



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

ADALBERTO FELIPE MARTINEZ

**BIOMECÂNICA DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O
SINGLE-LEG DROP VERTICAL JUMP: IMPLICAÇÕES
PARA A REABILITAÇÃO NA TENDINOPATIA
PATELAR E NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR**

São Carlos - SP

2022

ADALBERTO FELIPE MARTINEZ

**BIOMECÂNICA DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O
SINGLE-LEG DROP VERTICAL JUMP: IMPLICAÇÕES
PARA A REABILITAÇÃO NA TENDINOPATIA
PATELAR E NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), campus de São Carlos, para a obtenção do título de Doutor em Fisioterapia.

Área de Concentração: Fisioterapia e Desempenho Funcional

Orientador: Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

São Carlos - SP

2022



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

Defesa de Tese de Doutorado do candidato Adalberto Felipe Martinez, realizada em 22/02/2022.

Comissão Julgadora:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão (UFSCar)

Profa. Dra. Melina Nevoeiro Haik (UFSCar)

Prof. Dr. Renan Alves Resende (UFMG)

Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro (USP)

Prof. Dr. Jamilson Simoes Brasileiro (UFRN)

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

O Relatório de Defesa assinado pelos membros da Comissão Julgadora encontra-se arquivado junto ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

*Dedico esta tese a minha esposa **Heloize de Sousa Martinez**, exemplo de pessoa e companheira, que foi sempre meu suporte e que com todo amor, carinho e amizade fez com que tudo fosse possível.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Deus** por tudo neste tempo de doutorado e principalmente pelas pessoas que ele colocou em minha vida através deste.

Gostaria de agradecer aqueles que fizeram parte deste trabalho de alguma maneira, mas principalmente aqueles que fazem parte de minha vida e me possibilitaram chegar até aqui. Assim, as palavras que coloco aqui são apenas um lembrete do imensurável apoio em minha vida durante este período de doutorado.

De modo muito especial gostaria de agradecer minha esposa **Heloize de Sousa Martinez** que é a pessoa que me possibilitou chegar até aqui. Obrigado por todo o suporte, carinho, amor, companheirismo e por estar sempre ao meu lado nessa difícil caminhada. Nos melhores momentos comemoramos juntos, mas nos piores foi você que me ajudou, não me deixou abater e, principalmente, esteve forte comigo independente do que fosse. Você é a pessoa mais especial que já conheci. Obrigado por esse amor incondicional que divide comigo. Amo você!

Agradeço a meus pais **Adalberto Manoel Martinez e Dilma Tochio Martinez**, que doaram suas vidas e se sacrificaram sempre para que eu me tornasse quem sou hoje e assim me permitiram chegar até aqui. Obrigado por tudo que em ensinaram e pelo caminho de fé que sempre me guiaram.

Agradeço a meus irmão **Aline, Débora, Paula, Guilherme e Bruno** e seus maridos e esposas que sempre estiveram próximos compartilhando bons momentos, risadas e descontração. Estendo esse agradecimento também a todos os sobrinhos e afilhados, que apesar de muitas vezes eu não conseguir estar mais próximo por todas as correrias que a vida apresentou nesse tempo, estar com vocês sempre foi revigorante e alegrador. Obrigado!

Agradeço a meus sogros **Altamiro de Sousa e Thereza Aparecida Bianchin de Sousa**, que me aceitaram na família como um filho e assim também se tornaram para mim como pais. Sempre serei grato por tudo que fizeram em minha vida e da Helô.

Agradeço a minhas cunhadas **Cristiane, Elisângela, Adriana, Karina e Tamiris** com seus maridos, namorados e filhos pela partilha de bons momentos e boas conversas sempre. Em especial agradeço a meus cunhados **Emanuel e Tamiris** que sempre foram grandes

amigos, mas que diante de momentos tão difíceis que passamos não nos deixaram abater e mostraram que estão sempre ao nosso lado. Obrigado por serem os irmãos que são.

Agradeço imensamente ao meu orientador **prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão**. Acompanhar o **Fabinho** no dia a dia, recebendo seu apoio, suas orientações, suas ideias, e conhecimentos sempre foi e continua sendo uma inspiração para mim. É impressionante ver o quanto doa sua vida a seus alunos. Muito obrigado pela orientação profissional e pessoal, por toda a paciência, por todo suporte, por toda alegria que traz, pela confiança, conselhos e amizade. Nesse momento de defesa de tese tenho refletido muito sobre o que será do futuro e se realizarei o sonho de ser professor, mas encerro essa etapa com a certeza de que, me tornando professor, me espelharei em você por todos os exemplos de simplicidade, humildade, trabalho e paixão em ensinar. É um prazer ter aprendido com você.

Agradeço a **Profa. Dra. Paula Regina Mendes da Silva Serrão**, que além da excelente professora é uma pessoa sensacional e muito acolhedora. **Paulinha**, seus exemplos, carinho com o trabalho, dedicação aos alunos, capacidade para administrar situações e principalmente paciência para nos ouvir é muito inspiradora. Você tem sido o coração do conjunto LAIOT/LAPREM nesses anos e fez dele um lugar onde todos nos sentimos muito bem em estar. Obrigado.

Agradeço ao **Prof. Dr. Rodrigo Scattone da Silva** por aceitar colaborador nos trabalhos desta tese e pelo exemplo de profissional que é. Você foi um dos profissionais que me inspiraram à área acadêmica e ter trabalhado com sua colaboração é uma grande honra para mim.

Agradeço aos integrantes do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT) e companheiros nesse tempo de doutorado **Bruna Luz, Bruna Tessarin, Guilherme, Ana Flávia, Mariana, Anelise, Giulia, Gabriela, Malu, Larissa e Alexandre**. Todo tempo que passamos juntos no laboratório foi para mim de grande aprendizado e espero levar um pouco das qualidades de cada um de vocês para minha carreira e vida. Em especial agradeço a **Profa. Dra. Bruna Calazans Luz**, com quem partilhei o laboratório desde o mestrado e com quem aprendi muito, principalmente em todos os perrengues que enfrentávamos, onde você sempre soube apontar um caminho correto onde todos seriam beneficiados igualmente.

Agradeço aos colegas do LAPReM **Cristiano, Gustavo, Gabriel, Rafaela, Cristiane, Isa, Natália e André** que partilharam também de diversos momentos de estudo e

aprendizado, assim como de companheirismo e risadas. Em especial agradeço ao **Cristiano** pelas discussões sempre produtivas, a **Cristiane** por o todo tempo, amizade e bons momentos que passamos juntos sofrendo com os equipamentos e a **Natália** por todas as conversas e amizade.

Agradeço aos alunos de iniciação científica **Laura, Bruna e Caio**, que auxiliaram na execução dos trabalhos permitindo que estes fossem possíveis.

Agradeço muito aos companheiros do Ambulatório de Fisioterapia Esportiva (AMFE) **Profa. Dra. Ana Flávia dos Santos, Prof. Dra. Bruna Calazans Luz, Profa. Dra. Germana de Medeiros Barbosa** e o **Prof. Dr. Glauko André de Figueiredo Dantas**. Participar com vocês dessa extensão foi um dos melhores momentos de todo esse processo, tanto profissionalmente como pessoalmente. **Ana, Bruna, Germana e Glauko**, obrigado por todo aprendizado, risadas e amizade nesse tempo. Em especial agradeço a esse rapaz que Deus trouxe de longe pra minha vida, **Glauko**, que é um exemplo de ser humano e que nunca brinquei quando disse que é um de meus ídolos. Espero que a vida me permita mais tempo próximo a você. Aproveito para agradecer a todos os alunos que fizeram parte dessa extensão.

Agradeço pela grande amizade a estes que estiveram sempre por perto durante esse processo: **André e Débora, Maurício e Paulinha, Bianca e Filipe**. Também agradeço a todos da **comunidade 7** da paróquia de São Benedito que são uma família da qual sou muito feliz em fazer parte.

Agradeço a todos os profissionais da clínica Cuhidar Saúde, em especial **Adriana de Fátima Candiano, Daniela e Carol** da ADM, **Cris, Rô, Silvia, Ket e Julia** da recepção e os fisioterapeutas **Ayrton, Flávia, Maiara, Thalita, Patrícia, Ester, Luiz, Taíris e Gabs**. Muito obrigado por me permitirem crescer mais na profissão com vocês o meu lado e em um ambiente tão agradável e enriquecedor. Em especial agradeço a **Ana Paula da Rocha Takushi**, que surgiu em um momento de muitas incertezas e, sem pedir nada em troca, me indicou à clínica da qual hoje faço parte. Sempre serei grato a todos.

Agradeço a **Universidade Federal de São Carlos (UFSCAR)**, ao **Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar (PPGFT – UFSCar)** e ao **Departamento de Fisioterapia (Dfisio)** pelo suporte material e profissional que recebi em todo esse período e por toda a qualidade que me foi permitida usufruir. Estendo os agradecimentos a todos os professores do PPGFT pelos ensinamentos compartilhados e que são a maior bagagem que

levamos desse período e a todos os funcionários do departamento, em especial a **Iolanda** e **Emerson** que dentro de seus trabalhos nos possibilitam atingir nossos objetivos da melhor forma possível.

Aos professores **membros da banca**, por terem aceitado ler, participar e por estarem dispostos a contribuir para a finalização desse trabalho. Agradeço o tempo disposto a esta tese e espero que os trabalhos provenientes dessa contribuição possam fazer jus a qualidade e dedicação do trabalho de todos vocês.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa concedida para a realização deste estudo.

Agradeço ainda a todos os **voluntários** que fizeram parte dessa pesquisa e cederam seu tempo e esforço para contribuir para a minha formação profissional.

MUITO OBRIGADO!

RESUMO

Muitas atividades esportivas envolvem aterrissagens de saltos, expondo os atletas a altas cargas articulares. Por consequência, esses atletas possuem alta incidência de lesões agudas ou por uso excessivo, como rupturas do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) e a tendinopatia patelar (TP), respectivamente. Em atletas saltadores a incidência da TP atinge de 11,8% a 50% dependendo do nível esportivo e esporte realizado. Em relação à lesão do LCA, tem sido relatada até 121 lesões a cada 100.000 pessoas/ano. Os atletas que são submetidos à reconstrução do LCA estão sujeitos à segunda lesão do LCA (do enxerto ou do LCA contralateral) e osteoartrite do joelho. Considerando a possível influência de fatores biomecânicos à ocorrência dessas lesões, o objetivo dessa tese foi verificar fatores associados a sobrecarga na articulação do joelho durante a fase de aterrissagem do *single-leg drop vertical jump* e suas implicações para a reabilitação na TP e de atletas com reconstrução do LCA. Para isso foram realizados dois estudos. No primeiro estudo o objetivo foi avaliar a associação entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e a excursão de dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem com o pico da força de reação do solo vertical (FRSv), taxa de carga da FRSv, o pico da força no tendão patelar, taxa de carga da força no tendão patelar e o pico do momento flexor plantar do tornozelo durante a fase de aterrissagem do *single-leg drop vertical jump*. Para isso, uma análise biomecânica tridimensional de 26 atletas recreacionais sadios saltadores foi realizada usando um sistema de câmeras sincronizado a uma plataforma de força. A excursão de dorsiflexão do tornozelo correlacionou-se negativamente com a taxa de carga da FRSv e positivamente com o momento flexor plantar do tornozelo. Além disso, houve correlação positiva entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e o pico da FRSv. No segundo estudo o objetivo foi comparar o pico da FRSv, os picos dos momentos e os momentos do quadril, joelho e tornozelo no pico da FRSv, bem como o momento total de suporte, durante a fase de aterrissagem do *single-leg drop vertical jump*, entre o membro envolvido e não envolvido de atletas com reconstrução do LCA e com atletas sadios. Para isso, utilizando os mesmos métodos do primeiro estudo, 12 atletas com reconstrução do LCA com enxerto dos tendões flexores autógenos ipsilaterais (GRLCA) e 14 atletas controle sadios (GC) foram avaliados. O pico da FRSv e o momento extensor do joelho no pico da FRSv foram maiores no membro envolvido do GRLCA do que no GC. A partir desses dois estudos concluímos que: 1- a menor excursão de dorsiflexão do tornozelo está associada a uma maior taxa de carga da

FRSv, mas não há associação entre a cinemática do tornozelo e as cargas no tendão patelar; e 2- Comparado ao grupo controle, o membro envolvido do GRLCA está sujeito a maior FRSv, bem como maior momento extensor do joelho no instante do pico da FRSv durante a aterrissagem do SLDVJ. Esses resultados sugerem que maior carga ocorre no enxerto do LCA no instante do pico da FRSv.

