músculo fibular longo não avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.....	56

LISTA DE ABREVIATURAS

EET. Eletroestimulação transcutânea.

et al. Colaboradores.

FIFA. Federação Internacional de Futebol e Associados.

CAPPesq. Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa.

LIM-41. Laboratório de Investigação Médica LIM-41

CONEP. Conselho Nacional de Ética em Pesquisa.

FMUSP. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

HC. Hospital das Clínicas.

ICC. *Interclass correlation*.

IOT. Instituto de ortopedia e traumatologia.

SENIAM. *Surface Eletromiography for the non-invasive assesment of muscles*

SNC. Sistema Nervoso Central.

SPSS. *Statistical Package for the Social Sciences*.

TCLE. Termo de Consentimento Livre Esclarecido

USB. *Universal serial bus*.

LISTA DE SIGLAS

ms. Milissegundos

uV. Microvolt

°. Graus

°/s Graus por segundo

RESUMO

Santos LD. Avaliação dos movimentos do tornozelo e da resposta eletromiográfica dos músculos tibial anterior e fibulares em plataforma de inversão súbita. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2020. 83p.

A entorse do tornozelo é muito frequente na prática de atividades esportivas, podendo levar à instabilidade articular com consequências clínicas e de desempenho. A plataforma de inversão súbita do tornozelo, associada à eletromiografia tem sido usada para estudar o mecanismo de entorse do tornozelo. Objetivo: testar uma plataforma estática que simule o movimento de entorse do tornozelo (inversão súbita), associado à resposta eletromiográfica dos músculos fibulares e tibial anterior de jogadores de futebol. Métodos: a plataforma foi desenvolvida para realizar o movimento súbito da entorse dissociado em três eixos: inversão, rotação medial e flexão plantar. Também foi criado um programa de computador para leitura da latência, velocidade angular e tempo para atingir a amplitude máxima dos três eixos de movimentos e dos sinais eletromiográficos dos músculos fibulares e tibiais, sincronizados aos movimentos da plataforma. Foram avaliados 30 jogadores de futebol, sem entorse de tornozelo, na plataforma súbita. Cada atleta fez 10 testes, iniciados de forma aleatória, sendo cinco em cada perna. Resultados: Entre os testes, não houve diferença estatística das velocidades angulares, tempo de latência e tempo para atingir a amplitude máxima do movimento da flexão plantar e rotação medial. Durante o transcorrer dos testes, houve aumento da velocidade angular da inversão. Não houve diferença no tempo de latência e limiar de contração dos músculos tibial anterior e fibulares na comparação entre os lados dominante e não dominante. Conclusão: A plataforma estática súbita foi confiável para avaliar os movimentos executados pelo tornozelo durante a entorse, não havendo diferença no comportamento mecânico e eletromiográfico avaliados em 10 tentativas.

Descritores: Entorses e distensões, Tornozelo, Plataforma súbita, Eletromiografia, Atletas, Jovens, Adulto jovem, Futebol.

ABSTRACT

Santos LD. Evaluation of ankle movements and electromyographic response of the anterior tibial and fibular muscles on sudden inversion platform. [dissertation]. São Paulo: Faculty of Medicine, University of São Paulo; 2020. 83p.

Ankle sprain is very frequent in the practice of sports activities and can lead to joint instability with clinical and performance consequence. The platform of sudden ankle inversion associated with electromyography has been used to study the mechanism of ankle sprain. Objective: test a static platform that simulates ankle sprain movement (sudden inversion), associated with the electromyographic response of fibular and tibial muscles from soccer players. Methods: the platform was developed to perform the sudden movement of the decoupled sprain in three axes: inversion, medial rotation and plantar flexion, with a computer program for reading latency, angular velocity and time to achieve maximum amplitude of the three axes of motion and also of the synchronized electromyographic signals of the fibular and tibial muscles. Thirty football players were evaluated, without ankle sprain, on the sudden platform. Each athlete did 10 tests, five of them on each leg. Results: Among the tests, there was no statistical difference in the angular velocities, latency and time to achieve the maximum range of movement of the plantar flexion and medial rotation. During the tests there was an increase in the angular speed of the inversion. There was no difference in latency time and contraction threshold of the anterior tibial and fibular muscles in the comparison between the dominant and non-dominant sides. Conclusion: The sudden static platform was reliable to evaluate the movements performed by the ankle during sprain, with no difference in mechanical and electromyographic behavior evaluated in 10 attempts.

Keywords: Sprains and strains, Ankle, Sudden platform, Electromyography, Athletes, Young people, Young adult, Soccer.

INTRODUÇÃO

O futebol é o esporte mais praticado no mundo, em especial nos países latino-americanos e europeus. O futebol se caracteriza pelo alto grau de contato físico e competitividade e, portanto, pode gerar muitas lesões. O futebol moderno é muito intenso e disputado e predispõe às contusões e lesões³. Desenvolver estratégias para prevenção das lesões é fundamental, principalmente nas categorias de base, para que os jovens talentos não se percam por falta de cuidados⁴.

As lesões do tornozelo são muito frequentes e respondem por 15% de todas os traumas esportivos dos atletas universitários americanos⁵. Em um dia ocorrem 23 mil entorses nos Estados Unidos e cinco mil no Reino Unido⁶. Entorse de tornozelo ocorre durante a aterrissagem de um salto ou nas mudanças de direção do movimento durante a corrida⁷⁻⁹.

A entorse de tornozelo está associada a três planos de movimento. É uma combinação dos movimentos de flexão plantar (plano sagital), adução (plano transversal ou coronal) e supinação (plano frontal), que resulta no movimento final, chamado de inversão. Ocorre em torno do eixo de Henks, eixo funcional da articulação subtalar^{10,11}.

Takahashi et al.¹² refere que o pé e o tornozelo formam uma estrutura funcional conjunta durante a locomoção. Forças articulares (quadril, joelho e tornozelo) podem ser fatores contribuintes para as lesões da articulação do tornozelo, pois a energia do impacto durante a aterrissagem (marcha ou corrida) relacionada com a velocidade do movimento no plano sagital é dissipada pela ação excêntrica dos músculos dessas articulações¹³.

Os músculos fibulares são eversores primários do pé, ainda que sua função mais importante, seja manter a estabilidade do pé durante a atividade dinâmica. Quando a articulação subtalar é forçada em um movimento rápido de inversão, os mecanorreceptores do compartimento lateral do tornozelo e os fusos intramusculares dos músculos fibulares são ativados para prevenir a inversão do tornozelo. O músculo tibial anterior, também, pode atuar, promovendo a flexão dorsal, que contribui para limitar a inversão¹⁴.

A eletromiografia é útil na avaliação do tornozelo, pois o aumento do

tempo de latência dos músculos eversores do pé pode levar à uma entorse de tornozelo. Também pode ser utilizada para treinamento da condição proprioceptiva da articulação¹⁵. A relação entre a posição do pé e o tempo de resposta dos mecanorreceptores do tornozelo é importante na prevenção da entorse em inversão do tornozelo ¹⁶.

Vários pesquisadores desenvolveram e avaliaram plataformas de instabilidade súbita do tornozelo para medir o tempo de resposta dos músculos fibulares e tibial anterior^{17,18}. O desequilíbrio inesperado altera a postura corporal, desencadeando contrações musculares reflexas para restabelecer o equilíbrio¹⁹. A maior parte das plataformas estáticas descritas na literatura usam um ou dois eixos de movimento para promover a inversão súbita.

A entorse de tornozelo em inversão ocorre com a participação de outros movimentos combinados, destacando-se a rotação medial (adução), que ocorre em primeiro lugar ²⁰.

Diferentes modelos de plataformas estáticas ou dinâmicas de inversão súbita do tornozelo são descritos na literatura para avaliar a ação dos músculos tibial anterior e fibular longo, variando as amplitudes de movimento, as velocidades angulares e os eixos de movimento. A maioria das plataformas descritas na literatura, realizam o movimento em dois planos de movimento ^{2,16, 21, 22, 23, 24}. Nenhuma, porém, avaliou a mecânica da entorse do tornozelo nos três eixos do movimento, analisados de forma independente, juntamente com as respostas dos músculos tibial anterior e fibular longo.

Há necessidade de se entender melhor o mecanismo da entorse do tornozelo, assim o desenvolvimento de uma plataforma de inversão súbita que faça a rotação medial desde o início do movimento, seguida pela flexão plantar e inversão, pode simular melhor a lesão.

O uso da eletromiografia permite avaliar o tempo de resposta (latência) dos músculos fibulares e tibial anterior durante a entorse de tornozelo, também em um movimento muito similar à entorse clínica.

OBJETIVOS

Primário

- Desenvolver uma plataforma estática de inversão súbita do tornozelo com três planos de movimento da articulação do tornozelo.

Secundários

- Testar a segurança e eficácia da plataforma para avaliar os três planos de movimento de forma separada.
- Avaliar o tempo de latência dos músculos tibial anterior e fibular longo durante a realização do movimento de inversão súbita nos dois pés (pé avaliado e pé de apoio não avaliado)

REVISÃO DA LITERATURA

Histórico

As atividades com bola são praticadas desde pré-história, quando o homem se divertia chutando frutas, que poderia ser o futebol na sua forma primitiva. Desde então, há muitos relatos de jogos de bola com os pés: Japão, China, Grécia e Império Romano²⁹.