Palavras-chave: joelho de saltador; biomecânica da aterrissagem; sobrecarga no joelho

ABSTRACT

Many sports activities contain jumping and landing component exposing athletes to high joint loads. Consequently, these athletes have a high incidence of acute and overuse injuries such as anterior cruciate ligament (ACL) rupture and patellar tendinopathy (PT), respectively. In jumping athletes, the incidence of PT ranges from 11.8% to 50% according with sport level and what kind of sport. Regarding ACL injuries, up to 121 injuries per 100,000 people/year. Athletes who undergo ACL reconstruction are subject to second ACL injury or knee osteoarthritis. Considering the possible influence of biomechanical factors in these injuries, the objectives of this thesis was to verify factors associated with knee joint overload during landing phase of single-leg drop vertical jump and its implications for rehabilitation of PT and for athletes with ACL reconstruction. In this thesis, two studies were carried out. In the first study, the objective was to evaluate the association between peak ankle dorsiflexion and ankle dorsiflexion excursion during landing with peak vertical ground reaction force (vGRF), vGRF load rate, peak patellar tendon force, patellar tendon force load rate and peak ankle plantar flexor moment during landing phase of *single-leg drop vertical jump* task. In this way, a three-dimensional biomechanical analysis of 26 healthy recreational jumping athletes was performed using a camera system synchronized to a force plate. Ankle dorsiflexion excursion was negatively correlated with vGRF loading rate and positively with ankle plantar flexor moment. In addition, there was a positive correlation between ankle dorsiflexion peak and vGRF peak. In the second study, the objective was to compare the peak of the vGRF, peak moments, hip, knee and ankle moments in the peak of the vGRF and total support moment during landing phase of single-leg drop vertical jump between the involved and uninvolved limb of athletes with ACL reconstruction and healthy control athletes. For this purpose, using the same methodology of first study, 12 athletes with ACL reconstruction with hamstring ipsilateral grafts (GRLCA) and 14 healthy recreational control athletes (GC) were assessed. Peak of vGRF and knee extensor moment at peak of vGRF were higher in the involved limb of reconstructed athletes than in the control athletes. From these two studies, we concluded that: 1- lower ankle dorsiflexion excursion is associated with a greater vGRF loading rate, but there is no association between ankle kinematics and

patellar tendon loads; and 2- Compared to the control group, the involved limb of the ACLRG presents greater vGRF and greater knee extensor moment at peak of vGRF during SLDVJ landing. These results suggest that greatest load occurs on the ACL graft at the time of the peak of vGRF.

Keywords: jumper's knee; landing biomechanics; knee overuse

LISTA DE FIGURAS

REVISÃO DA LITERATURA

Figura 1 Modelo patológico contínuo proposto por Cook e Purdam (2009)..... 24

ESTUDO I

Figura 1 Ambiente de coletas e sistema de câmera e plataforma de força..... 35

Figura 2 Modelo de colocação dos marcadores refletivos para análise do Single Leg Drop Vertical Jump. 36

Figura 3 Representação diagramática da associação significativa entre o pico de dorsiflexão do tornozelo (A), excursão de dorsiflexão do tornozelo (B-C) e variáveis cinéticas. 40

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I

Tabela 1 Características demográficas dos sujeitos da pesquisa (média \pm Desvio padrão)	38
Tabela 2 Dados biomecânicos dos sujeitos expressos em média \pm desvio padrão (variação).....	38
Tabela 3 Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre o pico de dorsiflexão do tornozelo, excursão de dorsiflexão do tornozelo e as variáveis cinéticas.	39

ESTUDO II

Tabela 1 Características dos sujeitos (Média \pm Desvio padrão).....	53
Tabela 2 Comparação entre os membros do GRLCA e entre os grupos durante a aterrissagem do <i>single-leg drop vertical jump</i>	54

SUMÁRIO

1. PREFÁCIO	16
1.1 Linha de pesquisa.....	16
1.2 Projeto de pesquisa da Tese	16
1.3 Participação em projetos de pesquisa	16
1.4 Participação em projetos de extensão	19
1.5 Participação em atividades didáticas	19
1.6 Originalidade e Contribuição dos resultados de pesquisa para o avanço científico e relevância social	20
1.7 Descrição da tese para o público leigo.....	21
1.8 Link do currículo Lattes e ORCID	21
2. REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 PRÁTICA DE ESPORTES COM SALTOS	22
2.2 TENDINOPATIA PATELAR (TP)	22
2.2.1 Definição e patofisiologia.....	22
2.2.2 Epidemiologia e prognóstico da Tendinopatia patelar	24
2.2.3 Biomecânica distal dos membros inferiores e a Tendinopatia patelar	25
2.3 LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA)	26
2.3.1 Definição e patofisiologia.....	26
2.3.2 Epidemiologia e prognóstico da lesão do Ligamento Cruzado Anterior..	26
2.3.3 Biomecânica em atletas com reconstrução do LCA	28
3. OBJETIVO GERAL DA TESE	29
4. ESTUDO 1	30
4.1 RESUMO.....	31
4.2 INTRODUÇÃO	32
4.3 MÉTODOS	33
4.3.1 PARTICIPANTES	33
4.3.2 PROCEDIMENTOS.....	34
4.3.3 SINGLE-LEG DROP VERTICAL JUMP	34
4.3.4 ANÁLISE DOS DADOS	36
4.3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	37
4.4 RESULTADOS	37
4.5 DISCUSSÃO	41

4.6	CONCLUSÃO	44
5.	ESTUDO 2	45
5.1	RESUMO.....	46
5.2	INTRODUÇÃO	47
5.3	MÉTODOS	48
5.3.1	DESENHO DO ESTUDO	48
5.3.2	PARTICIPANTES E CRITÉRIOS DE ELIGIBILIDADE.....	49
5.3.3	PROCEDIMENTOS.....	49
5.3.4	REDUÇÃO DOS DADOS	50
5.3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	51
5.4	RESULTADOS	52
5.5	DISCUSSÃO	55
5.6	CONCLUSÃO	57
6.	CONCLUSÃO GERAL DA TESE	58
7.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60
9.	APENDICE A - Artigo publicado no periódico <i>Sports Health: A Multidisciplinary Approach</i>	70
10.	APENDICE B – Parecer Comitê de Ética e Pesquisa	76
11.	APENDICE C – Comprovante de submissão do manuscrito 2	79

1. PREFÁCIO

1.1 Linha de pesquisa

O projeto de pesquisa de doutorado foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), sob a orientação do Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão. Ele está inserido na linha de pesquisa denominada “**Função Motora e Análise Biomecânica do Movimento Humano**” do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar (PPGFT). O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001

1.2 Projeto de pesquisa da Tese

Dois estudos compõe a presente tese. O primeiro estudo, intitulado “**Associação entre a dorsiflexão do tornozelo e as forças de aterrissagem em atletas saltadores**”, foi publicado no periódico *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. O segundo estudo, intitulado “**Importância do músculo quadríceps para a dissipação das forças de impacto durante o *single-leg drop vertical jump* em atletas com reconstrução do LCA com enxerto autógeno dos tendões flexores: Um estudo de caso controle**” foi também submetido no periódico *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*.

Todas as coletas de dados para os estudos foram realizadas no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), localizado no Departamento de Fisioterapia (DFisio) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

1.3 Participação em projetos de pesquisa

Após minha matrícula no curso de doutorado do PPGFT no ano de 2017, participei do projeto intitulado “Avaliação biomecânica do salto em sujeitos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) com enxerto dos tendões flexores: relação com osteoartrite patelofemoral” (processo 2016/13837-4). Esse projeto seria o primeiro estudo de meu doutorado. Para a realização desse projeto foi adquirida, instalada e sincronizada ao sistema de câmeras já existente no LAIOT uma plataforma

de força. Já tendo auxiliado, durante o período de mestrado, na instalação do sistema de câmeras para a análise do movimento *Vicon* (*Vicon Motion Systems Ltd, Oxford*) com os softwares *Nexus System* (*Vicon Motion Systems Ltd*) e *The Motion Monitor* - (*Innovative Sports Training, Chicago*), a minha participação auxiliando a instalação da plataforma de força fez com que eu pudesse aprender o funcionamento desses equipamentos de modo a auxiliar em diversos projetos dentro do laboratório (alguns como colaborador do projeto e outros apenas auxiliando o conhecimento do sistema a outros alunos), auxiliar em aulas práticas de disciplinas do PPGFT, e também, a convite dos professores, dos cursos de Fisioterapia e do Bacharelado e Licenciatura em Educação Física da UFSCar. Do mesmo modo, pude no período de doutorado aprender a manusear o dinamômetro isocinético *Biodex Multi-Joint System III* (*Biodex Medical Systems Inc, New York, USA*).

Além do desenvolvimento dos projetos apresentados nesta tese, durante o doutorado participei de outros projetos. Os projetos, assim como minha função nesses projetos, foram os seguintes:

1- Colaborei no projeto de mestrado intitulado “Efeito do *feedback* extrínseco na cinemática de membro inferior e tronco durante um salto do ballet clássico: ensaio clínico controlado randomizado cego”, com o objetivo de verificar o efeito de uma sessão de *feedback* multimodal na cinemática de membros inferiores e tronco durante um salto do ballet clássico, sendo responsável pela montagem do modelo biomecânico, randomização dos participantes, auxílio na correção dos erros durante as coletas de dados e também por projetar, em conjunto com a aluna responsável pelo projeto, a rotina no software *MatLab* para análise dos dados. Parte dos resultados desse estudo foi apresentado no IX Congresso Nacional e VII Congresso Internacional da Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva e da Atividade Física - SONAFE 2019 - e foi classificado em 3º lugar no V Concurso de Monografias, Dissertações e Teses desse evento. Atualmente, o artigo “Effect of augmented feedback on classical ballet jump kinematics: a single-blind randomized controlled trial” decorrente dessa colaboração está submetido ao periódico *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. Parte dos dados desse projeto de mestrado integraram um projeto de iniciação científica que resultou no manuscrito “Association of proximal and distal factors with dynamic knee valgus during a classical ballet jump: a cross-sectional study”, atualmente em avaliação pelo periódico *Journal of Sport Rehabilitation*;

2- Colaborei em um manuscrito, parte de um projeto de doutorado, intitulado “Muscle activation, strength and volume in people with patellofemoral osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. Nessa revisão sistemática eu atuei como terceiro revisor e também auxiliei na análise da qualidade da evidência do estudo. O manuscrito foi aceito em 01/02/2022 para publicação no periódico *Osteoarthritis and Cartilage* (JCR: 6,576; Web Qualis: A1);

3- Colaborei em um projeto de doutorado, atuando na montagem do modelo biomecânico de coletas, bem como auxiliando nas coletas de dados. Como resultado desse projeto dois manuscritos foram escritos. O primeiro intitulado “Frontal plane biomechanics during single-leg squat and hip strength in patients with isolated patellofemoral osteoarthritis compared to matched controls: A pilot study”, está sob revisão no periódico *Plos One*, enquanto o segundo manuscrito intitulado “Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics during a single-leg squat and hip torques in patients with isolated patellofemoral osteoarthritis compared to individually-matched controls: A cross-sectional study”, está em fase final de escrita e revisão para envio para periódico. Ainda é importante ressaltar que parte dos resultados do primeiro e segundo estudos foram apresentados no Congresso Brasileiro e Internacional da ABRAFFITO (publicado nos anais do evento) e no *European Congress of Rheumatology*, respectivamente.

4- Participei como segundo revisor em uma revisão sistemática associada a um projeto de pós doutorado, intitulada “Relação entre as condições psicológicas, alterações biomecânicas do salto, desempenho funcional e a função muscular com a segunda lesão em atletas com reconstrução do ligamento cruzado anterior. Uma Revisão Sistemática”. Essa revisão está, atualmente, em fase final de escrita;

5- Participo também do projeto de doutorado intitulado “Análise da Biomecânica e da Atividade Elétrica dos Músculos do Quadril Durante a Marcha, Subida e Descida de Degrau, Apoio Unipodal e a Qualidade de Vida, de Indivíduos com Osteoartrite de Quadril”. Para esse projeto foi adquirido um aparelho de eletromiografia de superfície *Trigno Wireless Sensor (Delsys Inc., Boston, MA)*. Para esse projeto, auxiliei na sincronização do eletromiógrafo aos sistemas de câmeras e à plataforma de força, aprendendo sobre seu funcionamento e utilização, além de auxiliar na criação dos modelos biomecânicos de análise do movimento.

6- Por fim, sou primeiro autor da revisão sistemática com meta análise denominada “Influence of time to Return to Sport and neuromuscular training on second Anterior Cruciate Ligament injury: a systematic review”. Após o início da pandemia e a não possibilidade da continuidade das coletas do projeto inicial do meu doutorado, foi decidido, além da análise e realização dos manuscritos apresentados na presente tese, realizar a revisão sistemática supracitada. Essa revisão encontra-se atualmente em fase final de escrita e, futuramente, deverá ser submetida ao periódico *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy - JOSPT*.

1.4 Participação em projetos de extensão

No período de doutorado fui convidado e pude participar do projeto de extensão “Ambulatório para atendimento fisioterapêutico a atletas -AMFE”, sob a coordenação da Profa. Dra. Ana Flávia dos Santos, realizado na Unidade Saúde Escola (USE - UFSCar) através do Departamento de Fisioterapia da UFSCar (DFisio), na função de supervisor dos alunos. Nesse projeto de extensão foram realizados atendimentos a atletas pelos alunos da graduação inscritos no projeto, reuniões científicas teórico-práticas quinzenais com os membros do projeto (alunos da graduação, pós-graduação e coordenação), discussões de casos clínicos e palestras de professores convidados. Dentro do projeto, além da participação ativa como supervisor dos alunos pude participar, em colaboração com a Profa. Dra. Germana Medeiros, como palestrante sobre o tema: Lesão do Ligamento Cruzado Anterior: tratamento conservador vs cirúrgico – Utilizando as evidências científicas para guiar a tomada de decisão clínica.

1.5 Participação em atividades didáticas

No período do doutorado fui coorientador de três projetos de iniciação científica, sendo um já finalizado no qual a aluna, que foi bolsista FAPESP, apresentou o projeto como seu projeto de trabalho de conclusão de curso e outros dois projetos em andamento, ambos contemplados com bolsas PIBIC de iniciação científica.

Ainda no período do doutorado fui convidado em algumas oportunidades a ministrar aulas dentro da Universidade Federal de São Carlos como parte de diferentes disciplinas entre graduação e pós-graduação, sendo elas:

- 2019 – Aula prática/Palestra sobre o tema “Análise Biomecânica da Locomoção Humana”, constante na disciplina “Fundamentos de Biomecânica para Educação Física” dos cursos de licenciatura e bacharelado em educação física a convite da Profa. Dra. Paula Hentschel Lobo da Costa
- 2018 – Aula prática sobre o tema “Avaliação Isocinética” constante na disciplina “Fisioterapia Esportiva” aos alunos do 6º período do curso de graduação em Fisioterapia a convite do Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão.
- 2017 e 2018 – Aula sobre o tema “Análise Biomecânica no sistema de captura e análise do movimento *Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford)* utilizando os softwares *Nexus System* e *The Motion Monitor*” ministrada em duas oportunidades distintas aos alunos do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia -PPGFt - a convite do Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão.
- 2017 - Aula teórica e prática sobre o tema “Cinesiologia do tornozelo e pé”, constante na disciplina “Cinesiologia” dos cursos de licenciatura e bacharelado em educação física a convite da Profa. Dra. Helen Cristina Nogueira Carrer.

1.6 Originalidade e Contribuição dos resultados de pesquisa para o avanço científico e relevância social

Nesta tese, exploramos alguns fatores biomecânicos durante a aterrissagem de um salto que têm sido relacionados às sobrecargas do membro inferior, especificamente do tendão patelar e do enxerto do LCA. Analisamos a influência da cinemática do tornozelo durante a atividade de aterrissagem para observar sua relação sobre as forças no tendão patelar verificando este fator de risco para a tendinopatia patelar, não sendo de nosso conhecimento outros projetos que tenham realizado análise semelhante. Ainda, observamos a biomecânica da aterrissagem em atletas com reconstrução do LCA não somente em relação aos valores de pico das variáveis, mas considerando o ponto de maior carga vertical sobre os membros inferiores (pico da força de reação do solo vertical)

Sendo a tendinopatia patelar e a lesão do LCA importantes lesões em atletas e que trazem diversos prejuízos a saúde desses, além de influenciar negativamente a prática esportiva, uma maior compreensão dos fatores biomecânicos de sobrecarga no joelho é essencial para a avaliação e tratamento adequado dessa população. Dessa

forma, os resultados dessa tese contribuirão para a reabilitação de atletas saltadores com tendinopatia patelar e submetidos à reconstrução do LCA.

1.7 Descrição da tese para o público leigo

Nesta tese analisamos os movimentos e as cargas que acontecem o longo da perna (quadril, joelho e pé) durante a aterrissagem de um salto com apenas uma das pernas em atletas praticantes de como o handebol, o voleibol e o basquete. Foi observado que o movimento do tornozelo não tem influência nas cargas no tendão patelar e que os atletas com reconstrução do LCA podem estar sujeitos à maior carga do enxerto do LCA.

1.8 Link do currículo Lattes e ORCID

- Endereço para acessar o Lattes: <http://lattes.cnpq.br/4796201012097387>
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0782-9797>

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PRÁTICA DE ESPORTES COM SALTOS

Muitas atividades esportivas envolvem salto e conseqüente aterrissagem como componente chave para a realização com sucesso do gesto esportivo. Uma vez que na aterrissagem o atleta necessita dissipar as cargas impostas no membro inferior, atletas saltadores estão expostos a altas cargas e uma vez que essas cargas estão relacionadas ao alto estresse nas articulações, podem então contribuir para lesões agudas ou por uso excessivo, como rupturas do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) e a tendinopatia patelar (TP) (BAHR e REESER, 2003), lesões muito comuns nessa população de atletas.

Dentre os esportes que envolvem saltos destacam-se o voleibol, basquetebol e handebol pela grande quantidade de aterrissagens exigidas. Em um jogo, atletas de basquete podem realizar de 42 a 56 saltos, atletas de voleibol realizam mais de 35 saltos enquanto atletas de handebol realizam mais de 90 saltos por jogo (TAYLOR et al, 2017) e muitas vezes essas atividades são realizadas com alta demanda. Hasegawa et al (2002), por exemplo, observaram que em ações consideradas como de máxima intensidades no voleibol, em uma partida de cinco sets, 60% se referiam a saltos verticais. Considerando a alta demanda e alta carga que esses atletas estão submetidos, também é alta a incidência de lesões nessa população, dos quais se destacam a TP (inclusive conhecida como joelho do saltador) e a lesão do LCA.

2.2 TENDINOPATIA PATELAR (TP)

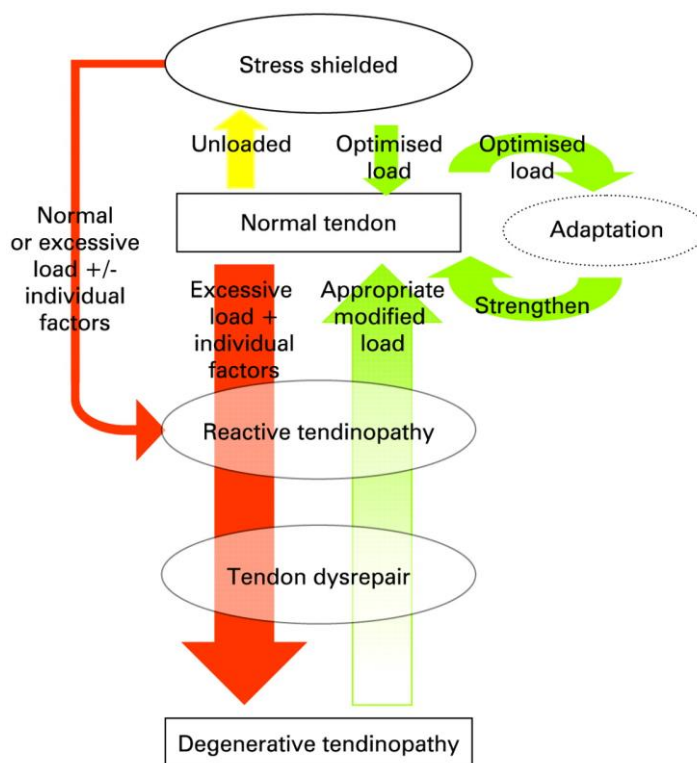
2.2.1 Definição e patofisiologia

A TP é uma disfunção por sobrecarga/uso excessivo (“*overuse injury*”) que atinge em grande porcentagem atletas envolvidos em esporte de salto (VAN DER WERP et al, 2011) e, por isso, é conhecida como joelho de saltador (BLAZINA et al, 1973). Sendo o tendão patelar uma importante estrutura do mecanismo extensor do joelho, esportes que exerçam altas cargas ao quadríceps, com altas velocidade e potência, geram maiores incidências de TP (LIAN et al, 2005). Indivíduos com TP apresentam dor anterior no joelho, localizada no corpo do tendão patelar ou próximo de suas inserções (FERRETTI et al., 1983), que se exacerbam de acordo com a demanda

imposta ao mecanismo extensor do joelho, sendo a dor em repouso um sintoma muito raro dessa (RIO et al., 2014; MALLIARAS et al, 2015).

Apesar de comumente ser relatada como tendinite patelar, existem controvérsias sobre a existência de um período inflamatório no tendão patelar afetado, uma vez que estudos prévios não identificaram células inflamatórias em indivíduos com TP (ALMEKINDERS et al, 1998), sendo então considerada uma alteração degenerativa. Uma revisão de Cook e Purdam (2009) propôs um modelo patofisiológico contínuo das tendinopatias, dividido em três fases, sendo essas denominadas fase reativa, fase de degradação e fase degenerativa. Sendo um modelo contínuo, os autores propuseram que o principal estímulo que levaria o indivíduo a progredir ou regredir entre as etapas seria a adição ou remoção de carga, ressaltando que a evolução até a fase degenerativa seria de difícil reversibilidade (COOK e PURDAM, 2009). Na fase reativa ocorre o espessamento adaptativo do tendão devido ao aumento da proliferação celular e da matriz extracelular para reduzir, por meio do aumento de sua área de secção transversa, o estresse recebido pelo tendão – uma vez que o estresse é definido pela razão da força aplicada pela unidade de área. Na fase de degradação ocorre a ruptura da matriz extracelular, aumento no número dos condrócitos, miofibroblastos e produção de proteínas, resultando em desorganização da matriz extracelular e, possivelmente, aumento da vascularização e crescimento neural. Na fase degenerativa ocorre a progressão dos achados anteriores e são observadas mortes celulares por apoptose, trauma ou exaustão de tenócitos (COOK e PURDAM, 2009; COOK et al, 2016).

Figura 1 Modelo patológico contínuo proposto por Cook e Purdam (2009).



FONTE: Cook e Purdam (2009)

Ainda não há consenso sobre a origem da dor nas tendinopatia. Entretanto, observa-se forte relação entre a dor no tendão e a carga mecânica aplicada (COOK et al, 2016), a aplicação de cargas sobre um tendão com sintoma doloroso pode perpetuar estímulos nociceptivos locais que podem, por fim, gerar uma hiperalgesia secundária (COOK et al, 2016; RIO et al, 2014).

2.2.2 Epidemiologia e prognóstico da Tendinopatia patelar

Apesar de afetar atletas de diversos esportes, a TP é mais comumente observada em atletas que praticam esportes com saltos (VAN DER WORP et al, 2011), severamente interferindo tanto na performance quanto na carreira desses atletas (LIAN et al, 2005). Em atletas de elite de diversos esportes é reportada em média a prevalência de 14% de TP (LIAN et al, 2005). Considerando esportes que envolvem saltos, Lian et al (2005) verificaram uma prevalência de TP (durante a carreira do atleta) maior que 25% em atletas de handebol e maior de 50% em atletas de voleibol e basquetebol, onde 44,6% dos atletas de voleibol e 31,9% de basquete apresentavam sintomas no momento

das avaliações, sintomas que na amostra do estudo tiveram duração (autorrelatada) de 32 ± 25 meses. Já em atletas não profissionais a prevalência média de TP observada entre diversos esportes é de 8,5%, com maior prevalência em esportes que envolvem saltos, sendo 11,8% em atletas de basquetebol, 13,3% em atletas de handebol e 14,4% em atletas de voleibol e com duração dos sintomas de $18,9 \pm 21.6$ meses (ZWERVER et al, 2011).

Além da alta prevalência, a TP atinge severamente a carreira do atleta, onde observa-se que até 50% dos atletas desistem da carreira esportiva devido a TP (KETTUNEM et al, 2002) e duração dos sintomas, ainda que de menor intensidade, pode persistir por 15 anos em homens atletas como observado em estudo prospectivo. Ainda, é importante observar que o tratamento pode ser lento e frustrante e que complicações podem acontecer uma vez que a reabilitação depende da severidade dos sintomas, grau da TP, esporte praticado, qualidade do tratamento, nível esportivo do atleta e presença de fatores de risco (RUDAVSKY e COOK, 2014). Todos esses fatores podem gerar afastamento do esporte ou então uma diminuição da qualidade funcional e esportiva.

2.2.3 Biomecânica distal dos membros inferiores e a Tendinopatia patelar

Diversos fatores de risco têm sido reportados para o desenvolvimento da TP. Peso corporal, índice de massa corpórea, razão cintura-quadril, diferença de comprimento de membros inferiores, altura do arco plantar, flexibilidade de quadríceps e isquiotibiais, força de quadríceps e performance em saltos verticais foram elencados como possíveis fatores de risco para a TP, entretanto nenhum deles apresentava forte evidência como um fator de risco (VAN DER WORP et al, 2011). Considerando o estudo de Van der Word et al (2011) e considerando que a sobrecarga é um fator de risco para o desenvolvimento de TP (VISNES e BAHR, 2013; VRIES et al., 2015), Sprague et al (2018) analisaram fatores de risco modificáveis em atletas com TP. Eles verificaram que, apesar das evidências não serem fortes, a diminuição da amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo, diminuição da flexibilidade dos músculos isquiotibiais e quadríceps, maior volume de treinamento (em esportes que exigem saltos), mais *sets* de voleibol jogados por semana, maior altura de contramovimento e maior volume de atividade eram possíveis fatores de risco modificáveis para a TP.

Uma vez que esses fatores atuam na carga imposta sobre o tendão patelar, alterações nesses fatores poderiam reduzir a carga e, por fim, auxiliar no tratamento da TP. Dentre as variáveis cinemáticas, a amplitude de movimento do tornozelo tem sido elencada como um possível fator de risco a TP (BACKMAN e DANIELSON, 2011; MALLIARAS et al, 2006; SCATTONE SILVA et al, 2016; SCATTONE SILVA et al, 2017; SPRAGUE et al, 2018). Uma recente revisão de literatura observou evidência moderada da associação entre a limitação da dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem e a TP em atletas adultos (TAYFUR et al, 2022). Dessa forma, é interessante compreender melhor a influência da limitação da dorsiflexão sobre a carga aplicada no tendão patelar.

2.3 LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA)

2.3.1 Definição e patofisiologia

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é um importante estabilizador da articulação do joelho e colabora para a restrição da translação anterior da tíbia assim como estabilizando os movimentos rotacionais do joelho (ALM et al, 1974). Além disso, sua função proprioceptiva contribui para a cinemática do joelho já que influencia a posição das superfícies articulares e, por consequência o direcionamento e magnitude das forças atuantes na articulação (BONFIM et al, 2008).

A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é bastante comum e onera os sistemas de saúde com gastos entre 250 e 650 milhões para o tratamento (MYER et al, 2005; FARSHAD et al, 2011). Dentre os mecanismos de lesão do LCA se destacam as lesões definidas como lesões sem contato (WRIGHT et al, 2010; SHIMOKOCHI e SHULTZ, 2008; AGEL et al., 2005). Essas são decorrentes de ações motoras onde a força de reação do solo (FRS) é o único agente externo atuante (SHIMOKOCHI e SHULTZ, 2008) e correspondem de 70 a 84% das lesões de LCA (ALENTORN-GELI et al, 2009). Comumente acontecem durante tarefas que exigem mudanças de direção, desaceleração e aterrissagens de um salto (MYKLEBUST et al., 2003; KROSSHAUG et al., 2007; ALENTORN-GELI et al, 2009).