O jogo se difundiu pela Europa Ocidental e data da Renascença, o relato de um jogo com equipes, regras e táticas, praticado em um campo com dois postes de cada lado formando um gol, denominado “*cálcio*”. Em Florença, em 1529, na *Piazza Santa Croce*, foi disputada uma partida de “*cálcio*” com 27 jogadores de cada lado para resolver conflitos religiosos e políticos. O embate durou muitas horas e terminou empatado²⁹.

Em 1850, o “*cálcio*” recebeu as primeiras regras para diminuir a violência. Com o advento das regras e diminuição da violência, o jogo foi adotado nas escolas. As universidades de Eton, Oxford e Cambridge foram pioneiras na prática do jogo. Durante um jogo estudantil de *rugby school*, em 1823, um dos estudantes insistia no uso das mãos e dos pés para tocar a bola, gerando controvérsias. Surgiram então, regras distintas para o *football* e o *rugby*, estabelecendo assim um marco para a criação do futebol moderno³⁰.

Em 1857, na Inglaterra, foi fundado o primeiro clube de futebol da história, o *Sheffield*. Em vinte e seis de outubro de 1863, foi fundada a liga inglesa, dando forma definitiva ao jogo de futebol. Em 1868 surgia a figura do árbitro. Em 1872, aconteceu o primeiro jogo internacional oficial, entre as seleções da Inglaterra e da Escócia, empatado em zero a zero. Em 1904, o futebol já havia se espalhado por toda Europa e foi fundada a Federação Internacional de Futebol (FIFA)³⁰.

O aumento da prática de esportes competitivos ocorreu durante o século XX e alguns esportes alcançaram muita popularidade, dentre eles, o

futebol, praticado por homens e mulheres de todas as idades³¹.

No Brasil há registros da prática do jogo em 1871, trazido por marinheiros ingleses e holandeses. Também há relatos que o jogo foi introduzido por padres jesuítas²⁹. O futebol brasileiro, no início, era um esporte praticado pela elite, principalmente pela sua origem europeia. Charles Miller, jovem da elite paulistana, conviveu com o futebol por 10 anos na Europa (1884-1894) e o introduziu no Brasil. Em 1902, Miller organizou o primeiro campeonato paulista, onde foi o artilheiro com nove gols³².

A conquista do bicampeonato mundial (1958 e 1962) contribuiu para aumentar a popularidade do esporte no Brasil. Em 1970, o Brasil parou para assistir o tricampeonato, transmitido pela televisão pela primeira vez. O Brasil ganhou mais duas vezes o título mundial: em 1994 (Estados Unidos) e em 2002 (Japão/ Coréia do Sul) e se tornou o único país pentacampeão do mundo²⁹.

Com aumento das remunerações dentro do esporte, o futebol se tornou a esperança de muitos jovens e suas famílias para ascensão social e econômica³².

Atualmente, o Brasil é considerado um “celeiro” de novos jogadores, com muitos praticantes, porém com pouca orientação quanto à capacidade funcional e prevenção de lesões, dentre as quais se destaca a entorse do tornozelo³².

Epidemiologia das lesões do tornozelo

A entorse de tornozelo é a lesão mais comum entre os esportes^{33,34} e contribui com 19-23% de todas as lesões esportivas. Quarenta por cento das entorses, principalmente por tratamentos inadequados, podem ser recidivantes. Jaffar et al.³⁵ referem que ocorrem um milhão de entorses por ano nos Estados Unidos, uma entorse a cada 10 000 pessoas por dia, com custo estimado de dois bilhões de dólares³⁶. Feger et al.⁵ referem a ocorrência de 325.000 entorses de tornozelo por ano nas escolas de ensino médio, 49,3% durante a prática de atividades físicas.

As entorses de tornozelo com inversão do pé e flexão do tornozelo respondem por 85% dos casos. Causam dor na região lateral do tornozelo, lesão do complexo ligamentar lateral do tornozelo e limitação da amplitude articular^{9,11,14}.

A entorse de tornozelo pode deixar sequelas: dor na região lateral do tornozelo, edema e instabilidade articular. A instabilidade está relacionada ao número entorses ocorridas e está relacionada com insuficiência mecânica: frouxidão ligamentar, restrição movimento, lesões degenerativas, perda de força muscular e alterações proprioceptivas com deficiência do controle neuromuscular⁶.

Mecanismos de estabilidade

A articulação do tornozelo é composta por 28 ossos. Os ligamentos, aponeuroses e retináculos fibromusculares atuam em sincronismo para manter a estabilidade articular durante os movimentos: saltar pular, correr (aceleração e desaceleração)³⁸.

Os movimentos do complexo articular do tornozelo e do pé ocorrem em ângulos retos com três eixos de rotações. Pela inclinação do eixo de rotação, a dorsiflexão do tornozelo é associada à abdução e eversão e a extensão (flexão plantar) está associada à adução e inversão³⁸.

A flexão dorsal e plantar (extensão) da articulação do tornozelo, ocorre no plano sagital e em um eixo transversal de rotação²⁰. A flexão dorsal tem amplitude de 20° - 30° e a flexão plantar (extensão) varia de 30° - 50°. A eversão (desvio lateral da planta do pé), inversão (desvio medial da planta do pé), adução (desvio da ponta do pé em direção ao plano mediano) e abdução (desvio da ponta do pé afastando-se do plano mediano) ocorrem no plano horizontal em torno de um eixo longitudinal de rotação³⁹.

A amplitude de adução e abdução varia de 35° a 45° e ocorrem durante a rotação da perna com o joelho estendido ou flexionado, a partir da articulação do quadril²⁰.

No complexo articular do tornozelo e do pé, os movimentos ocorrem

ao redor de um eixo oblíquo ao invés de ocorrer nos três eixos ortogonais de rotação. A pronação (25-30° amplitude) é um movimento que contém elementos de eversão, abdução e dorsiflexão e a supinação (52°) de inversão, adução e flexão plantar²⁰.

O termo propriocepção é usado para descrever as informações originadas nos mecanorreceptores das articulações, dos músculos, tendões, ligamentos e cápsulas enviadas para o sistema nervoso central (SNC) através da via aferente, de forma voluntária ou reflexa, interferindo diretamente no tônus muscular, equilíbrio postural e estabilidade articular⁴⁰. O controle postural depende das informações visuais, vestibulares e proprioceptivas. A entorse do tornozelo pode afetar o controle postural pela perda da qualidade das informações locais⁴¹.

A propriocepção pode ser treinada em plataformas instáveis, estimulando os mecanorreceptores dos ligamentos, das cápsulas articulares e musculares para melhorar a estabilidade articular⁴⁰. As fibras musculares tipo II são mais importantes na manutenção da postura estática que as fibras tipo I, pela menor latência de resposta. As respostas posturais compensatórias à instabilidade têm latência primária de 40-50 milissegundos⁴². A estabilização dinâmica do tornozelo é feita pela ativação preparatória e resposta dos músculos intrínsecos do pé. A atividade preparatória do músculo é um sistema de proteção, dado pela resposta às tarefas progressivamente mais difíceis com o estímulo durante o contato com o solo⁵.

Mecanismos Entorse e Lesões do futebol

Os músculos fibulares são eversores primários do pé e mantém a estabilidade do pé durante a atividade dinâmica¹⁴. Quando a articulação subtalar é forçada em um movimento rápido de inversão, os mecanorreceptores do compartimento lateral do tornozelo e os fusos intramusculares dos músculos fibulares são ativados para prevenir a

inversão do tornozelo. O músculo tibial anterior, também, pode atuar promovendo a flexão dorsal, que contribui para limitar a inversão¹⁴.

O tempo de latência aumentado dos músculos eversores medido pela eletromiografia pode levar à entorse de tornozelo⁵³. O treinamento proprioceptivo da articulação pode ser feito pela visualização (retroalimentação) das respostas eletromiográficas⁵³.

Também, a relação entre a posição do pé e o tempo de resposta dos mecanorreceptores do tornozelo é importante na prevenção da entorse em inversão do tornozelo⁵⁴. O desequilíbrio inesperado altera a postura corporal, desencadeando contrações musculares reflexas para restabelecer o equilíbrio⁵⁵.

O futebol moderno é, cada vez mais, demandante em termos físicos e técnicos, trazendo um aumento das lesões traumáticas e de esforço^{4,43}. No futebol de alto rendimento, o jogador corre, em alta intensidade, até 3000 metros por partida, acelerando em 7-10% e desacelerando em 5-7% dos movimentos realizados⁴⁴.

As lesões do futebol são mais frequentes no joelho, tornozelo e coxa e ocorrem sem contato direto^{45,46}. Pifirman et al.⁴⁷ referem que a taxa de lesões em jogadores de futebol varia de duas a 19,4 lesões por 1000 horas de exposição. As lesões mais frequentes são estiramentos musculares, entorses e concussões, principalmente no joelho e tornozelo.

As lesões dos membros inferiores podem ser muito incapacitantes para a prática do esporte⁴⁸: pela intensidade⁴⁵ e pelas habilidades requeridas como salto, giro, mudança de direção, tiros curtos e longos⁴⁹.

As lesões dos membros inferiores são as mais frequentes no futebol (70-80%) e dentre estas se destacam as lesões musculares (isquiotibiais e adutores) e as entorses do tornozelo (Silva et al., 2008). As lesões no futebol variam de 0,52, 0,82 e 1,10 lesão/ partida^{50,51,52}.

Plataformas de inversão súbita

Vários pesquisadores desenvolveram plataformas com diferentes tipos de movimentos e amplitudes associados com a eletromiografia dos músculos fibulares e tibial anterior^{17,18}. Ritzmann et al.²⁷ apontam para a necessidade do uso de fones de ouvidos para inibir a percepção prévia do disparo da plataforma.

Jonhson et al.⁵⁶ desenvolveram uma plataforma estática com 35° de inversão para avaliar o tempo de latência dos músculos fibular longo e tibial anterior em três grupos de pacientes com e sem lesão do tornozelo. Não encontraram diferença estatística entre o grupo não cirúrgico, grupo cirúrgico e tornozelos normais nas medidas realizadas.

Nieuwenheijzen et al.²⁸ criaram dois tipos de plataformas, sendo uma estática (salto) e a outra dinâmica (marcha) com 25° de limite para a inversão. Para realizar o teste na plataforma estática, o indivíduo salta de uma altura de 30cm, apoia o pé na plataforma e dispara o equipamento. No grupo marcha, o disparo ocorre por cargas superiores a 2300 gramas durante caminhada (4km/h). O tempo médio percorrido na plataforma estática é 42 ms e na dinâmica 62 ms. A velocidade angular da plataforma estática foi 595°/s e da dinâmica 403°/s. Os autores ressaltam que o método utilizado promove uma entorse mecânica do tornozelo, com informações eletromiográficas que avaliam o tempo de resposta dos músculos envolvidos

Vaes et al.⁵⁷ construíram uma plataforma estática para avaliar o tornozelo com 45° de flexão plantar e 15° de adução, chegando a 50° de inversão. Não houve diferença na comparação entre tornozelos saudáveis e com instabilidade.

Pacheco et al.²⁶ e Kerr et al.⁵⁸ desenvolveram uma plataforma estática com 20° de inversão. Pacheco et al estudaram três grupos de atletas de voleibol com e sem história de entorse de tornozelo e não atletas com história de lesão de tornozelo. Não houve diferença do tempo de latência dos músculos fibulares entre os grupos. Kerr et al.⁵⁴ avaliaram

indivíduos com e sem tênis e não observaram diferenças estatísticas no tempo de latência dos músculos.

Akhbari et al.²¹ desenvolveram uma plataforma estática de inversão súbita do tornozelo capaz de produzir uma entorse de tornozelo denominada *“real plane of ankle injury”*. O equipamento produz uma entorse com 42° de flexão plantar e 15° de inversão. O tempo de latência dos músculos tibial anterior, fibular curto, fibular longo e sóleo foi maior nos tornozelos com instabilidade quando comparados aos sem instabilidade.

Jackson et al.⁵⁸ construíram uma plataforma estática (inversão 25°-35° e velocidade angular 400°/s - 700°/s) e avaliaram o movimento de entorse de tornozelo após fadiga induzida dos músculos do tornozelo. Após a fadiga, o tempo de latência dos fibulares aumentou.

Chan et al.¹⁷ desenvolveram uma plataforma instável com 30° de inversão. Não foi possível identificar movimentos puros no tornozelo e sim movimentos mistos que ocorrem em mais de um plano de movimento.

Eechaute et al.⁵⁹ construíram uma plataforma estática (ICC = 0,61), com 50° de inversão. A avaliação de tornozelos saudáveis mostrou: latência de 62,5 ms do fibular longo na velocidade angular de 458°/ segundo. O tempo necessário para atingir a amplitude de movimento máxima foi 0,9 ms.

Palmieri et al.⁶⁰ e Donahue et al.⁶¹ desenvolveram uma plataforma dinâmica e mimetizaram o movimento do tornozelo durante a marcha em indivíduos com e sem instabilidade de tornozelo. O tempo de latência dos músculos fibulares foi de 46,5ms na instabilidade e 41,7ms no grupo sem instabilidade.

Chan et al.⁶² criaram um equipamento estático, com inversão de 23° a 45°, para avaliar o posicionamento de sensores no pé e no tornozelo durante a entorse do tornozelo. Os autores referem que os sensores localizados no tornozelo e pé foram eficientes para medir o movimento da entorse em 93,3% dos casos.

Forestier et al.¹⁰ desenvolveram uma plataforma estática com 42° de inversão para avaliar a velocidade angular (600°/s e 650°/s) e o tempo de latência do muscular fibular longo (65 ms).

Keles et al.² construíram uma plataforma estática (ICC=0,80) com dois planos de movimentos durante a inversão súbita (15° e 30° - inversão e 20° - flexão plantar). O tempo de latência do fibular longo foi 89,2 ms e do tibial anterior, 102,5 ms. Os autores sugerem que um programa de seis semanas de exercícios isocinéticos concêntricos e excêntricos em tornozelos de indivíduos saudáveis pode reduzir o tempo de latência dos músculos fibulares e tibial anterior.

Alguns autores usaram plataformas estáticas com até 30° de inversão e mediram o tempo de latência dos músculos fibulares longo. Além disso alguns mediram também o tempo de latência do tibial anterior, velocidade angular do movimento e tempo para atingir o limite de amplitude da plataforma^{22,23,41,63,64,65}.

Hopkins et al.⁶³ compararam a plataforma estática com a dinâmica: o tempo de movimento da plataforma foi menor na estática e o tempo de latência do músculo fibular foi menor na dinâmica.

Fong et al.⁶⁶ analisaram cinco casos de entorse de tornozelo durante partidas de tênis entre os anos de 1995 e 2010, por imagens de vídeo. As entorses ocorreram entre as velocidades de 509°/s a 1488°/s. A angulação do movimento de inversão variou de 48° a 126°, a flexão plantar 5° a 42° e da rotação interna 34° a 99°. Os resultados mostram que não ocorre flexão plantar, mas há ocorrência da rotação medial no momento do pico de inversão do tornozelo em todos os casos.

Alonso et al.²² avaliaram atletas de basquetebol e não atletas com eletromiografia associada. Houve diminuição do recrutamento das fibras dos músculos fibulares no grupo de atletas e diminuição do recrutamento das fibras dos fibulares, tibial anterior e gastrocnêmio lateral no grupo não atletas.

Jain et al.²³ analisaram o movimento da plataforma limitado a 30° de inversão. Foram feitos dos tipos de avaliação: (i) com indivíduos sem entorse de tornozelo (ii) simulação com uma cadeira apoiada com um peso de 65 kg (peso médio do grupo de indivíduos avaliados). A plataforma com os indivíduos levou 85,8 ms para atingir a amplitude máxima e a com cadeira

demorou 75,1ms. A velocidade angular máxima da plataforma variou de 448,6º/s no grupo pessoas e 454,3º/s no grupo cadeira. O estudo indica que os humanos não foram capazes de alterar significativamente as características da resposta de descarga após a inversão do tornozelo nas plataformas estática.

Guzmán et al.⁶⁴ avaliaram o mecanismo da entorse de tornozelo em indivíduos com e sem instabilidade do tornozelo. Todos participantes estavam seguros com uma cinta presa ao teto durante o movimento da plataforma. O tempo de latência dos fibulares foi menor nos tornozelos estáveis que dos instáveis.

Agres et al.³⁴ avaliaram indivíduos com e sem bandagem de tornozelo durante o evento de disparo da plataforma. No grupo com bandagem, o tempo para atingir o limite da plataforma foi maior (retardo de 65-140ms).

Ohta et al.⁶⁵ avaliaram o tempo de resposta dos músculos tibial anterior e fibulares após a realização de alongamentos de curta duração (30 s), durante seis semanas. Não houve diferenças estatísticas no tempo de latência dos músculos tibial anterior e fibulares com os alongamentos, sugerindo que alongamentos de curta duração podem ser realizados antes dos treinamentos.

Sousa et al.⁴¹ avaliaram indivíduos com e sem instabilidade de tornozelo na plataforma (ICC=0,95) e referem maior tempo de latência dos fibulares e tibial anterior nos indivíduos com instabilidade

Denyer et al.⁶⁷ não encontraram diferenças estatísticas entre o tempo de latência dos músculos fibulares e tibial anterior durante o disparo da plataforma com de 30º de inversão e 20º de flexão plantar.

Hagen et al.²⁴ desenvolveram uma plataforma estática de inversão do tornozelo com 26º de flexão plantar e 13º de rotação medial. Foram avaliados dois grupos: (i) – grupo treinamento dos pronadores e supinadores; (ii) grupo exercícios treinamento dos flexores e extensores do tornozelo. Todos foram avaliados após 10 semanas de treinamento (três

vezes/ semana). Os dois grupos tiveram redução da velocidade da plataforma e da latência do músculo fibular longo.

METODOLOGIA

Este projeto foi aprovado pela CAPPesq e CONEP sob o número 1272/09 (Anexos A, B e C).

Descrição da plataforma de inversão súbita

O desenvolvimento da plataforma, foi realizado no Laboratório de Biomecânica (LIM-41) do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC/FMUSP).

Foi desenvolvida uma plataforma de inversão súbita do tornozelo para realizar os movimentos relacionados ao mecanismo de entorse do tornozelo, até um limite seguro para que não ocorram lesões teciduais.

A plataforma é constituída por uma caixa de madeira de 24 cm de altura, 88 cm de largura e 88 cm de profundidade, contendo na sua parte superior, dois apoios podálicos independentes. (Figura 1)

Figura 1 – Plataforma de inversão súbita com apoios podálicos e suporte lateral.

Cada apoio podálico tem uma prancha conectada à uma articulação da plataforma na distância de 30cm²¹, ajustável que promove movimentos combinados de rotação medial (15°), flexão plantar (20°) e inversão (20°)²⁵.