2.3.2 Epidemiologia e prognóstico da lesão do Ligamento Cruzado Anterior

A lesão do LCA é uma das lesões mais comuns na população de atletas. Em crianças e adolescentes de 6 a 18 anos, tem sido apontada uma média 121 lesões do LCA a cada 100.000 pessoas por ano, atingindo até 422 lesões-ano a cada 100.000 em mulheres de 17 anos (BECK et al, 2017). Em outras populações com idade até 65 anos, essa incidência atinge 74,6 por 100.000 indivíduos por ano e estima-se que nos Estados Unidos ocorram de 60.000 a 200.000 lesões do LCA anualmente (HERZOG et al, 2018). Apesar de existirem casos onde a lesão do LCA possa ser tratada de modo conservador, grande parte dos indivíduos evolui para a reconstrução cirúrgica do LCA. Em um estudo descritivo, Herzog et al (2018) verificaram que houve um aumento na taxa de reconstruções de 22% de 2002 a 2014.

Apesar da lesão do LCA imediatamente afastar o atleta de suas atividades, outras importantes implicações são verificadas na população de atletas. Muitos atletas deixam o esporte em decorrência da lesão do LCA ou, então, ainda que retornem ao esporte, não desempenham o mesmo nível de atividade esportiva. Em atletas profissionais de basquetebol, o índice de retorno ao esporte é relatado entre 63% a 91% e os atletas que retornaram ao esporte apresentaram estatisticamente piores resultados de performance (NWACHUKWU et al, 2017; VAUDREUIL et al, 2021). Resultados semelhantes foram encontrados para outros esportes com variação ampla no índice de retorno de 93% a 43% (DI STASI et al, 2013; NAWASREH et al, 2018; WEBSTER et al, 2019). Além disso, estudos reportam a evasão dos atletas da prática esportiva, atingindo até 62% dos atletas com reconstrução do LCA (FÄLTSTRÖM et al, 2019).

Embora muitos atletas realizam a reconstrução do LCA e participam de programas de reabilitação, ainda é importante o número de atletas que acabam por reincidir a lesão do LCA. Recentes revisões sistemáticas observaram uma incidência maior que 20% de segunda lesão do LCA em jovens atletas (WIGGINS et al, 2016; BARBER-WESTIN & NOYES, 2020; PATEL et al, 2021), população que após retorno ao esporte após a reconstrução do LCA apresenta de 30 a 40 vezes maior risco lesão comparado a um jovem saudável (WIGGINS et al, 2016).

Outra das mais frequentes complicações observadas em atletas com reconstrução de LCA é a osteoartrite de joelho (ØIESTAD *et al.*, 2010), com impactos pessoais, sociais e financeiros em adultos jovens. Estudos com grande *follow-up* encontraram a osteoartrite de joelho como uma das afecções mais frequentes após a

reconstrução do LCA (GRASSI et al, 2022; OIESTAD et al, 2010; OIESTAD et al, 2009). Analisando atletas tanto com reconstrução do LCA quanto com tratamento conservador, a revisão sistemática de Oiestad et al (2009), observou, em 10 anos após a lesão isolada do LCA em atletas, uma incidência de 13% de osteoartrite tibiofemoral, sendo que este número atinge de 21 a 48% dos atletas quando consideradas lesões combinadas de LCA e menisco. Já em uma análise com 181 atletas, de 10 a 15 anos após a reconstrução do LCA, Oiestad et al (2010) verificaram 74% de osteoartrite de grau 2 ou maior, sendo que 41% eram sintomáticas. Observando essas altas incidências, Grassi et al (2022) realizaram uma revisão sistemática com um *follow-up* de aproximadamente 22 anos e observaram que, considerando apenas atletas que realizaram a reconstrução do LCA, 73,3% dos atletas com reconstrução do LCA apresentaram de sinais de osteoartrite de joelho, sendo que 12,8% foram classificadas como osteoartrite severa.

2.3.3 Biomecânica em atletas com reconstrução do LCA

O papel funcional da extremidade inferior durante a aterrissagem de um salto é aceitar, dissipar e transmitir eficientemente a força de reação do solo (FRS) (DEVITA e SKELLY, 1992). Durante a aterrissagem de um salto, o vetor resultante da FRS no plano sagital é direcionado anteriormente ao centro de rotação do quadril e do tornozelo, e posteriormente ao centro de rotação do joelho produzindo momentos externos flexores nas articulações do quadril e joelho e um momento externo dorsiflexor na articulação do tornozelo (POWERS, 2010; SHIMOKOCHI et al., 2009). Assim, durante a aterrissagem a ação excêntrica dos músculos extensores do quadril e joelho e flexores plantares do tornozelo é necessária para contrabalançar esses momentos externos flexores e dorsiflexores (POWERS, 2010; SHIMOKOCHI et al., 2009), através da geração momentos internos extensores para evitar o colapso e conseqüente queda ou lesão.

Os músculos dos membros inferiores exercem cargas excêntricas na articulação do joelho para dissipar as cargas impostas sobre os membros inferiores, e alterações nas cargas impostas as articulações ou nas forças desses músculos podem predispor o atleta a lesão. Isso é de grande importância uma vez que tem sido observado que após a reconstrução do LCA os atletas apresentam déficit de força (WILK et al, 2012, (AGEBERG et al., 2009; LAUTAMIES et al., 2008; PETERSEN et al., 2014). Esse

déficit pode gerar compensações durante a aterrissagem que podem aumentar a demanda do mecanismo extensor do joelho, e esse por fim, pode gerar uma maior força de cisalhamento anterior da tíbia (ESCAMILLA, 2001; DEMORAT et al, 2004; BEGALLE et al, 2012), imprimindo força diretamente sobre o enxerto. Dessa forma, mostra-se importante observar como as forças são distribuídas em atletas após a reconstrução do LCA.

3. OBJETIVO GERAL DA TESE

Analisar a biomecânica da aterrissagem de atletas saltadores saudáveis e também com reconstrução do LCA durante o *single-leg drop vertical jump*, verificando fatores associados a sobrecarga na articulação do joelho e suas implicações para a TP e para atletas com reconstrução do LCA.

4. ESTUDO 1

ASSOCIAÇÃO ENTRE A DORSIFLEXÃO DO TORNOZELO E AS FORÇAS DE ATERRISSAGEM EM ATLETAS SALTADORES

Adalberto Felipe Martinez, MSc¹; Rodrigo Scattone Silva, PhD²; Bruna Lopes Ferreira Paschoal¹; Laura Ledo Antunes Souza¹; Fábio Viadanna Serrão, PhD¹

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, São Paulo, Brasil.

² Programa de pós graduação em ciência da reabilitação, Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi (FACISA), Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), Santa Cruz, Brasil.

Artigo publicado no periódico *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*
(Journal Citation Reports - JCR: 3,843) (Apêndice A)

4.1 RESUMO

Introdução: A redução da amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão tem sido associada à tendinopatia patelar, entretanto os mecanismos pelos quais essa restrição contribuir para a sobrecarga do joelho permanecem desconhecidos.

Hipótese: Nossa hipótese é que o pico de dorsiflexão do tornozelo e a excursão de dorsiflexão do tornozelo estão negativamente associados ao pico da força de reação do solo vertical (FRS_v) e taxa de carga da FRS_v, ao pico da força no tendão patelar e à taxa de carga da força no tendão patelar, e positivamente associados ao pico do momento flexor plantar do tornozelo.

Desenho do estudo: Estudo transversal

Métodos: Dados cinemáticos e cinéticos de 26 atletas recreacionais saudáveis envolvidos em esporte de salto foram avaliados durante um salto vertical unipodal (*single-leg drop-vertical jump*). Os coeficientes de correlação de Pearson foram calculados para estabelecer a associação entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e a excursão de dorsiflexão do tornozelo com: a taxa de carga da FRS_v, o pico da FRS_v, o pico da força no tendão patelar, a taxa de carga da força no tendão patelar e com o pico do momento flexor plantar do tornozelo.

Resultados: A excursão da dorsiflexão do tornozelo correlacionou-se negativamente com a taxa de carga da FRS_v ($r=-0,49$; $p=0,011$) e positivamente com o pico do momento plantar dos flexores do tornozelo ($r=0,52$; $p=0,006$). Além disso, houve correlação positiva entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e o pico da FRS_v ($r=0,39$; $p=0,049$).

Conclusão: A cinemática do tornozelo está associada à taxa de carga da FRS_v, ao momento flexor plantar do tornozelo e ao pico da FRS_v influenciando as cargas na articulação do joelho, mas não foram observadas associações entre a cinemática do tornozelo e as cargas no tendão patelar.

Relevância clínica: Nossos resultados sugerem que o aumento da excursão de dorsiflexão do tornozelo pode ser uma estratégia importante para redução das cargas nos membros inferiores durante as aterrissagens, mas não deve ser considerado o principal fator quando o objetivo for a redução da força no tendão patelar.

Palavras-chave: joelho do saltador, biomecânica, tendinopatia patelar, cinemática, tendinite.

4.2 INTRODUÇÃO

A tendinopatia patelar (TP) tem uma alta prevalência no esporte, principalmente em esportes que envolvem saltos repetitivos (VAN DER WORP et al, 2011). Estudos observaram que a TP afeta 31,9% de jogadores de voleibol de elite e 44,6% de atletas de basquetebol (LIAN et al, 2005). Os sintomas consequentes a TP podem ser devastadores para a carreira dos atletas, com 53% dos atletas com TP desistindo do esporte devido à dor no joelho (KETRUNEM et al, 2002).

A sobrecarga no joelho tem sido considerada como um fator de risco para a TP (DE VRIES et al, 2015; VISNES et al, 2013). Hipotetiza-se que a biomecânica da região distal dos membros inferiores pode contribuir para a sobrecarga no tendão patelar durante a aterrissagem (VAN DER WORP et al, 2014). A limitação da amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão (definidas por medidas passivas ou ativas do movimento de dorsiflexão avaliadas clinicamente como no *lunge test*) foi associada com a TP em estudos prévios (BACKMAN E DANIELSON, 2011; MALLIARAS et al, 2006; SCATTONES SILVA et al, 2016; SCATTONES SILVA et al, 2017). Em um estudo transversal, Malliaras et al (2006) verificaram que entre diversas variáveis de força e flexibilidade em atletas de voleibol apenas a restrição da dorsiflexão foi associada a TP. De modo semelhante, Scattone Silva et al (2016) observaram que atletas de basquetebol, voleibol e handebol com TP apresentavam menor ADM de dorsiflexão que atletas saudáveis. Por fim, Backman e Danielson (2011) reportaram em um estudo prospectivo de um ano que menor ADM de dorsiflexão de tornozelo foi o principal fator de risco para a TP. Entretanto, uma revisão sistemática recente concluiu que não existem evidências fortes de que a limitação da dorsiflexão do tornozelo seja um fator de risco para o desenvolvimento da TP (SPRAGUE et al, 2018).

Embora uma associação entre a ADM de dorsiflexão do tornozelo e a TP tenha sido observada, o mecanismo pelo qual a restrição da dorsiflexão pode contribuir para o desenvolvimento da TP continua desconhecido. Acredita-se que o movimento de dorsiflexão do tornozelo e a contração excêntrica dos músculos da panturrilha sejam importantes para absorção das forças que atuam nos membros inferiores durante a aterrissagem do salto e o comprometimento desse mecanismo pode resultar em maior carga no tendão patelar (MALLIARAS et al, 2006). Scattone Silva et al (2017) encontraram que atletas com TP apresentam menor pico de dorsiflexão do tornozelo

durante uma tarefa de aterrissagem quando comparados a atletas saudáveis. No entanto, até onde sabemos, não há estudos avaliando a associação entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo (definido como o movimento do tornozelo durante tarefas funcionais, neste caso, saltos) com a força de reação do solo vertical (FRSv), com a magnitude da força no tendão patelar e taxa de carga no tendão patelar durante aterrissagens de um salto. Considerando que a restrição da dorsiflexão demonstrou causar um padrão de aterrissagem de salto rígido, com menor flexão do quadril e joelho (DEVITA E SKELLY, 1992; ZHANG et al, 2000), é possível que a restrição da excursão da dorsiflexão do tornozelo possa estar associada a maiores forças de aterrissagem e taxa de carga na aterrissagem, o que poderia contribuir para sobrecarga do mecanismo extensor do joelho.

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a associação entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e a excursão de dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem com o pico da FRSv, taxa de carga da FRSv, o pico da força no tendão patelar, taxa de carga da força no tendão patelar e o pico do momento flexor plantar do tornozelo durante a aterrissagem da tarefa de *single-leg drop vertical jump*. Nossa hipótese é que o pico de dorsiflexão do tornozelo e a excursão de dorsiflexão do tornozelo estão negativamente associados com o pico de FRSv e taxa de carga da FRSv, e com o pico da força no tendão patelar e taxa de carga da força no tendão patelar, e positivamente associados com o pico do momento flexor plantar do tornozelo.

4.3 MÉTODOS

4.3.1 PARTICIPANTES

Vinte e seis atletas recreacionais - que praticavam esporte ao menos três vezes por semana - envolvidos em esportes que envolvam saltos (handebol, basquetebol e voleibol), de ambos os sexos, foram recrutados dos times esportivos locais entre 2018 e 2019. Após assinarem um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de São Carlos (Apêndice B), todos os atletas foram avaliados para os critérios de inclusão e exclusão. Atletas recreacionais saudáveis com idade entre 18 e 35 anos foram incluídos. Os participantes foram excluídos se eles tivessem histórico de alguma lesão nos membros inferiores ou coluna lombar nos últimos 12 meses, relato de dor ou desconforto que interferisse na avaliação

ou apresentavam distúrbios neurológicos ou vestibulares que impediam a participação na avaliação. O recrutamento foi realizado por meio de flyers nas redes sociais, universidade e por meio de contato direto com os times da região.