Para se obter a rotação medial, foi implantada uma mola de tração fixada na borda inferior da parte anterior dos apoios, com uma carga de 20 newtons. Sensores angulares (*encoder* óptico digital) foram acoplados aos três eixos da articulação (Figura 2A e 2B)

Figura 2A - Apoios Podálicos
vista posterior

Figura 2B – Rotação Medial
vista superior

As pranchas possuem apoios ajustáveis para acomodar os diversos tamanhos dos calçados dos indivíduos. Duas faixas com velcro foram utilizadas para fixar o pé, mantendo-o imóvel em relação à prancha. A liberação de cada prancha é feita por acionamento eletrônico. O avaliador dispara o movimento, mas o avaliado não sabe qual das pranchas será liberada. (Figura 3A 3B, 3C e 3D).

Figura 3A – Posicionamento do indivíduo na plataforma

Figura 3B – Acionamento da plataforma

Figura 3C – Flexão Plantar vista lateral direita

Figura 3D – Inversão vista frontal

Eletromiografia

Concomitantemente, aos movimentos angulares da plataforma, o tempo de latência dos músculos tibial anterior e fibulares foi avaliado pela eletromiografia de superfície.

Foi utilizado um eletromiógrafo de superfície com oito canais (Noraxon) para captar os estímulos provenientes dos músculos fibulares e tibial anterior durante a realização do movimento de inversão súbita. Os eletrodos foram posicionados nos músculos tibial anterior e fibular longo (Figura 3C).

Sistema de controle

Foi desenvolvido um programa de computador (linguagem *Delphi*) para visualizar e controlar os equipamentos durante as coletas. Foi estabelecida uma interface eletrônica (USB) entre a plataforma e o computador para:

1. Aquisição dos deslocamentos angulares dos seis *encoders* ópticos,
2. Monitorar a liberação das pranchas por meio de dois interruptores elétricos
3. Enviar um sinal elétrico de sincronismo para o equipamento de eletromiografia no instante em que a prancha fosse liberada.

Testes de segurança e confiabilidade da plataforma

A avaliação da segurança e confiabilidade da plataforma foi realizada no setor de fisioterapia do São Bernardo Futebol Clube, com jogadores de futebol da categoria de base do clube.

Casuística

Todos os participantes concordaram em participar e assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (Anexo D), juntamente com um questionário de história pregressa dos atletas (Anexo E). A assinatura do responsável legal foi obtida para os menores de 18 anos.

Foram incluídos 30 indivíduos do sexo masculino, com idade entre 16 e 19 anos (Anexo F), praticantes de futebol competitivo há dois ou mais anos e com atestado médico que os autorizava a praticar atividade física supervisionada.

Não foram incluídos indivíduos com entorses de tornozelo anteriores, aqueles sem atestado médico para prática de atividade física supervisionada, com lesões nos membros inferiores com 15 ou menos dias de retorno às atividades esportivas e que durante o estudo, ficaram afastados dois ou mais dias dos treinamentos por alguma lesão.

Avaliação

Todos atletas foram avaliados na plataforma de inversão súbita descrita acima. Os atletas foram categorizados de acordo com a dominância dos membros inferiores. A dominância foi dada pelo membro do chute, informação do atleta.

A pele na região do tornozelo foi tricotomizada e limpa com álcool 70% para colocação dos eletrodos da eletromiografia. Um aparelho de eletroestimulação transcutânea (EET, marca HTM) modelo clínico foi utilizado para identificar o ponto motor do músculo. Os eletrodos foram fixados com gel condutor e posicionados seguindo as recomendações do *Surface Electromyography for the non-invasive assesment of muscles* (SENIAM)²⁶. Os eletrodos (13 mm) foram fixados sete centímetros abaixo da tuberosidade da tibia para avaliar o músculo tibial anterior e cinco centímetros abaixo da cabeça da fíbula para o músculo fibular longo. Para

testar a posição dos eletrodos, faz-se uma eversão e inversão forçadas para visualização dos sinais eletromiográficos no painel. O eletrodo de referência foi fixado no punho direito. Um dos canais do eletromiógrafo foi utilizado para conectar o sinal de sincronismo proveniente do controle eletrônico da plataforma.

Os indivíduos foram posicionados em apoio bipodal, com o olhar fixo em uma marca na parede a 2,10 metros de altura. A parede estava a quatro metros de distância da plataforma. Todos os indivíduos usaram fones de ouvido^{27,28} modelos Q7 reproduzindo música, para que o avaliado não ouvisse os sons do disparo da plataforma. Pediu-se ao atleta que utilizasse o auxílio das barras de proteção durante o disparo da plataforma, apenas se necessário.

Antes do início da coleta, o programa da plataforma era habilitado, juntamente com o sistema de eletromiografia.

O avaliador acionava um dos apoios podálicos de forma aleatória para que ocorresse a inversão súbita do tornozelo, sem que o indivíduo percebesse o momento exato da liberação do apoio.

Foram feitos 10 disparos aleatórios, de forma automática, sem a interferência do avaliador na sequência, sendo cinco disparos do lado direito e cinco do lado esquerdo.

Coleta e armazenamento dos dados

Foram coletados dados de forma automática:

- Da plataforma: ângulos e latências dos movimentos executados durante a inversão súbita.
- Do eletromiógrafo: atividade elétrica muscular e o sinal de sincronismo (gerado pela plataforma).
- Do sincronismo das informações provenientes dos dois arquivos gerados, permitindo a visualização dos dados na forma de gráficos e

determinar automaticamente: tempo de latência dos músculos (por referência) e as velocidades angulares do apoio podálico acionado.

Foram analisados os seguintes parâmetros da plataforma:

- Velocidade angular (graus/ segundo) da rotação medial, flexão plantar e inversão
- Tempo de latência (milissegundos – ms) da rotação medial, flexão plantar e inversão
- Tempo para atingir a amplitude máxima (milissegundos – ms) da rotação medial, flexão plantar e inversão do tornozelo

Foram analisados os seguintes parâmetros da eletromiografia:

- Tempo de latência (milissegundos – ms) dos músculos tibial anterior e fibulares do lado avaliado e não avaliado
- Limiar (microvolts - uV) de contração dos músculos tibial anterior e fibulares do lado avaliado e não avaliado

Análise Estatística

Os dados obtidos, inicialmente foram rodados em programas estatísticos *SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)*, para identificar os dados.

Foi feita a Correlação de Spearman entre as variáveis quantitativas não paramétricas.

Foram realizados testes estatísticos de *Friedman* com amostras relacionadas de dados quantitativos não paramétricos dentro de cada grupo para avaliação de:

- Latências, limiares dos músculos tibial anterior e fibulares.
- Velocidades dos movimentos da plataforma comparando as cinco tentativas realizadas de cada lado.

Nos casos em que houve significância foi feito o pós-teste de Dunn.

Teste de Wilcoxon foi realizado para comparação entre lado avaliado e não avaliado do grupo dominante e não dominante para a avaliação de:

- Latências, limiares dos músculos tibial anterior e fibulares.
- Velocidades dos movimentos da plataforma comparando as cinco tentativas realizadas de cada lado.

Em todos os casos foi adotado o índice de significância de 5% ($p < 0,05$)

RESULTADOS

Parâmetros da plataforma

Nas figuras 4 – 14 podem ser vistos os resultados dos parâmetros da plataforma nos 10 testes comparando o lado dominante com o não dominante dos 30 atletas de futebol.

Velocidade angular

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$)

Figura 4. Velocidade angular (graus/ segundo) de rotação medial, flexão plantar e inversão do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foi identificada diferença entre os grupos dominante e não dominante. A velocidade angular da flexão plantar é a maior nos dois grupos.

Teste de Wilcoxon $^*(p < 0,05)$ (grupo dominante x grupo não dominante)

Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 5- Velocidade angular (graus/segundo) de cada teste realizado da flexão plantar do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita dos 30 atletas de futebol.

Foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante em cada teste.

- Teste 2 dominante é diferente do teste 2 não dominante.
- Teste 3 dominante é diferente do teste 3 não dominante.
- Teste 4 dominante é diferente do teste 4 não dominante.

A velocidade de flexão plantar do grupo dominante é maior em todos testes comparada com o grupo não dominante.

Não foram identificadas diferenças entre os testes do mesmo grupo.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)

Teste de Friedman significativas pelos pós teste de Dunn #($p < 0,05$)

(comparação testes mesmo grupo)

Figura 6- Velocidade angular (graus/segundo) de cada teste realizado da inversão do tornozelo dominante e não dominante do tornozelo durante o movimento de inversão súbita dos 30 atletas de futebol.

Foram identificadas diferenças entre os testes do mesmo grupo.

- Teste 1 é diferente dos Testes 2, 4 e 5 no grupo dominante.
- Teste 1 é diferente dos Testes 4 e 5 no grupo não dominante.
- Teste 2 é diferente dos Testes 4 e 5 no grupo não dominante.

Houve aumento da velocidade angular ao longo das tentativas em ambos os grupos.

Teste de Wilcoxon $*(p < 0,05)$ (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 7- Velocidade angular (graus/segundo) de cada teste realizado da rotação do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita dos 30 atletas de futebol.

Foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e grupo não dominante.

- Teste 2 dominante é diferente do Teste 2 não dominante.
- Teste 3 dominante é diferente do Teste 3 não dominante.
- Teste 4 dominante é diferente do Teste 4 não dominante.

A velocidade angular da rotação medial do grupo não dominante foi maior em todos os testes.

Não foram identificadas diferenças entre os testes do mesmo grupo.

Tempo de latência da plataforma

Teste de Wilcoxon * ($p < 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)

Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 8. Tempo de latência (milissegundos) da flexão plantar do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Houve diferença entre o lado dominante e não dominante:

- Testes 2, 3, 4 e 5 do grupo dominante são maiores que os Testes 2, 3, 4 e 5 do grupo não dominante.

Não foram identificadas diferenças entre os testes do mesmo grupo.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes
 mesmo grupo)

Figura 9. Tempo de latência (milissegundos) da inversão do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes o mesmo grupo.

O tempo de latência da inversão é menor que da rotação medial e flexão plantar.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 10. Tempo de latência (milissegundos) da rotação medial do tornozelo dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não houve diferença entre o lado dominante e não dominante.

Não houve diferença dentro do mesmo grupo.

A latência do movimento de flexão é maior que da rotação medial e inversão.

Teste de Wilcoxon *($p < 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)

Figura 11. Tempo para amplitude máxima dos movimentos de flexão plantar, inversão e rotação medial da plataforma medial (milissegundos) do lado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol

O lado dominante demora menos tempo para atingir a amplitude máxima de flexão plantar que o lado não dominante.

O lado não dominante demora menos tempo para atingir a amplitude máxima de rotação medial que o lado dominante.

O movimento de inversão demandou menos tempo para atingir a amplitude de movimento máxima.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante).
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 12. Tempo de amplitude máxima do movimento de flexão plantar (milissegundos) dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não há diferenças entre os testes de cada grupo.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn # ($p < 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 13. Tempo de amplitude máxima do movimento de inversão (milissegundos) dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Houve diferença entre os testes dentro de cada grupo

- No grupo dominante o teste 1 foi maior que dos testes 4 e 5.
- No grupo não dominante o teste 1 foi maior que o teste 5.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 14. Tempo de amplitude máxima do movimento de rotação medial (milissegundos) dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre lado dominante e não dominante.

Não foram identificadas diferenças entre os testes do mesmo grupo.

Parâmetros da eletromiografia

Nas figuras 15 – 22 são apresentados os parâmetros musculares captados pela eletromiografia de superfície.

Latência dos músculos fibular longo e tibial anterior

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 15. Tempo de latência (milissegundos) dos músculos tibial anterior e fibular longo de acordo com a dominância e lado avaliado e não avaliado durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol

- Não houve diferença entre o lado dominante e não dominante
- Tempo de latência menor do tibial anterior do lado não dominante
- Tempo de latência menor do fibular longo do lado dominante.

Sequência de disparos e tempo de latência

- Músculo tibial anterior não avaliado – menor tempo de latência
- Músculo tibial anterior avaliado – segundo menor tempo de latência
- Músculo fibular longo avaliado – maior tempo que tibial dos dois lados
- Músculo fibular longo não avaliado – maior tempo de latência.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 16. Tempo de latência (milissegundos) do músculo tibial anterior avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 17. Tempo de latência (milissegundos – ms) do músculo tibial anterior não avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes
 mesmo grupo)

Figura 18. Tempo de latência (milissegundos – ms) do músculo fibular longo avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes
 mesmo grupo)

Figura 19. Tempo de latência (milissegundos – ms) do músculo fibular longo não avaliado dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

Limiar dos músculos tibial anterior e fibular longo

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes
 mesmo grupo)

Figura 20. Limiar (microvolt - uV) dos músculos tibial anterior e fibular longo avaliado e não avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 21. Limiar (microvolt - uV) do músculo tibial anterior avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

MÚSCULO TIBIAL LADO NÃO AVALIADO

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)

Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo)

Figura 22. Limiar (microvolt - uV) do músculo tibial anterior não avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

MÚSCULO FIBULAR LADO AVALIADO

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante)
 Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo).

Figura 23. Limiar (microvolt - uV) do músculo fibular longo avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante.

Não foram identificadas diferenças entre os testes do mesmo grupo.

MÚSCULO FIBULAR LADO NÃO AVALIADO

Teste de Wilcoxon ($p > 0,05$) (grupo dominante x grupo não dominante).

Teste de Friedman e pelo pós-teste de Dunn ($p > 0,05$) (comparação testes mesmo grupo).

Figura 24. Limiar (microvolt - uV) do músculo fibular longo não avaliado, dominante e não dominante durante o movimento de inversão súbita de 30 atletas de futebol.

Não foram identificadas diferenças entre os grupos dominante e não dominante e entre os testes de cada grupo.

DISCUSSÃO

Nossa pesquisa apresenta uma plataforma de avaliação do tornozelo, que simula uma entorse mecânica do tornozelo em inversão. Realiza movimentos nos três eixos da articulação, limitados em 20° de inversão, 20° flexão plantar e 15° de rotação medial. O desenvolvimento da plataforma foi feito de acordo com Chan et al.¹⁷, que afirmam que a entorse de tornozelo ocorre com movimentos combinados em três eixos. A avaliação da plataforma em três eixos de movimento não é comum na literatura, onde a maioria das publicações usam dois movimentos durante a simulação da entorse do tornozelo.

A atual plataforma se mostrou eficaz e segura para avaliar o comportamento do tornozelo durante uma entorse mecânica. Foi respeitado o limite de movimento de cada eixo para prevenir a ocorrência de lesões. Foram realizados 300 testes, em 30 atletas, e não houve nenhum incidente adverso com os participantes, durante a realização do experimento. Também, não houve relato de dor ou desconforto após a realização dos testes, mostrando que a plataforma em três eixos de movimentos combinados foi segura durante e após os testes, oferecendo riscos mínimos aos sujeitos testados.

Os testes foram realizados com os tênis de treino usuais para maior conforto dos participantes, mas Kerr et al.⁵⁸ referem que o tipo de tênis não interfere no tempo de latência dos músculos tibial anterior e fibular longo.

A utilização dos fones de ouvido durante os testes foi para evitar que o sujeito ouvisse o ruído do disparo da plataforma^{27,28}, evitando que uma possível contração prévia dos músculos do tornozelo interferisse no limiar dos músculos tibial anterior e fibular longo.

O tempo decorrido para que a plataforma atingisse o limite máximo do movimento permitido variou entre 78 - 89ms, maior que o tempo de transmissão de um reflexo espinhal que varia de 32-72ms²³, mas ainda insuficiente para se ter uma resposta motora efetiva para evitar a entorse do tornozelo.

As velocidades angulares dos movimentos da plataforma testada foram menores do que os relatados na literatura. As velocidades mais baixas foram utilizadas, por causa dos três movimentos simultâneos, pois Fong et al.⁶⁷ referem que velocidades angulares maiores que 500°/s podem ser lesivas à articulação do tornozelo, principalmente pela realização da rotação medial.

As velocidades das plataformas que fazem apenas a inversão variaram de 180° a 700°, com angulação variando de 25° a 42°^{10,23,28,34,59,60,66}. Na plataforma atual, a maior velocidade foi vista na flexão plantar, 280°, próxima da usada por Ohta et al.⁶⁶, que foi 300° na inversão. A velocidade de rotação medial (153°/s) da atual plataforma foi semelhante à utilizada por Fu et al.¹ em uma plataforma de dois eixos com inversão e flexão plantar.

A velocidade angular da inversão aumenta ao longo dos testes, no lado dominante e não dominante, possivelmente pela ação da fadiga e estresse durante os testes, fatores que poderiam diminuir a ação muscular antagonista ao movimento⁵⁹.

A velocidade de rotação medial do grupo dominante diminui ao longo dos testes, mas o lado não dominante mantém os padrões de velocidade. Uma possível explicação para a diminuição da velocidade do grupo dominante seria o maior condicionamento proprioceptivo para prevenir a rotação medial, gesto comum nos futebolistas pela necessidade de movimentos coordenados e precisos durante o gesto esportivo técnico para controlar a bola.

A velocidade de flexão plantar é menor no grupo não dominante em todos os testes realizados. A possível explicação poderia o maior condicionamento para estabilidade e equilíbrio do membro não dominante que normalmente é utilizado como apoio unipodal durante a prática esportiva.

As diferenças encontradas nas velocidades da plataforma ocorrem porque os eixos são livres e não tem controle durante o movimento, permitindo assim a interferência do deslocamento de centro de gravidade ou

do comportamento muscular.

O tempo de latência da plataforma atual no movimento de flexão plantar foi semelhante ao citado por Eechaute et al.⁶⁰, ficando em torno de 0,9 ms. A latência do movimento de flexão plantar é menor no grupo não dominante, talvez pela sua atuação como pé de apoio durante o esporte.

O tempo para chegar à amplitude máxima da plataforma atual é semelhante ao de Thain et al.¹⁴, de 80ms, medidos em plataforma biaxial com 30° de inversão e 20° de flexão plantar.

O tempo para atingir a amplitude máxima da plataforma foi menor na inversão, seguido pela rotação medial e depois a flexão. Este tempo está relacionado com a velocidade angular de cada um dos movimentos. A inversão seria o movimento mais rápido durante o teste, atingindo o limite de amplitude antes dos demais e o movimento mais lento é a flexão plantar. A resposta mais lenta pode advir do tipo de estímulo, mais eficiente para avaliar a inversão. O movimento de flexão plantar pode ocorrer de forma mais lenta, pela própria biomecânica do movimento da plataforma, que induz com mais facilidade a inversão, seguida pela rotação e por último, ocorre a flexão plantar.

O tempo de latência dos músculos tibial anterior e fibulares foi avaliado nos dois membros inferiores considerando lado testado e lado de suporte. As respostas musculares, também, foram avaliadas, em relação à dominância, nas duas situações de teste e suporte.