Foi realizado o cálculo do tamanho amostral *a priori*, considerando análise de correlação, por meio do *G*Power Software* (Versão 3.1.9.2, Kiel University, Alemanha). Considerando uma correlação de moderada a boa ($r=0,5$, $\alpha=0,05$ e $\beta=0,2$), foi estimado que um mínimo de 23 participantes seria necessário para o estudo.

4.3.2 PROCEDIMENTOS

Os participantes foram orientados a evitar atividades físicas não habituais 48 horas antes da avaliação. Para a avaliação, os participantes usaram top esportivo (participantes do sexo feminino), bermuda e tênis esportivo neutro (*Asics Gel-Equation 5*), fornecido pelo examinador. Apenas o membro inferior dominante foi avaliado. O membro inferior dominante foi determinado perguntando aos participantes qual perna eles usavam para chutar uma bola (SCATTONE SILVA et al, 2017).

4.3.3 SINGLE-LEG DROP VERTICAL JUMP

A avaliação biomecânica foi realizada usando um sistema de análise tridimensional do movimento (*Vicon Motion Systems Ltd, Oxford*) com seis câmeras (*Bonita10*) sincronizadas com uma plataforma de força *AMTI Force and Motion* (Modelo OPT400600HF-2000) (Figura1) durante a tarefa de *single-leg drop vertical jump*, sendo utilizada para aquisição dos dados uma taxa de amostragem de 240 Hz para os dados cinemáticos e de 1200 Hz para os dados cinéticos. O *Nexus System 2.9.3 Software* (*Vicon Motion Systems Ltd, Oxford*) e *The Motion Monitor Software* (*Innovative Sports Training, Chicago*) foram utilizados para análise dos dados.



Figura 1 Ambiente de coletas e sistema de câmera e plataforma de força.

Após a calibração do sistema, o mesmo pesquisador posicionou marcadores refletivos (14 mm de diâmetro) nos seguintes pontos anatômicos: ápice da crista ilíaca bilateralmente, espinhas ilíacas anterossuperiores e posterossuperiores, primeira vértebra sacral. Para o membro inferior dominante, foram adicionados marcadores no trocânter maior, côndilos femorais medial e lateral, maléolos medial e lateral, imediatamente sobre as cabeças do segundo e quinto metatarsos (sobre o tênis), imediatamente sobre ambos os calcâneos (sobre o tênis) e na base do quinto metatarso. Além disso, dois *clusters* foram adicionados na face lateral da coxa e perna dos participantes (MARTINEZ et al 2018) (Figura 2). Em seguida, o participante foi posicionado no centro da plataforma de força e uma calibração estática foi realizada para alinhar o participante com o sistema de coordenadas global. Para a tarefa de *single-leg drop vertical jump*, os participantes foram posicionados sobre uma caixa de 31 centímetros de altura com os braços cruzados sobre o peito e instruídos a descer da caixa aterrissando com o membro inferior dominante no centro da plataforma de força. Imediatamente após tocar a plataforma de força, os participantes realizavam um salto vertical unipodal máximo (MARTINEZ et al 2018). Todos os participantes realizaram cinco saltos para familiarização. Após dois minutos de descanso, cinco tentativas válidas foram registradas. Uma tentativa foi considerada válida se o participante realizasse a tarefa com os braços cruzados sobre o peito, saindo da caixa sem pular, descer ou perder o equilíbrio e se a aterrissagem ocorresse no centro da plataforma de

força. Durante o teste, nenhuma pista visual ou verbal ou instruções de aterrissagem foi dada ao participante.

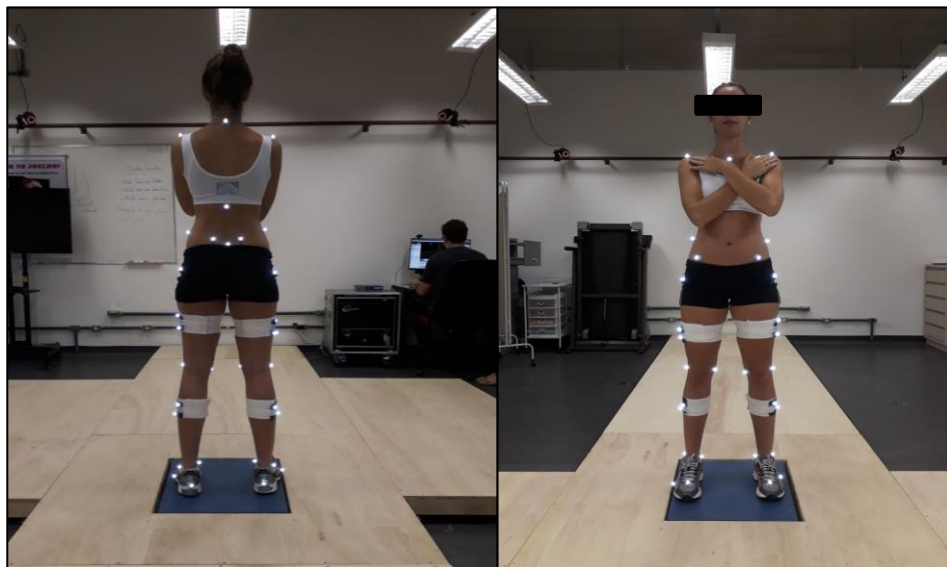


Figura 2 Modelo de colocação dos marcadores refletivos para análise do Single Leg Drop Vertical Jump.

4.3.4 ANÁLISE DOS DADOS

O processamento dos dados cinéticos e cinemáticos foi realizado no *The Motion Monitor Software*, utilizado para a criação do modelo biomecânico dos segmentos corporais. Os ângulos de Euler foram calculados utilizando o sistema de coordenadas recomendados pela Sociedade Internacional de biomecânica (GROOD E SUNTAY, 1983; WU et al, 2002). O centro articular do joelho foi considerado como o ponto médio entre os côndilos femorais medial e lateral, enquanto o centro articular do tornozelo foi definido como o ponto médio entre os maléolos medial e lateral. A flexão do joelho (utilizada para o cálculo do pico da força no tendão patelar) foi avaliada como o ângulo entre a coxa e a perna e a dorsiflexão do tornozelo foi avaliada como o ângulo entre o pé e a perna, ambos no plano sagital. Os dados cinemáticos e cinéticos foram filtrados utilizando um filtro passa baixa *Butterworth*, de segunda ordem, atraso de fase zero, frequência de corte de 12 Hz e um filtro passa baixa *Butterworth*, de quarta ordem, atraso de fase zero e frequência de corte de 50 Hz, respectivamente.

Os picos do momento extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo (momentos articulares internos) foram calculados por dinâmica inversa. Para o processamento dos dados e extração das variáveis de interesse foi utilizado o *Matlab*

Software (Mathworks, Natick, Massachusetts, EUA, versão 9.0.0.341360, R2016a) As variáveis de interesse foram extraídas durante a fase de aterrissagem, que foi definida como o período entre o contato inicial do pé com a plataforma de força – quando a FRSv ultrapassou 10 Newtons – e o pico de flexão do joelho. As variáveis de interesse foram: pico de dorsiflexão do tornozelo; excursão de dorsiflexão do tornozelo (definida como a diferença entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e o ângulo do tornozelo no contato inicial do pé); pico do momento flexor plantar do tornozelo normalizado pela massa corporal; pico da FRSv normalizado pela massa corporal; taxa de carga da FRSv; pico da força no tendão patelar normalizado pela massa corporal; e taxa de carga da força no tendão patelar. A taxa de carga da FRSv foi definida como o pico normalizado da FRSv dividido pelo tempo para atingir esse pico. O pico da força no tendão patelar foi calculado como o momento articular do joelho dividido pelo braço de momento do tendão patelar (NISSEL E EKHOLM, 1985), estimado por uma equação de regressão usando o ângulo de flexão do joelho (HERZOG E READ, 1993). A taxa de carga no tendão patelar foi definida como o pico da força no tendão patelar normalizado dividido pelo tempo para atingir esse pico (JANSSEN et al, 2013). A média das cinco repetições foi utilizada nas análises.

4.3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises estatísticas foram realizadas no *Statistical Package for the Social Sciences Software* (SPSS- versão 19.0.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Inicialmente, a distribuição estatística e a homocedasticidade foram verificadas com os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Considerando a normalidade dos dados, foi realizada a correlação de Pearson dos dados para investigar a associação entre cada variável dependente (pico do momento flexor plantar do tornozelo, pico da FRSv, taxa de carga da FRSv, pico da força no tendão patelar e taxa de carga do tendão patelar) e as variáveis independentes (pico de dorsiflexão do tornozelo e excursão de dorsiflexão do tornozelo). O nível de significância foi estabelecido em 0,05.

4.4 RESULTADOS

Os resultados descritivos referentes aos dados demográficos são apresentados na Tabela 1. Os resultados da cinemática e cinética durante o *single-leg vertical jump* são apresentados na Tabela 2.

Tabela 1 Características demográficas dos sujeitos da pesquisa (média ± Desvio padrão)

	n= 26
Dados demográficos	
Homens / Mulheres	21/5
Idade (anos)	23,62 ± 4,24
Altura (m)	1,76 ± 0,08
Massa corporal (kg)	77,42 ± 13,28
Frequência de participação no esporte (vezes/semana)	4,11 ± 1,03
Esporte (número de atletas)	
Handebol	8
Basquetebol	7
Voleibol	11

Tabela 2 Dados biomecânicos dos sujeitos expressos em média ± desvio padrão (variação)

Ângulos articulares (graus)	
Pico de Dorsiflexão do Tornozelo	16,50 ± 4,30 (7,89 – 26,06)
Excursão de Dorsiflexão do Tornozelo	46,22 ± 8,65 (29,17 – 58,77)
Momento articular (N,m/Kg)	
Pico do momento flexor plantar	0,18 ± 0,04 (0,11 – 0,29)
Forças	
Pico da FRSv (N/kg)	1,93 ± 0,32 (1,14 – 2,41)
Pico da força no tendão patelar	3,94 ± 1,23 (2,12 – 7,32)
Taxa de carga da FRSv (Kg/s)	30,37 ± 9,65 (13,32 – 38,57)
Taxa de carga da Força no tendão patelar (Kg/s)	25,80 ± 10,74 (10,10 – 46,05)

FRSv= Força de Reação do Solo vertical

A excursão de dorsiflexão do tornozelo correlacionou-se positivamente com o pico do momento flexor plantar do tornozelo ($r=0,52$; $p=0,006$) e negativamente com a taxa de carga FRSv ($r=-0,49$; $p=0,011$). No entanto, não houve correlação entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo e o pico de FRSv, pico da força no tendão patelar ou taxa de carga da força no tendão patelar (Tabela 3). Também foi observada uma

correlação positiva entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e o pico da FRSv ($r=0,39$; $p=0,049$). Por fim, não houve correlações entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e o pico de momento flexor plantar do tornozelo, taxa de carga da FRSv, pico da força no tendão patelar ou taxa de carga da força do tendão patelar ($p>0,05$) (Tabela 3). As representações diagramáticas das correlações que apresentaram significância estatística estão apresentadas na Figura 3.

Tabela 3 Coeficientes de correlação de Pearson (r) entre o pico de dorsiflexão do tornozelo, excursão de dorsiflexão do tornozelo e as variáveis cinéticas.

		Pico de dorsiflexão do tornozelo	Excursão de dorsiflexão do tornozelo
Pico do momento flexor plantar do tornozelo	r	0,332	0,523
	p	0,098	0,006*
Pico da FRSv	r	0,389	0,276
	p	0,049*	0,173
Taxa de carga da FRSv	r	0,032	-0,489
	p	0,876	0,011*
Taxa de carga da força no tendão patelar	r	-0,004	0,188
	p	0,986	0,357
Pico da força no tendão patelar	r	0,039	0,330
	p	0,852	0,100

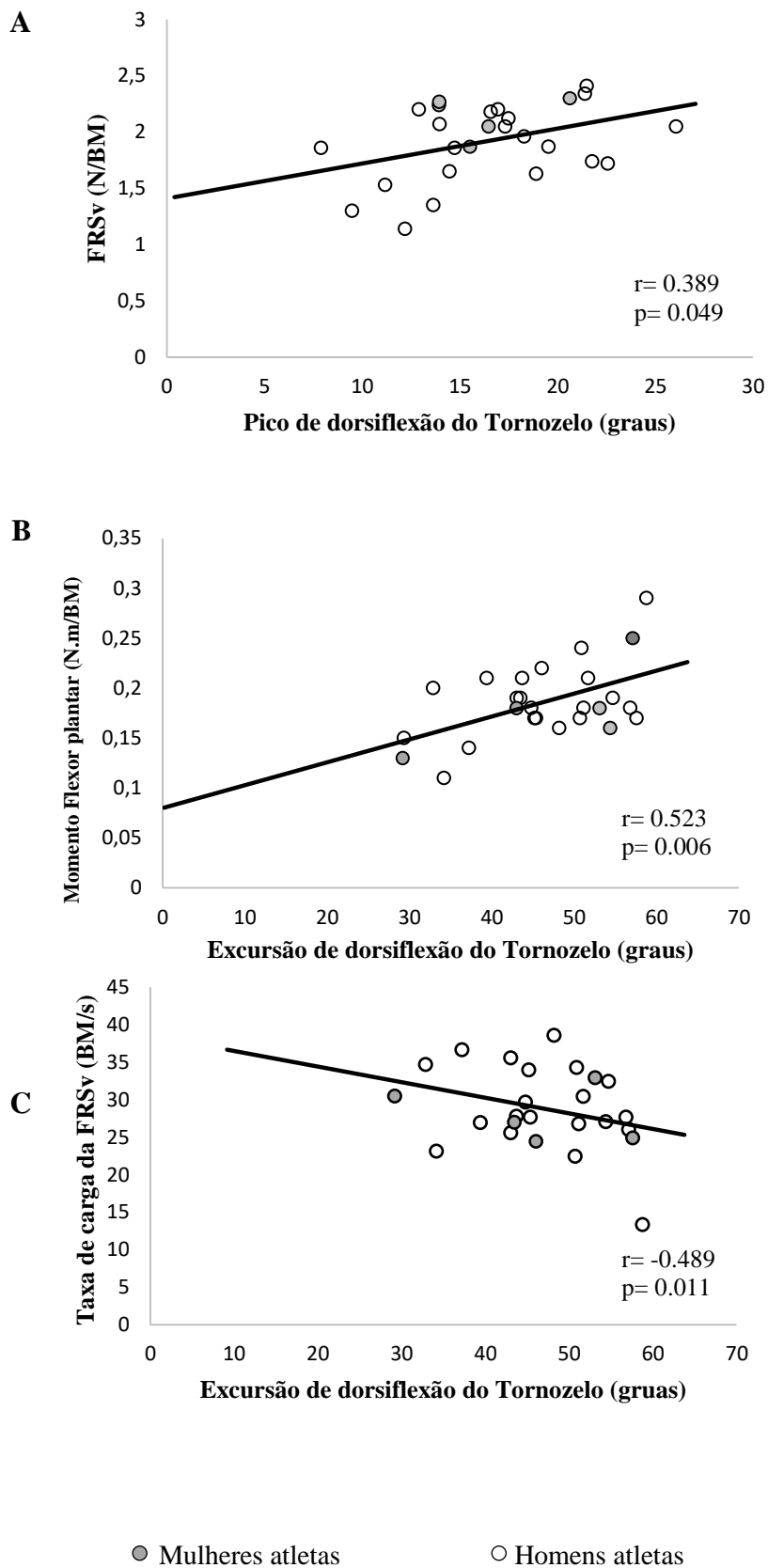


Figura 3 Representação diagramática da associação significativa entre o pico de dorsiflexão do tornozelo (A), excursão de dorsiflexão do tornozelo (B-C) e variáveis cinéticas.