A latência dos músculos avaliados não foi afetada pela dominância em nenhuma das situações, possivelmente, pela velocidade do teste de inversão súbita, com a resposta muscular ocorrendo depois da ocorrência do deslocamento.

Os resultados do atual trabalho são concordantes com Johson et al.⁵⁶; Pacheco et al.²⁶; Kerr et al.⁵⁸; Denyer et al.⁶⁸, que não encontraram diferenças estatísticas no tempo de latência do músculo fibular de tornozelos saudáveis do lado testado e de suporte. Os autores não avaliaram a dominância. Com relação à latência do tibial anterior, os dados atuais são concordantes com Johnson et al.⁵⁶; Denyer et al.⁶⁸ e

Ohta et al.⁶⁶, que não observaram diferenças entre o lado testado e de suporte. Porém, a latência do músculo tibial anterior do grupo não dominante (avaliado) é menor que do grupo dominante. Este achado poderia ser explicado pela atividade esportiva realizada, futebol, onde o pé não dominante trabalha, preferencialmente como apoio e o músculo tibial anterior poderia responder mais rapidamente ao desequilíbrio dado pela inversão súbita.

Há uma tendência de diminuição dos limiares de estímulo dos músculos tibial anterior e fibular longo do lado testado, independentemente da dominância, fato que não se observa no lado de suporte não avaliado.

As principais limitações do presente estudo estão relacionadas com a própria construção da plataforma: ser capaz de realizar o movimento nos três planos e manter a segurança do avaliado. Assim, o efeito da gravidade foi mantido na flexão plantar, fato que pode ter afetado a latência e tempo para a amplitude máxima. Na rotação medial, foi usada uma mola de tração, que forçava a ocorrência do movimento em todos os disparos da plataforma, de uma forma artificial. Assim, a ocorrência mais rápida do movimento de inversão estaria relacionada com a própria biomecânica do tornozelo. Também, quanto ao número de tentativas, pelo sorteio aleatório do computador, o número da tentativa corresponde à sequência do lado avaliado e não ao número de tentativas ao todo.

Mas, mesmo com estas limitações, a plataforma que faz a dissociação da entorse nos três eixos de movimento, identificou a inversão como o principal movimento pelo tempo de ocorrência e amplitude do movimento, seguida pela rotação medial e flexão plantar. Também, permitiu, observar de forma clara, que a resposta muscular, no movimento súbito e inesperado, não é suficiente para prevenir a entorse. Mostrou, ainda que há necessidade e treinamento do lado dominante e não dominante, quando na função de pé de suporte.

Uma das sugestões para melhorar o uso da plataforma de inversão do tornozelo com três eixos de movimentos, é a associação com realidade virtual, onde se possa simular de fato uma entorse de tornozelo.

A análise matemática da atividade elétrica muscular poderia indicar se há maior resposta muscular durante o evento da entorse e se esta atividade poderia ser treinada como uma estratégia de prevenção.

Além disso, a plataforma poderia ser utilizada como uma medida pré-intervenção de um programa de treinamento com exercícios proprioceptivos, buscando diminuir o tempo de latência dos músculos tibial anterior e fibular, resultado conseguido por Keles et al.² em programa de seis semanas.

CONCLUSÃO

Foi possível desenvolver uma plataforma que se mostrou:

- Segura e efetiva para avaliar o comportamento da articulação do tornozelo em uma entorse mecânica simulada dissociando os fenômenos ocorridos de forma temporal e espacial nos três eixos avaliados.
- A inversão é o movimento mais rápido, seguida pela rotação medial e flexão plantar. Todos os movimentos ocorrem antes da reposta muscular.
- A plataforma ajuda no entendimento do mecanismo da entorse e poderia ser útil na avaliação e prevenção das entorses de tornozelo.

ANEXOS

ANEXO A

778

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 10/02/2010, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **1272/09**, intitulado: "**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA E AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA DOS MÚSCULOS FIBULARES E TIBIAL ANTERIOR EM ATLETAS DE FUTEBOL DA CATEGORIA JUNIOR DO SÃO BERNARDO FUTEBOL CLUBE: EFEITOS DOS EXERCÍCIOS PILOMÉTRICOS VERSUS ESTABILIZAÇÃO DINÂMICA**", apresentado pelo Departamento de **ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA**, inclusive Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme parecer anexo.

Informamos que o referido protocolo pertence à área temática "novos equipamentos, insumos e dispositivos", devendo a pesquisadora aguardar a aprovação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP para iniciar a pesquisa.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar a 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: **DRA JULIA MARIA D'ANDREA GREVE**

Pesquisador (a) Executante: **LEANDRO DIAS DOS SANTOS**

CAPPesq, 10 de fevereiro de 2010

PROF. DR. EDUARDO MASSAD
Presidente

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP da Diretoria Clínica do Hospital das

ANEXO B

PARECER CONSUBSTANCIADO – CAPPESQ-HCFMUSP

TÍTULO DA PESQUISA: Análise eletromiográfica e avaliação isocinética dos músculos fibulares e tibial anterior em atletas de futebol da categoria junior do São Bernardo Futebol Clube; efeitos dos exercícios pliométricos versus estabilização dinâmica

PESQUISADOR (A) RESPONSÁVEL: Dra. Julia Maria D'Andrea Greve

INSTITUIÇÃO ONDE SERÁ REALIZADA: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo-HCFMUSP – Departamento de Ortopedia e Traumatologia

ÁREA TEMÁTICA: Novos equipamentos, insumos, dispositivos

PROTOCOLO CAPPESQ Nº 1272/09

Trata-se de um estudo experimental para qual será desenvolvida uma plataforma súbita para simular o entorse de tornozelo e avaliar a resposta eletromiográfica dos músculos fibulares e tibial anterior quando submetidos a estresse antes e após treinamento com exercícios pliométricos ou estabilização dinâmica ou treino controle em 36 jogadores de futebol, idade variando de 17 a 20 anos. Somente ao final do estudo poderá se concluir a presença de algum benefício do desenvolvimento da plataforma de instabilidade e do protocolo de treinamento.

O objetivo do estudo é comparar a eficiência dos exercícios pliométricos comparados com exercícios de estabilização dinâmica para membros inferiores.

O estudo está bem descrito com metodologia adequada.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido apresenta linguagem adequada e descreve de forma clara os procedimentos. Não há comprometimento ético.

O projeto possui patrocínio da FAPESP com duração prevista de 24 meses.

Diante do exposto a CAPPesq, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do protocolo e encaminhamento do mesmo para análise da CONEP, devendo o pesquisador aguardar a aprovação para iniciar a pesquisa.

PROF. DR. EDUARDO MASSAD
Presidente da Comissão Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa
10/02/2010

ANEXO C

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 14/02/2011, **APROVOU** o(s) documento(s) abaixo mencionado(s) no Protocolo de Pesquisa nº 1272/09, intitulada: "Análise eletromiográfica e avaliação isocinética dos músculos fibulares e fibial anterior em atletas de futebol da categoria Júnior do São Bernardo Futebol Clube: Efeitos dos Exercícios Pliométricos versus Estabilização Dinâmica" apresentado pelo Departamento de Ortopedia e Traumatologia.

Em atendimento as recomendações ao constante no Ofício nº 3333/10/CONEP/CNS/MS datado de 28/10/10:

- Protocolo versão 21/01/11
- Termo de Assentimento ao responsável pelo menor de 18 anos.
- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para maior de 18 anos.
- Com relação ao Termo de Assentimento ao responsável pelo menor de 18 anos onde consta: "Você está sendo convidado" mudou para "O seu filho(a) está sendo convidado"

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

Pesquisador (a) Executante: **Dr. Leandro Dias Dos Santos**

CAPPesq, 14 de Fevereiro de 2011

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Coordenador
Comissão de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa - CAPPesq

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo Rua Ovídio Pires de Campos, 225. 5º andar - CEP 05403-010 - São Paulo - SP Fone: 011 3059 0442 Fax: 011 3059 0492 e-mail: cappesq@hcfm.usp.br

ANEXO D

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DA PESQUISA

Título da pesquisa: Avaliação dos movimentos do tornozelo e da resposta eletromiográfica dos músculos tibial anterior e fibulares em plataforma de inversão súbita

Pesquisador principal - Julia Maria D'Andrea Greve – Médica, Fisiatra Inscrição no conselho regional nº 26970- SP.

Departamento/Instituto – Unidade do HCFMUSP: Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas- FMUSP

Você está sendo convidado a realizar alguns testes em aparelhos computadorizados como a plataforma para teste de tornozelo, onde ficarão com os dois pés apoiados na plataforma, juntamente com um fone de ouvidos tocando algum tipo de música e sem que você perceba a plataforma fará com que o seu pé vire, dentro de um padrão de segurança sem que ocorra uma torção do tornozelo lesiva, uma vez pé direito depois o esquerdo sendo que, durante o movimento de virada de pé terá uns adesivos colados na sua pele com o objetivo de registrar o comportamento dos músculos da perna durante a virada do pé, realizado no setor de fisioterapia do São Bernardo Futebol Clube localizado no estádio 1º de Maio na cidade de São Bernardo do Campo. Será um trabalho em qualquer etapa do estudo você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. Também terá o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores. Não haverá nenhuma compensação financeira relacionada à sua participação, nem do tipo indenizatório pelo Hospital das Clínicas. Os riscos que você se expõe no experimento será uma possível dor muscular envolta da “bola do tornozelo”, sendo o caso você receberá atendimento imediato por profissionais presentes no local.

No caso houver algum tipo de dor, ou “dolorimento” em alguma

região do corpo por conta dos testes, entrar e contato com Leandro Dias Dos Santos que pode ser encontrado no endereço rua Lucidalva da Silva , 148 Jardim Das Orquídeas , CEP 09854-520, São Bernardo do Campo , São Paulo e no telefone(s) 98544-1234- 4358-2468. Se você tiver 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.

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 **Data**
legal / /

Assinatura da testemunha **Data** / /

para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semianalfabetos 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

ANEXO E

SÃO BERNARDO FUTEBOL CLUBE LTDA. AVALIAÇÃO CLÍNICA – Fisioterapia

Nome: _____ Data Avaliação _____

Peso: _____ Altura _____ n° _____ Data Nasc. ____/____/____

Sexo: ☐ Masculino ☐ Feminino

Categoria: _____ Clube Anterior _____ Posição _____

Preferência lateral: Destro ☐ Canhoto ☐ Ambidestro ☐

Dados Clínicos: Região X Tempo

- Cabeça:
- Coluna cervical:
- Coluna torácica:
- Coluna lombar:
- Pelve:
- Quadril:
- Coxa:
- Joelho:
- Perna:
- Tornozelo:
- Pé:
- Ombro:

- Braço:
- Cotovelo:
- Antebraço:
- Punho:
- Mão:
- Dedos:

Dados Clínicos Pgressos:

O paciente apresentou algum diagnóstico ortopédico ou reumatológico nos últimos 2 anos (dois) ? Qual?

Não Sim_____

O paciente sentiu dor intensa em algum local do corpo nos últimos 2 anos (dois)? Qual?

Não Sim_____

O paciente sentiu dor leve em algum local do corpo nos últimos 2 meses (dois)? Qual?

Não Sim_____

O paciente utiliza algum medicamento atualmente? Qual?

Não Sim_____

O paciente fez tratamento de fisioterapia nos últimos 2 anos (dois)?

Não Sim_____

O paciente teve alguma queda nos últimos 2 anos (dois)?

Não Sim_____

O paciente praticou atividade física nos últimos 2 anos (dois)? Que tipo e frequência?

Tipo
atividade_____Frequência_____

Observações:_____

Ass.: Paciente (atleta)

Fisioterapeuta

ANEXO F

RELAÇÃO DOS ATLETAS PARTICIPANTES DA PESQUISA

	NOME	PESO (Kg)	ALTURA (m)	CATEGORIA	PREFERÊNCIA LATERAL	POSIÇÃO
1	ALEX GUEDES DOS SANTOS	81	1,82	SUB 20	DESTRO	VOLANTE
2	BRUNO SANTANA	70	1,68	SUB 20	CANHOTO	ATACANTE
3	DANIEL TEODORO	55	1,64	SUB 20	DESTRO	ATACANTE
4	DIEGO DA SILVA DIAS	83	1,85	SUB 20	DESTRO	GOLEIRO
5	DIEGO LOPES DRASSETTE	62	1,80	SUB 17	CANHOTO	MEIO CAMPO
6	EMERSON SANTANA CONCIEÇÃO	74	1,75	SUB 20	DESTRO	MEIO CAMPO
7	GABRIEL RODRIGUES ANJOS	60	1,71	SUB 17	DESTRO	ATACANTE
8	HIGOR LIMA CASSIANO	75	1,85	SUB 20	DESTRO	GOLEIRO
9	JONATHAN CÉSAR HOFFER	70	1,85	SUB 20	CANHOTO	VOLANTE
10	LUCAS DE OLIVEIRA MAURO	77	1,77	SUB 20	CANHOTO	MEIO CAMPO
11	LUIZ HENRIQUE CARNEIRO KNUST	68	1,76	SUB 17	CANHOTO	LATERAL
12	MATHEUS DE SOUZA	60	1,70	SUB 20	CANHOTO	MEIO CAMPO
13	MATHEUS MAGOLIN	64	1,72	SUB 20	DESTRO	LATERAL
14	MATHEUS MICAEL SANTOS	73	1,81	SUB 20	CANHOTO	VOLANTE
15	MATHEUS MORAES REIS	68	1,74	SUB 17	DESTRO	VOLANTE
16	MATHEUS TADEU VITÓRIO	72	1,80	SUB 20	DESTRO	VOLANTE
17	MESSIAS HARLEY DA SILVA	78	1,82	SUB 20	DESTRO	LATERAL
18	MURILO HENRIQUE SOUZA	65	1,66	SUB 17	CANHOTO	LATERAL
19	OTÁVIO CÂNDIDO VICENTE	70	1,75	SUB 20	DESTRO	VOLANTE
20	PEDRO GUILHERME LIMA	78	1,80	SUB 20	CANHOTO	LATERAL
21	PEDRO HENRIQUE DOS REIS	75	1,85	SUB 20	DESTRO	GOLEIRO
22	RAFAEL SEGIVIA	68	1,81	SUB 20	CANHOTO	MEIO CAMPO
23	RITHERI MARTINS SILVA	68	1,75	SUB 20	CANHOTO	VOLANTE

RELAÇÃO DOS ATLETAS PARTICIPANTES DA PESQUISA

	NOME	PESO (Kg)	ALTURA (m)	CATEGORIA	PREFERÊNCIA LATERAL	POSIÇÃO
24	RODOLFO GIUSEPE SPERANZA	75	1,74	SUB 20	DESTRO	VOLANTE
25	RUDNEY LIMA BRITO	70	1,75	SUB 17	DESTRO	VOLANTE
26	RYAN DA SILVA RODRIGUES	74	1,87	SUB 17	CANHOTO	VOLANTE
27	SAMUEL DIAS LINO	71	1,69	SUB 20	DESTRO	MEIO CAMPO
28	VICTOR HUGO DE OLIVEIRA	67	1,75	SUB 20	DESTRO	MEIO CAMPO
29	VINICIUS SOARES	76	1,82	SUB 20	DESTRO	ATACANTE
30	VITOR LUCCA OLIVEIRA	82	1,86	SUB 20	DESTRO	ATACANTE

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Fu W, Fang Y, Liu Y, Hou J. The effect of high-top and low-stop shoes on ankle inversion kinematics and muscle activation in landing on a tilted surface. *J Foot Ankle Res.* 2014; 7:14.
2. Keles J, Sekir U, Gur H, Akova B. Eccentric/concentric training of ankle evertor and dorsiflexors in recreational athletes: Muscle latency and strength. *Scand J Med Sci Sports.* 2014; (24): 29-38.
3. Bertolini G, Mello L, Otowicz I, Ruaro A, Aratini A, Fonseca S. Incidência de lesões no futebol em atletas jovens e a importância da fisioterapia preventiva. *Fisiot. Mov.* .2003; (16): 71-77.
4. Raymundo P, Reckers J, Locks R, Silv L, Hallal C. Perfil das lesões e evolução da capacidade física em atletas profissionais de futebol durante uma temporada. *Ver. Bras Ortop.* 2005; 40 (6): 341-348.
5. Feger M, Donavan L, Hart J, Hertel J. Lower Extremity Muscle Activation in Patients with or Without Chronic Ankle Instability During Walking. *J Athl Train* 2015; (50):350–357.
6. Delahunt E, Cusack K, Wilson L, Doherty C. Joint Mobilization Acutely Improves Landing Kinematics in Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45(3):514-9.
7. Lin Cw, Delahunt E, King E. Neuromuscular Training for Chronic Ankle

Instability. *Phys Ther.* 2012; (92): 987–991.

8. Yoshida T, Tanino Y, Suzuki T. Effect of exercise therapy combining electrical therapy and balance training on functional instability resulting from ankle sprain—focus on stability of jump landing. *J. Phys. Ther. Sci* 2015; (27): 3069–3071.
9. Kondo H, Someya F. Effects of ankle eversion taping using kinesiology tape in a patient with ankle inversion sprain. *J. Phys. Ther. Sci.* 2016; (28): 708–710.
10. Forestier N, Terrier R. Peroneous reaction time measurement in unipodal stance for two different destabilization axes. *Clin Biomech* 2011; (26): 766 –771.
11. Lee S, Lee J. Effects of ankle eversion taping using kinesiology tape in a patient with ankle inversion sprain. *J. Phys. Ther. Sci.* 2016; (28): 708–710.
12. Takahashi K, Gross M, Werkhoven H, Piazza S, Sawicki G. Adding Stiffness to the Foot Modulates Soleus Force-Velocity Behaviour during Human Walking. *Sci Rep.* 2016 Jul 15; 6:29870.
13. Terada M, Pfile K, Pietrosimone B, Gribble PA. Effects of Chronic Ankle Instability on Energy Dissipation in the Lower Extremity. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45(11): 2120-2128.

14. Thain P, Bleakley C, Mitchel A. Muscle Reaction Time During a Simulated Lateral Ankle Sprain After Wet-Ice Application or Cold-Water Immersion. *J Athl Train*. 2015; 50 (7): 697–703.
15. Brien K, Eythorsdottir H, Magnusdottir R, Palmarsson R, Runarsdottir T, Sveinsson T. Effects of Kinesio Tape Compared with Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011;41(5):328-335.
16. Graham R, Arnoldo R, Drew T, Cochrane L, Abboud L. Shoes Influence Lower Limb Muscle Activity and May Predispose the Wearer to Lateral Ankle Ligament Injury. *J Orthop Res* 2009; (27): 318–324.
17. Chan Y, Fong D, Yung P, Fung K, Chan K. A mechanical supination sprain simulator for studying ankle supination sprain kinematics. *J Biomech*. 2008;(41): 2571–2574.
18. Hoch M, Mckeon P. Peroneal Reaction Time after Ankle Sprain: A Systematic Review and Meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2014; 46(3):546-56.