4.5 DISCUSSÃO

Um estudo prévio observou que a limitação da ADM de dorsiflexão do tornozelo é um fator de risco para TP (BACKMAN E DANIELSON, 2011) e é hipotetizado que essa restrição de movimento resultaria em aumento da carga do tendão patelar durante tarefas como aterrissagens de salto (MALLIARAS et al, 2006). O principal resultado deste estudo foi que uma menor excursão de dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem foi associada a uma maior taxa de carga da FRSv. Associações positivas também foram observadas entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo e o pico do momento flexor plantar do tornozelo e entre o pico de dorsiflexão do tornozelo com o pico da FRSv. No entanto, não houve associação entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo e o pico de dorsiflexão do tornozelo com as demais variáveis cinéticas.

No presente estudo, a excursão de dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem teve uma correlação moderada com a taxa de carga da FRSv, o que indica que os movimentos do tornozelo têm um impacto significativo na taxa de dissipação das forças de aterrissagem. De acordo com o conhecimento dos autores, nenhum outro estudo investigou a associação entre a cinemática do tornozelo durante a aterrissagem e a taxa de carga da FRSv, dificultando a comparação de nossos resultados. No entanto, ao aterrissar do *single-leg drop vertical jump* (com padrão de aterrissagem do antepé-retropé), a força de reação do solo cria um momento dorsiflexor externo e para evitar dorsiflexão excessiva, os músculos flexores plantares geram um momento interno flexor plantar (SHIMOKOCHI e al, 2009). Estudos prévios confirmaram que a articulação do tornozelo tem uma importante contribuição na dissipação da FRSv (DEVITA E SKELLY, 1992; ZHANG et al, 2000). Devita e Skelly (1992) concluíram que os músculos flexores plantares do tornozelo são responsáveis pela maior parte da absorção de energia durante as aterrissagens, com uma média de 44% do trabalho muscular total. Dessa forma, uma restrição da excursão de dorsiflexão do tornozelo pode limitar a contribuição dos músculos flexores plantares em exercer forças durante a aterrissagem, com o tornozelo potencialmente se tornando menos eficiente perto do final da amplitude (MALLIARAS et al, 2006). Isso pode então resultar em sobrecarga dos membros inferiores e potencialmente aumentar o risco de lesão (MASON-MACKAY et al, 2017). A associação positiva entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo e o momento flexor plantar do tornozelo, observada no presente estudo, suporta a hipótese de que a excursão

de dorsiflexão do tornozelo influencia a capacidade dos flexores plantares do tornozelo em dissipar as forças de aterrissagem. Nesse contexto, estratégias para aumentar a excursão de dorsiflexão do tornozelo (como o alongamento dos músculos da panturrilha e mobilizações posteriores do tálus) e a força excêntrica dos flexores plantares poderiam ser utilizadas para reduzir a taxa de carga do FRSv.

Não houve correlação entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo com o pico da FRSv nos atletas saltadores do presente estudo. No entanto, a associação negativa entre a excursão da dorsiflexão do tornozelo com a taxa de carga da FRSv pode ser um resultado mais relevante em relação às lesões por sobrecarga, uma vez que a taxa de carga da FRSv é uma derivação da FRSv no tempo durante a absorção da carga, enquanto o pico da FRSv é um único ponto da curva da FRSv. Como o tecido humano é viscoelástico, sua resposta à carga é dependente do tempo e os tecidos são mais propensos a lesões quando submetidos a maiores taxas de carga (EWERS et al, 2002). Nesse sentido, os tecidos humanos são mais propensos a lesões quando submetidos a altas taxas de carga. Desta forma, hipotetizamos que saltos com maior excursão de dorsiflexão do tornozelo podem ser benéficos para reduzir a taxa de carga da FRSv e potencialmente ajudar a prevenir lesões por *overuse*. No entanto, estudos prospectivos são necessários para confirmar essa hipótese.

Interessantemente, apesar da correlação entre a maior excursão de dorsiflexão do tornozelo e a menor taxa de carga da FRSv, não houve associação entre a cinemática do tornozelo e o pico da força no tendão patelar ou a taxa de carga da força no tendão patelar. Portanto, a hipótese de que uma maior excursão de dorsiflexão do tornozelo diminuiria a carga do tendão patelar não foi confirmada. Janssen et al (2013) encontraram que fatores individuais, como a cinemática do tornozelo por si só, não estavam associados ao pico da força no tendão patelar durante as aterrissagens de salto. No entanto, os autores observaram que uma maior velocidade de dorsiflexão do tornozelo, sexo masculino, maior força do quadríceps e maior velocidade de flexão do tronco durante a aterrissagem foram fatores que, combinados, foram capazes de prever a força do tendão patelar e a taxa de carga (JANSSEN et al, 2013). No entanto, a excursão da dorsiflexão do tornozelo não foi uma variável nesse estudo. Fatores proximais ao joelho influenciam as cargas no joelho (BLACKBURN E PADUA, 2009; SCATTONE SILVA et al, 2017; SHIMOKOCHI et al, 2013). Por exemplo, Shimokochi et al (2013) encontraram que o aumento da flexão do tronco e do quadril durante aterrissagens de um salto unipodal diminuiu o momento extensor do joelho e a

FRSv em indivíduos saudáveis. Similarmente, Blackburn e Padua (2009) mostraram que uma maior flexão do tronco durante uma aterrissagem bipodal reduziu a FRSv em indivíduos saudáveis. Mais recentemente, Scattone Silva et al (2017) observaram que a instrução verbal para que o atleta aterrissasse com mais flexão de tronco resultou em menores picos de momento extensor do joelho e pico da força no tendão patelar em atletas de voleibol e basquetebol de elite com e sem TP. Nesse contexto, os sujeitos do presente estudo que apresentavam menor dorsiflexão do tornozelo podem ter utilizado uma estratégia de aumento da flexão de tronco e quadril para dissipar a FRSv para minimizar as cargas sobre o tendão patelar. Isso poderia explicar a falta de associação entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo com o pico da força no tendão patelar e a taxa de carga no tendão patelar.

Contrário à nossa hipótese inicial, encontramos uma associação positiva entre o pico de dorsiflexão do tornozelo e o pico da FRSv. É possível que o pico de dorsiflexão do tornozelo por si só não seja uma variável relevante considerando a absorção de carga dos membros inferiores durante uma aterrissagem de salto. Rowley e Richards (2015), observando aterrissagens com diferentes ângulos de flexão plantar do tornozelo no contato inicial, mostraram que o aumento da flexão plantar durante o contato inicial foi associado à diminuição do pico da FRSv e da taxa de carga da FRSv. Isso pode ser explicado pela maior quantidade de energia absorvida pela contração excêntrica dos músculos gastrocnêmio e sóleo (SELF E PAINE, 2001). Assim, é possível que, embora alguns sujeitos do nosso estudo tenham apresentado maior pico de dorsiflexão do tornozelo durante a aterrissagem, o contato inicial pode ter ocorrido com menor flexão plantar do tornozelo, o que levou a menor absorção da FRSv. Considerando essa possibilidade, uma análise secundária foi realizada e observamos que uma menor flexão plantar no contato inicial foi associada com menor momento flexor plantar ($r=0.41$, $p<0.04$) e maior taxa de carga da FRSv ($r=-0,59$, $p <0,01$), o que fornece suporte à nossa hipótese.

Limitações significativas devem ser reconhecidas ao interpretar nossos achados. A amplitude de movimento passiva do tornozelo não foi avaliada. Considerando que esta é uma avaliação de baixo custo e de fácil execução na prática clínica, estudos futuros devem avaliar se existe relação entre ADM de dorsiflexão passiva do tornozelo e o pico da força do tendão patelar, assim como com as taxas de carga. Apenas atletas recreacionais saudáveis foram avaliados e a extrapolação desses resultados para outra população não deve ser feita. Considerando a existência de

diferenças na biomecânica dos membros inferiores entre os sexos, a inclusão de participantes do sexo masculino e feminino pode ser considerada uma limitação deste estudo. No entanto, decidimos incluir atletas do sexo masculino e feminino para aumentar a validade externa do estudo. Além disso, em uma análise secundária, excluindo as participantes do sexo feminino, os resultados não se alteraram. Além disso, um modelo bidimensional de cálculo da força do tendão patelar é muito limitado e pode superestimar a força real no tendão patelar, uma vez que o tendão patelar possui uma estrutura tridimensional. Apenas a cinemática do tornozelo foi considerada neste estudo e outros movimentos articulares podem explicar melhor as cargas no tendão patelar. Outra limitação importante do estudo foi que o uso de um modelo biomecânico baseado na dinâmica inversa não permitiu a análise da coativação dos músculos ao redor do joelho (WILSON et al, 2015), o que pode subestimar significativamente as forças no tendão patelar. Por fim, nosso desenho de estudo indica associação entre variáveis, mas não pode determinar causalidade.

4.6 CONCLUSÃO

Uma maior excursão de dorsiflexão do tornozelo foi associada com a menor taxa de carga da FRSv em atletas saltadores. Além disso, uma associação positiva entre a excursão de dorsiflexão do tornozelo e o pico do momento flexor plantar do tornozelo foi observada durante o *single-leg drop vertical*, sem associação entre a cinemática do tornozelo e as forças no tendão patelar. Esses resultados sugerem que o aumento da excursão de dorsiflexão do tornozelo pode ser uma estratégia importante para reduzir as cargas nos membros inferiores durante as aterrissagens, mas não deve ser visto como o principal fator para reduzir as cargas no tendão patelar.

5. ESTUDO 2

IMPORTÂNCIA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS PARA A DISSIPACÃO DAS FORÇAS DE IMPACTO DURANTE O SINGLE-LEG DROP VERTICAL JUMP EM ATLETAS COM RECONSTRUÇÃO DO LCA COM ENXERTO AUTÓGENO DOS TENDÕES FLEXORES: UM ESTUDO DE CASO CONTROLE

Adalberto Felipe Martinez, MSc¹; **Rodrigo Scattone Silva**, PhD²; **Caio Ventura Schiabel**¹; **Fábio Viadanna Serrão**, PhD¹

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, São Paulo, Brasil.

² Programa de pós graduação em ciência da reabilitação, Faculdade de Ciências da Saúde do Trairi (FACISA), Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), Santa Cruz, Brasil.

Artigo submetido ao periódico *Sports Health* (Fator de Impacto: 3,843)
(Apêndice C)

5.1 RESUMO

Contextualização: A contribuição articular na dissipação da força de reação do solo vertical (FRSv) em atletas com reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) normalmente é avaliada usando os picos dos momentos extensores (momentos internos). Porém, a análise dos momentos extensores no pico da FRSv deve fornecer informações mais relevantes.

Hipóteses: O momento extensor do joelho será menor, enquanto os momentos extensores do quadril e do tornozelo no pico da FRSv serão maiores no membro envolvido do grupo com reconstrução do LCA.

Desenho do estudo: Estudo caso controle

Métodos: Dados cinéticos de 12 sujeitos com reconstrução do LCA (GRLCA) e 14 sujeitos saudáveis (GC) foram avaliados durante a fase de aterrissagem do *single-leg drop vertical jump*. O pico da FRSv, os picos dos momentos extensores, os momentos extensores no pico da FRSv e o momento total de suporte foram comparados entre os membros envolvido e não envolvido do GRLCA (teste t pareado) e entre o membro envolvido e o GC (teste t para amostras independentes).

Resultados: O pico da FRSv e o momento extensor do joelho no pico da FRSv foram maiores no membro envolvido do GRLCA do que no GC. Nenhuma outra diferença foi encontrada.

Conclusão: O músculo quadríceps possui uma contribuição importante na dissipação da FRSv durante a aterrissagem do *single-leg drop vertical jump* em atletas submetidos à reconstrução do LCA com tendões flexores autógenos ipsilaterais.