19. Freyler K, Golhofer A, Bruderlin U, Ritzmann R. Reactive Balance Control in Response to Perturbation in Unilateral Stance: Interaction Effects of Direction, Displacement and Velocity on Compensatory Neuromuscular and Kinematic Responses. PLoS One. 2015 Dec 17;10(12): e0144529.
20. KAPANJI A I. Fisiologia Articular, Vol 2: membros inferiores. São Paulo, Ed Pan-americana, 5ª edição, 2000.
21. Akhbari B, Takamjani E, Salavati M. Ankle musculature latency measurement to varying angles of sudden external oblique perturbation in normal functionally unstable ankles. *Med J Islam Repub Iran*. 2007; (20):166-174.
22. Alonso C, Macedo C, Guirro R. Effect of cryotherapy on the electromyographic response of the tibialis anterior, peroneus longus and gastrocnemius lateralis muscles in athletes after ankle inversion movement. *Fisioter Pesq*. 2013;20(4):316-321.
23. Jain T, Wauneka C, Liu W. Unloading Reaction during Sudden Ankle Inversion in Healthy Adults. *Gait Posture*. 2014 39(1): 529-33.
24. Hagen M, Lescher S, Gerhardt A, Lahner M, Felber S, Hennig E. SHANK Muscle Strength Training Changes Foot Behaviour during a Sudden Ankle Supination. *PLoS One*. 2015;10(6): e0130290. Published 2015 Jun 25.
- 25.

26. Konradsen L, Peura G, Beynnon B, Renström P. Ankle eversion torque response to sudden ankle inversion Torque response in unbraced, braced, and pre-activated situations. J. Orthop. Res. 2005 (23) 315-321
27. Pacheco A, Vaz M, Pacheco I. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de voleibol e não atletas que sofreram entorse de tornozelo. Rev Bras Med Esporte. 2005;11(6) Nov/Dez.
28. Ritzmann R, Freyler K, Werkhausen A, Gollhofer A. Changes in Balance Strategy and Neuromuscular Control during a Fatiguing Balance Task—A Study in Perturbed Unilateral Stance. Front. Hum. Neurosci. 2016; (10): 289. 1 – 11.
29. Nieuwenhuijzen P, Grüneberg C, Duysens J. Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping. J Neurosci Methods. 2002;117 133-140.
30. BORSARI JR. Futebol de campo, Editora Pedagógica de ensino 1º edição 1989 - São Paulo.
31. FRISSELLI, A; MANTOVANI, M. Futebol teoria e prática, Editora Phorte 1º edição, São Paulo 1999 .pg 3-9
32. EYNISMAN B, COHEN M. FUTEBOL. IN: COHEN M, ABDALLA R. Lesões nos esportes. Diagnóstico, prevenção e tratamento. Rio de Janeiro: Revinter; 2003. 671-674.

33. AIDAR J, LEONCINI P. A nova gestão do futebol. 2º edição-Rio de Janeiro: Editora FGV, 2002.
34. Yoshida T, Tanino Y, Suzuki T. Effect of exercises therapy combining electrical therapy and balance training on functional instability resulting from ankle sprain - focus on stability of jump landing. J Phys Ther. Sci. 2015;27(10):3069-3071.
35. Agres A, Chrysanthou M, Raffalt P. The effect of ankle bracing on kinematics in simulated sprain and drop landings. Am J Sports Med. 2019;4(6): 1480-1487.
36. Jaffar M, Jaafar Z, Li G. Peroneus longus activity in different types of taping: Athletes with ankles instability. Rev Bras Med Esporte 2016;22(3):216-221.
37. Ko J, Rosen A, Brown C. Functional performance tests identify lateral ankle sprain risk: A prospective pilot in adolescent soccer player. Scand J Med Sci Sports. 2008;28: 2611-2616.
38. Delahunt E, Cusack K, Wilson L, Doherty C. Joint mobilization acutely improves landing kinematics in chronic ankle instability. Med Sci Sports Exerc. 2013;45(3):514-519.
38. Sacco IC. Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2017.
39. Snyder DC. Kinesiologia foundations for OTAs. New York – Thomson Delmar Learning, 2007.

40. Lizardo F, Ronzani G, Sousa L, Silva D, Santos L, Lopes P, Bérzin F, Bigaton D. Proprioceptive exercise with bosu maximizes electromyographic activity of the ankle muscle. *Biosci. J.* 2017;33(3):754-762.
41. Sousa A. Antagonist co-activation during short and medium latency responses in subjects with ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018; 43:168-173.
42. Sousa A, Valente I, Pinto A, Santos R. Reliability of two methods for identifying the timing of medium latency responses in subjects with and without chronic ankle instability. *Sci Report.* 2019; 9:3115
43. Selistre L, Taube O, Ferreira L, Júnior E. Incidência de lesões nos jogadores de futebol masculino sub-21 durante os jogos regionais de Sertãozinho-SP de 2006. *Rev Bras Med Esporte.* 2009;15:(5) Set/Out.
44. Thonsom A, Whiteley R, Wilson M, Bleakley C. Six different football shoes, one playing surface and the weather; Assessing variation in shoe-surface traction over one season of elite football. *PloS ONE.* 2019;14(4):e0216364.
45. Ribeiro R, Vilaça F, Oliveira H, Vieira L, Silva A. Prevalência de lesões no futebol em atletas jovens: estudo comparativo entre diferentes categorias. *Rev Bras Educ Fís Esp.* 2007;21(3):189-194.

46. Silva D, Souto M, Oliveira A. Lesões em atletas profissionais de futebol e fatores associados. *Rev Dig Buenos Aires*. 2008;13(121): Jun.
47. Pifirman D, Herbst M, Ingelfinger P, Simon P, Tug S. Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: A systematic review. *J Athl Train*. 2016; 51 (5):410–424.
48. Hunt K, Hurwit D, Robell K, Gatewood C, Botser I, Matheson G. Incidence and epidemiology of foot and ankle injuries elite collegiate athletes. *Am J Sports Med*. 2016;45(2):426-433.
49. Grazioli R, Lopez P, Andersen L, Machado C, Pinto M, Cadore E, Pinto R. Hamstring rate of torque development is more affected than maximal voluntary contraction after a professional soccer match. *Eur J Sport Sci*. 2019.
50. Souza R, Manine S, Souza F, Zanon E, Nishimi A, Dobashi E, Fernandes F. Orthopedic injuries in soccer – na analysis of a professional championship tournament in Brazil. *Acta Ortop Bras*. 2017;25(5):216-219.
51. Arena S, Carazzato G. A relação entre o acompanhamento médico e a incidência de lesões esportivas em atletas jovens de São Paulo. *Rev Bras Med Esporte*. 2017;13(4):217-221.

52. Moraes E, Arliani G, Lara P, Silva E, Pagura J, Cohen M. Orthopedic injuries in men's professional soccer in Brazil: Prospective comparison of two consecutive seasons 2017/2016. *Acta Ortop Bras.* 2018;26(5):338-341.
53. Brien K, Eythorsdttir H, Magnusdottir R, Pálmarsson R, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untapped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(5):328-335.
54. Kerr R, Arnold G, Drew T, Cochrane L, Abboud R. Shoes influence lower limb muscle activity and may predispose the wearer to lateral ankle ligament injury. *J Orthop Res.* 2009; 27:318-324.
55. Freyler K, Gollhofer A, Colin R, Bruderlin U, Ritzmann R. Reactive balance control in response to perturbation in unilateral stance: Interaction effects of Direction, displacement, and velocity on compensatory neuromuscular and kinematic responses. *PloS ONE* 2015;10(12): e0144529.
56. Johnson M, Johnson C. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18(3):497-501.
57. Vaes P, Duquet W, Gheluwe B. Peroneal reaction times and eversion motor responses in healthy and unstable ankles. *J Athl Train.* 2002; 37 (4):475-480.

58. Jackson N, Gutierrez G, Kaminski T. The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19:75-84.
59. Eechaute C, Vaes P, Duquet P, Gheluwe B. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2009; 30:82-86.
60. Palmieri-Smith R, Hopkins T, Brown T. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sport Med.* 2009;37(5):982-988.
61. Donahue M, Docherty C, Riley Z. Decreased fibularis reflex response during inversion perturbation in FAI subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014; 24:84-89.
62. Chan Y, Fong D, Chung M, Li W, Liao W, Yung P, Chan K. Identification of ankle sprain motion from common sporting activities by dorsal foot kinematics data. *J Biomech.* 2010; 43:1965-1969.
63. Hopkins J, McLoda T, McCaw S. Muscle activation following sudden inversion during standing and walking. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 99:371-378.
64. Guzmán R, Jiménez F, Vicén J. Predictors of chronic ankle instability: Analysis of peroneal reaction time, dynamic balance and isokinetic strength. *Clin Biomech* 2008; 54:28-33.

65. Ohta K, Kimura T. Effects of sudden unexpected mechanical perturbation training aimed at the primary prevention of inversion ankle sprain on reactivity of ankle movement and cortical activity in normal young adults. *J. Phys. Ther. Sci.* 2009;31: 242-249.
66. Fong D, Ha S, Mok K, Chan C, Chan K. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports. *Am J Sports Med.* 2012;40(11): 2627-2632.
67. Denyer J, Hewitt N, Mitchel A. Foot structure and muscle reaction time to a simulated ankle sprain. *J Athl Train.* 2013; 48 (3): 326-330.