Relevância clínica: Esses resultados sugerem que maior carga ocorre no LCA do membro envolvido no instante do pico da FRSv.

Palavras-Chave: biomecânica; joelho; cinética; aterrissagem; momentos articulares

5.2 INTRODUÇÃO

Estima-se que a incidência de ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) seja de 30 lesões para cada 100.000 pessoas (LOBB et al, 2012), atingindo mais de 120.000 atletas (HEWETT et al., 2013) e sendo realizadas mais de 250.000 cirurgias de reconstrução do LCA anualmente nos Estados Unidos da América (HARRIS et al, 2014). A maioria das lesões do LCA ocorre na ausência de um contato direto entre os atletas (AGEL et al, 2005) e, frequentemente, durante tarefas que exigem mudanças de direção, desaceleração e aterrissagens de um salto (KROSSHAUG et al, 2007). Apesar dos avanços atuais nas técnicas de reconstrução do LCA, apenas 65% das pessoas retornam ao seu nível prévio de esporte (ARDERN et al, 2014) e a taxa de segunda lesão em jovens atletas que retornaram ao esporte dentro de um ano é de aproximadamente 20% (WIGGINS et al, 2016). Além disso, aproximadamente 1 em 4 pacientes (25,9%) desenvolve osteoartrite radiográfica moderada a severa em até 20 anos após a reconstrução do LCA (EVERHART et al, 2021).

O papel funcional da extremidade inferior durante a aterrissagem de um salto é aceitar, dissipar e transmitir eficientemente a força de reação do solo (DEVITA e SKELLY, 1992). Durante a aterrissagem de um salto, a força de reação do solo produz momentos externos flexores no quadril e joelho e dorsiflexor (na aterrissagem sobre o antepé) no tornozelo. Assim, a ação excêntrica dos músculos extensores do quadril e joelho e flexores plantares do tornozelo (momentos internos extensores) é necessária para contrabalançar esses momentos externos flexores (SHIMOKOCHI et al, 2009). No entanto, atletas submetidos à reconstrução do LCA usualmente apresentam déficits de força e alterações biomecânicas durante a aterrissagem de saltos que podem predisporlos à segunda lesão e à osteoartrite de joelho (PATERNO et al, 2010; TOURVILLE et al, 2014). Uma recente revisão sistemática e meta-análise concluiu que o momento extensor do joelho está diminuído no membro envolvido de atletas com reconstrução do LCA durante aterrissagens bilaterais (LEPLEY et al, 2018). No entanto, embora muitos estudos tenham realizado as avaliações biomecânicas durante aterrissagens bilaterais, as aterrissagens unilaterais podem ter maior validade ecológica pois as lesões do LCA frequentemente ocorrem durante o contato de uma perna com o solo (KING et al, 2018). Assim como para as aterrissagens bilaterais, duas outras revisões sistemáticas e meta-análises (JOHNSTON et al, 2018; KOTSIFAKI et al, 2019) concluíram que o momento

extensor do joelho está diminuído no membro envolvido de atletas com reconstrução do LCA durante aterrissagens unilaterais.

Além de um reduzido momento extensor do joelho, Oberländer et al (2013) relataram um maior momento extensor do quadril e flexor plantar do tornozelo no membro envolvido de atletas com reconstrução do LCA durante a aterrissagem do *single-leg hop for distance test*. No entanto, quando avaliando as alterações cinéticas que ocorrem durante a aterrissagem de um salto após a reconstrução do LCA, a maior parte dos estudos usou os valores de pico dos momentos articulares. Porém, os valores de pico ou as diferenças dos picos entre os membros podem não ocorrer no mesmo instante da aterrissagem, tornando a comparação entre os estudos potencialmente inapropriada ou inconsistente (KING et al, 2018). Além disso, os picos dos momentos das articulações do membro inferior podem ocorrer após o pico da força de reação do solo vertical (FRSv). Desta forma, para uma melhor compreensão de como cada articulação contribui para a dissipação da FRSv durante a aterrissagem de um salto, seria mais relevante avaliar os momentos articulares no pico dessa força.

O objetivo do estudo foi comparar o pico da FRSv, os picos dos momentos e os momentos do quadril, joelho e tornozelo (momentos internos no plano sagital) no pico da FRSv durante a fase de aterrissagem do *single-leg drop vertical jump* (SLDVJ) entre o membro envolvido e não envolvido de atletas com reconstrução do LCA e com atletas não-lesados.

5.3 MÉTODOS

5.3.1 DESENHO DO ESTUDO

Este estudo envolveu uma análise comparativa caso-controle de um coorte com participantes com reconstrução do LCA e sujeitos saudáveis. O estudo foi conduzido de junho de 2018 a fevereiro de 2020 no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, e o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da UFSCar (CAAE: 81162717.5.0000.5504).

5.3.2 PARTICIPANTES E CRITÉRIOS DE ELIGIBILIDADE

Participaram do estudo 26 atletas recreacionais que praticavam esportes que envolvem saltos (handebol, basquetebol e voleibol), de ambos os sexos, e que praticavam atividade esportiva pelo menos três vezes na semana, sendo 12 com reconstrução do LCA (Grupo Reconstrução do LCA; GRLCA) e 14 sujeitos saudáveis (Grupo Controle; GC). Os critérios de inclusão no GRLCA foram: (1) idade de 18 a 35 anos, (2) lesão unilateral do LCA por um mecanismo sem contato direto, (3) reconstrução cirúrgica há no mínimo 12 meses, usando enxerto autógeno ipsilateral dos tendões flexores (semitendíneo ou semitendíneo/grácil), (4) índice de simetria para a força excêntrica do quadríceps > 90%, (5) índice de simetria para *single-leg hop test for distance* > 90%, (6) ter realizado reabilitação após a cirurgia, com alta médica e fisioterapêutica, (7) ter retornado ao esporte, (8) lesão isolada do LCA, sem grandes lesões meniscais ou condrais, (9) sem história de lesões no membro inferior contralateral ou coluna lombar nos últimos 12 meses. Os participantes foram excluídos se eles tivessem rupturas grau III dos ligamentos colaterais, lesões concomitantes das estruturas do canto póstero-medial ou póstero-lateral ou história de outras cirurgias nos membros inferiores. No GC foram incluídos participantes pareados ao GRLCA em relação ao sexo, idade, altura, massa corporal e nível de atividade física (avaliado pela versão curta do questionário IPAQ - *International Physical Activity Questionnaire*) (CRAIG et al, 2003; PARDINI et al, 2001), sem história de lesão ou cirurgia nos membros inferiores ou na coluna lombar nos últimos 12 meses.

5.3.3 PROCEDIMENTOS

5.3.3.1 Avaliação biomecânica durante o *single-leg drop vertical jump* (SLDVJ)

A avaliação biomecânica foi realizada usando um sistema de análise tridimensional do movimento (*Vicon Motion Systems Ltd, Oxford*) com seis câmeras, sincronizado com uma plataforma de força *AMTI Force and Motion force plate (Model OPT400600HF-2000)*, durante o SLDVJ. Para a aquisição dos dados foi usada uma frequência de amostragem de 240 Hz para os dados cinemáticos e 1200 Hz para os dados cinéticos. O *Nexus System 2.9.3 Software (Vicon motion Systems Ltd, Oxford)* e o *The Motion Monitor Software (Innovative Sports Training, Chicago)* foram usados para a coleta e análise dos dados. Para a avaliação, os participantes vestiram um top esportivo (mulheres), shorts e um calçado esportivo neutro (*Asics Gel-Equation 5*),

fornecidos pelo examinador. Marcadores refletivos (14 mm de diâmetro) foram posicionados sobre os seguintes locais: incisura jugular, ambos os acrômios, processo espinhoso da sétima vertebra cervical, processo espinhoso da décima vértebra torácica, bilateralmente nas cristas ilíacas, bilateralmente nas espinhas ilíacas anterossuperiores e posterossuperiores e primeira vertebra sacral. Para os membros inferiores, os marcadores foram posicionados sobre o trocânter maior do fêmur; côndilos femorais medial e lateral; sobre o calçado, imediatamente sobre as cabeças do segundo e quinto metatarsos; no calçado, imediatamente sobre ambos os calcâneos e base do quinto metatarso. Além disso, quatro *clusters* foram fixados sobre o aspecto lateral das coxas e pernas dos participantes (MARTINEZ et al, 2018).

O participante foi posicionado no centro da plataforma de força e uma medida estática foi realizada para alinhá-lo com o sistema de coordenadas global. Para o SLDVJ, os participantes foram posicionados sobre uma caixa de madeira de 31 cm de altura, com os braços cruzados na frente do tórax e instruídos a “dar um passo” para fora da caixa e aterrissar, com esse membro inferior, no centro da plataforma de força. Os participantes foram instruídos para, imediatamente após tocar a plataforma de força, realizar um salto vertical unipodal máximo (MARTINEZ et al, 2021). Os participantes realizaram cinco SLDVJ para familiarização. Após dois minutos de repouso, cinco tentativas válidas foram registradas. A tentativa foi considerada válida se o participante realizou a tarefa com os braços cruzados no tórax; “deu um passo” para fora da caixa de madeira sem saltar, abaixar ou perder o equilíbrio; e aterrissou sobre o centro da plataforma de força. Durante o teste, nenhuma pista visual/verbal ou instruções sobre a aterrissagem foi fornecida aos participantes. Ambos os membros inferiores do GRLCA (envolvido e não envolvido) e o membro dominante do GC foram avaliados. O membro inferior dominante foi determinado perguntando aos participantes qual membro inferior eles usam para chutar uma bola.

5.3.4 REDUÇÃO DOS DADOS

O processamento dos dados cinemáticos e cinéticos foi realizado no *The Motion Monitor Software (Innovative Sports Training, Chicago)*, com a criação do modelo biomecânico dos segmentos corporais. Os ângulos de Euler foram calculados usando as recomendações de sistema de coordenadas articular da Sociedade Internacional de Biomecânica (GROOD e SUNTAY, 1983; WU et al, 2002). O centro articular do quadril foi estimado usando o método de Bell et al (1989, 1990). O centro

articular do joelho foi considerado como o ponto médio entre os epicôndilos femorais medial e lateral e o centro articular do tornozelo como o ponto médio entre os maléolos medial e lateral. Os momentos extensor do quadril, extensor do joelho e flexor plantar do tornozelo (momentos articulares internos) foram calculados por dinâmica inversa. Os momentos articulares foram normalizados pela massa corporal. Para a análise estatística, a média dos momentos articulares (média das cinco tentativas) foi usada. Além dos momentos articulares individuais, o momento total de suporte foi calculado. Para isso, as médias dos momentos extensores do quadril e joelho e flexor plantar do tornozelo foram somadas (WINTER, 2009).

Matlab Software (Mathworks, Natick, Massachusetts, USA, 2008b) foi usado para o processamento das variáveis de interesse. As variáveis de interesse foram calculadas para a fase de aterrissagem do salto, definida como o período entre o contato inicial do pé com a plataforma de força – quando a FRSv excedeu 10 N – e o pico de flexão do joelho. As variáveis de interesse foram:

- a- Picos dos momentos extensores do quadril e joelho, e pico do momento flexor plantar do tornozelo;
- b- Momento total de suporte usando para o cálculo a média dos picos dos momentos extensores do quadril e joelho, e flexor plantar do tornozelo;
- c- Pico da FRSv;
- d- Momentos extensores do quadril e joelho, e momento flexor plantar do tornozelo no pico da FRSv;
- e- Momento total de suporte no pico da FRSv - para o cálculo, a média dos momentos extensores do quadril e joelho e flexor plantar do tornozelo no pico da FRSv foi usada.

Os dados cinemáticos foram filtrados com um filtro *Butterwort* de segunda ordem, passa baixa, com atraso de fase zero e frequência de corte de 12HZ enquanto para os dados cinéticos foram filtrados usando um filtro *Butterworth*, passa-baixa, de quarta ordem, com atraso de fase zero, e com frequências de 50 Hz.

5.3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram analisados, considerando a distribuição estatística e homogeneidade de variâncias, por meio dos testes de Shapiro Wilk e Levene,

respectivamente. Testes-t pareados foram usados para verificar diferenças entre o membro envolvido e o membro não-envolvido do GRLCA. Testes-t para amostras independentes foram usados para verificar diferenças entre o membro envolvido do GRLA e o GC. A fim de evitar a perda de potenciais achados clinicamente significativos, nenhuma correção estatística foi aplicada (PERNEGER, 1998). Os tamanhos de efeitos (Cohen's d) também foram calculados para determinar a significância das diferenças observadas e foram classificados de pequeno, médio e grande como $d= 0,2$, $d=0,5$ e $d>0,8$, respectivamente (SULLIVAN e FEINN, 2012). O nível de significância foi de 5%. Todos os testes estatísticos foram realizados usando o *SPSS software* (SPSS Inc, Chicago, USA).

5.4 RESULTADOS

As características dos sujeitos da pesquisa estão mostradas na Tabela 1. Os resultados da análise cinética durante o SLDVJ estão mostrados na tabela 2.

O momento extensor do joelho no pico da FRSv foi significativamente maior no membro envolvido do GRLCA do que no GC ($p<0.01$). Além disso, o pico da FRSv também foi significativamente maior no membro envolvido do GRLCA do que no GC ($p=0.016$). Não houve outras diferenças entre o membro envolvido do GRLCA e o GC, bem como não foi encontrada nenhuma diferença entre os membros envolvido e não-envolvido do GRLCA ($p>0.05$).

Tabela 1 Características dos sujeitos (Média \pm Desvio padrão)

	GACL (n= 12)	GC (n= 14)
Homens / Mulheres	6/6	8/6
Idade (anos)	26,66 \pm 4,54	24,07 \pm 4,23
Altura (m)	1,71 \pm 0,07	1,79 \pm 0,09
Massa corporal (kg)	70,18 \pm 11,01	78,48 \pm 17,26
Frequência de participação no esporte (vezes/semana)	4,25 \pm 1,29	4,00 \pm 1,04
<i>Single Hop Test</i> (m)	5,25 \pm 3,03	4,78 \pm 3,25
Índice de simetria no <i>Single Hop Test</i> (%)	95,33 \pm 3,94	99,37 \pm 7,06
Índice de simetria da força do Quadríceps (%)	90,62 \pm 2,07	91,74 \pm 2,21
Tempo entre lesão e cirurgia (meses)	18,28 \pm 16,64	NA
Tempo de retorno ao esporte (meses)	8,42 \pm 3,03	NA

GLCA, grupo de reconstrução do ligamento cruzado anterior; GC, grupo controle; NA, não aplicável;

Tabela 2 Comparação entre os membros do GRLCA e entre os grupos durante a aterrissagem do *single-leg drop vertical jump*.

	Envolvido	Não-envolvido	Controle	Envolvido vs Não-envolvido			Envolvido vs Controle		
				Valor de p	Diferença média (95% IC)	Tamanho de efeito	Valor de p	Diferença média (95% IC)	Tamanho de efeito
Valores de Pico									
Momento extensor do Quadril	0,46 ± 0,47	0,37 ± 0,45	0,59 ± 0,39	0,36	0,08 (-0,10 a 0,26)	-0,20	0,44	-0,13 (-0,48 a 0,22)	-0,30
Momento extensor do Joelho	1,92 ± 0,44	2,03 ± 0,39	1,60 ± 0,42	0,34	-0,11 (-0,36 a 0,13)	0,27	0,07	0,32 (-0,03 a 0,67)	0,72
Momento flexor plantar do Tornozelo	1,89 ± 0,37	1,89 ± 0,52	1,60 ± 0,36	1,00	0,00 (-0,23 a 0,23)	0,00	0,054	0,29 (-0,01 a 0,58)	0,77
Momento Total de Suporte	4,26 ± 0,72	4,30 ± 0,54	3,78 ± 0,70	0,85	-0,33 (-0,42 a 0,35)	0,06	0,099	0,48 (-0,10 a 1,06)	1,71
Força de Reação do Solo vertical (FRSv)	20,43 ± 3,20	20,89 ± 2,66	17,57 ± 2,36	0,56	-0,41 (-0,44 a 0,83)	0,16	0,016 *	2,83 (0,57 a 5,09)	1,00
Valores no Pico da Força de Reação do Solo Vertical (FRSv)									
Momento extensor do Quadril	0,32 ± 1,03	0,76 ± 0,72	0,14 ± 0,61	0,24	-0,43 (-1,22 a 0,35)	0,50	0,57	0,18 (-0,49 a 0,86)	0,21
Momento extensor do Joelho	1,69 ± 0,45	1,65 ± 0,66	1,09 ± 0,44	0,77	0,04 (-0,25 a 0,33)	-0,07	<0,01 *	0,59 (0,24 a 0,95)	1,31
Momento flexor plantar do Tornozelo	1,33 ± 0,66	1,31 ± 0,67	1,09 ± 0,51	0,81	0,02 (-0,19 a 0,24)	-0,03	0,29	0,24 (-0,22 a 0,72)	0,42
Momento Total de Suporte	3,35 ± 1,47	3,72 ± 1,47	2,43 ± 0,74	0,43	-0,37 (-1,38 a 0,63)	0,25	0,068	0,91 (-0,08 a 1,91)	0,77

5.5 DISCUSSÃO

A principal novidade do presente estudo foi o maior momento extensor do joelho no pico da FRSv no membro envolvido do GRLCA quando comparado ao GC. Além disso, o pico da FRSv também foi significativamente maior no membro envolvido do GRLCA do que no GC. Duas recentes revisões sistemáticas e meta-análises (JOHSTON et al, 2018; LEPLEY et al, 2018) concluíram que pessoas com reconstrução do LCA realizam aterrissagens de saltos unipodais com menor momento extensor do joelho e menor pico da FRSv sobre o membro envolvido quando comparado ao membro não-envolvido e a um GC. Lepley et al (2018) afirmaram que essa pode ser uma estratégia usada por atletas com reconstrução do LCA para retirar a carga do joelho com reconstrução do LCA. É importante observar que a maioria dos estudos incluídos nessas revisões sistemáticas usou o pico do momento extensor do joelho na aterrissagem do salto como variável (ERNST et al, 2000; GOKELER et al, 2009; ORISHIMO et al, 2010; ROOS et al, 2014; TRIGSTED et al, 2017; WEBSTER et al, 2004). Nenhum dos estudos avaliou o momento extensor do joelho no pico da FRSv. Quando comparando os membros inferiores de uma pessoa ou os membros inferiores de diferentes pessoas, os valores de pico do momento extensor do joelho podem não ocorrer no mesmo instante da aterrissagem, tornando as comparações potencialmente inapropriadas ou inconsistentes (KING et al, 2018). Além disso, o pico do momento extensor do joelho pode ocorrer após o pico da FRSv. Considerando essa possibilidade, uma análise secundária foi conduzida e nós observamos que os picos dos momentos extensores do joelho ocorreram após os picos da FRSv nos membros envolvido ($8,19 \pm 1,71$ vs $5,12 \pm 1,12$ % da fase de aterrissagem) e não envolvido ($7,81 \pm 2,2$ vs $5,34 \pm 1,48$ % da fase de aterrissagem) do GRLCA e no membro dominante do GC ($9,61 \pm 2,63$ vs $5,62 \pm 1,27$ % da fase de aterrissagem). Assim, o uso do pico do momento extensor do joelho para compreender como o músculo quadríceps contribui para a dissipação da FRSv pode ser inadequado.

Um outro aspecto que deve ser considerado é que a redução no pico do momento extensor do joelho encontrado em alguns estudos pode ser uma compensação ao déficit de força do músculo quadríceps comumente observado após a reconstrução do LCA (BERCHUCK et al, 1990). No entanto, o déficit de força do músculo quadríceps é mais evidente após a reconstrução do LCA com enxerto autógeno ipsilateral do tendão patelar (PETERSEN et al, 2014). Parte dos estudos que encontrou redução do pico do

momento extensor do joelho no membro envolvido incluiu participantes que realizaram a reconstrução do LCA usando enxerto autógeno ipsilateral do tendão patelar (ERNST et al, 2000; GOKELER et al, 2009; ORISHIMO et al, 2010; TRIGSTED et al, 2017). Isso poderia explicar, pelo menos parcialmente, a diferença entre os resultados desses estudos e os nossos resultados. Reforçando essa hipótese, Webster et al (2004) encontraram, durante o *horizontal hop* e *vertical hop*, redução no momento externo flexor do joelho (momento interno extensor) no membro envolvido (quando comparado ao membro não-envolvido) no grupo submetido à reconstrução do LCA com enxerto autógeno ipsilateral do tendão patelar, mas não no grupo submetido à reconstrução com enxerto autógeno ipsilateral dos tendões flexores.

Embora tenha havido diferença no momento extensor do joelho no pico da FRSv entre o membro envolvido do GRLCA e o GC, não houve diferença entre o membro envolvido e o membro não-envolvido do GRLCA. Paterno et al (2010) identificaram que a maior assimetria (diferença entre os lados) no momento extensor do joelho no contato inicial durante a aterrissagem do *bilateral drop vertical jump* foi preditiva da segunda lesão do LCA. Porém, esses autores não avaliaram se a assimetria durante aterrissagens de saltos unipodais também é preditiva da segunda lesão do LCA. A revisão sistemática de Johston et al (2018) também concluiu que atletas com reconstrução do LCA realizam aterrissagens de saltos unipodais com menor momento extensor do joelho sobre o membro envolvido quando comparado ao membro não-envolvido. Porém, é difícil confrontar os resultados do nosso estudo com os da literatura, pois nenhum dos estudos prévios usou o momento extensor do joelho no pico da FRSv para comparar os membros. Além disso, Johston et al (2018) excluíram da revisão estudos que avaliaram tarefas que envolviam saltos imediatamente após a aterrissagem. Essas diferenças metodológicas podem estar relacionadas às diferenças nos resultados.

Não foram observadas diferenças no pico do momento extensor do quadril e flexor plantar do tornozelo entre o membro envolvido e o não-envolvido do GRLCA, bem como entre o membro envolvido do GRLCA e o GC. Apesar das diferenças metodológicas entre a tarefa avaliada no presente estudo e as tarefas avaliadas nos estudos incluídos na revisão de Johston et al (2018), esses autores concluíram que não há diferença no pico do momento extensor do quadril e flexor plantar do tornozelo quando comparando o membro envolvido com o não envolvido, bem como comparando

o membro envolvido com o GC. Avaliando uma tarefa (aterrissagem de uma altura) similar à avaliada no presente estudo, Vairo et al (2008) não encontraram diferença no pico do momento extensor do quadril entre o membro envolvido e o não envolvido do GRLCA, bem como entre o membro envolvido do GRLCA e o GC.

É interessante observar que embora o momento extensor do joelho no pico da FRSv tenha sido maior no membro envolvido do GRLCA do que no GC, não houve diferença no momento total de suporte no pico da FRSv. Esse resultado pode indicar que o músculo quadríceps possui uma contribuição importante na dissipação da FRSv durante a aterrissagem do SLDVJ em atletas submetidos à reconstrução do LCA com enxerto autógeno ipsilateral dos tendões flexores. No entanto, é importante observar que o momento extensor do joelho é altamente preditivo da força de cisalhamento anterior na tíbia proximal (SELL et al, 2007). Por sua vez, a força de cisalhamento anterior na tíbia proximal tem relação com a carga no LCA (BUTLER et al, 1980). Assim, os resultados do nosso estudo sugerem a presença de uma maior carga sobre o enxerto no instante do pico da FRSv. Adicionalmente, o maior pico da FRSv no membro envolvido do GRLCA pode levar a maiores forças compressivas no joelho e, desta forma, aumentar o risco de desenvolvimento de osteoartrite pós-traumática precoce.

Este estudo teve limitações que precisam ser reconhecidas. O pequeno tamanho da amostra pode ter impedido a identificação de diferenças em algumas variáveis do estudo (erro tipo II). Não obstante, diferenças significativas com tamanhos de efeito grandes foram observadas. Estudos futuros com um maior tamanho da amostra são necessários para confirmar essas diferenças. Apenas atletas jovens foram incluídos neste estudo, portanto, a generalização desses resultados para outras populações deve ser feita com cautela.

5.6 CONCLUSÃO

Atletas submetidos à reconstrução do LCA apresentaram maior pico da FRSv e maior momento extensor do joelho no pico da FRSv no membro envolvido quando comparados a atletas saudáveis, durante a aterrissagem do SLDVJ. Porém, não houve diferença no momento total de suporte no pico da FRSv entre o membro envolvido do GRLCA e o GC. Esses resultados sugerem que maior carga ocorre no enxerto do LCA no instante do pico da FRSv.

6. CONCLUSÃO GERAL DA TESE

Considerando a análise da aterrissagem do salto na tarefa de *single-leg drop vertical jump*, observamos que em atletas saudáveis uma menor excursão de dorsiflexão do tornozelo está associada a uma maior carga na articulação do joelho observada pela correlação negativa entre a excursão da dorsiflexão do tornozelo e a taxa de carga da força de reação do solo vertical e pela correlação positiva entre a excursão da dorsiflexão do tornozelo com o pico do momento flexor plantar do tornozelo. Entretanto, não houve correlação entre a dorsiflexão do tornozelo e as forças no tendão patelar, não permitindo nenhuma conclusão quanto a influência da cinemática do tornozelo e a Tendinopatia patelar. Já observando atletas com reconstrução do ligamento cruzado anterior durante a aterrissagem do salto observamos que, quando comparado o membro reconstruído ao membro dominante de um atleta saudável, esses atletas apresentam maior carga sobre a articulação do joelho e maior exigência dos músculos do mecanismo extensor do joelho quando observado o momento do pico da força de reação do solo, podendo resultar em maior carga sobre o enxerto desses atletas e se associar a piores prognósticos para essa população.

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com os resultados dos estudos originais apresentados nesta tese, pudemos contribuir com o melhor entendimento da associação entre a cinemática do tornozelo e as cargas no tendão patelar e joelho de atletas saltadores assim como das diferenças biomecânicas entre os membros de atletas saltadores que realizaram a reconstrução do ligamento cruzado anterior. Os resultados aqui apresentados devem direcionar futuros estudos e influenciar a prática devido as possíveis implicações clínicas decorrentes deles.

Observando a influência da cinemática do tornozelo nas cargas do joelho em atletas saltadores (principalmente a excursão da dorsiflexão) mas não nas forças e cargas sobre o tendão patelar, futuros estudos devem considerar os movimentos do tornozelo como um possível fator de risco para outras lesões por sobrecarga do joelho diferentes da Tendinopatia Patelar, como a dor patelofemoral ou a osteoartrite de joelho. Ainda por estes resultados, estratégias de tratamento que envolvam o aumento da

excursão de movimento de dorsiflexão do tornozelo devem ser encorajadas quando objetivo deste for a redução das cargas na articulação do joelho.

Em relação a atletas saltadores que realizaram cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior, é importante observar que as maiores cargas sobre o membro reconstruído observada no estudo implica em maiores riscos para essa população e estratégias que reduzam essa carga devem ser inseridas na reabilitação desses atletas. Ainda, observamos que é de grande importância a análise dos dados no momento de maior carga atuante na aterrissagem, ou seja, no momento do pico da força de reação do solo vertical ao invés de analisar apenas os picos das variáveis. Assim, estudos futuros devem considerar esse momento para análise, principalmente em relação a cinética implementada nos membros inferiores.

Ainda ressaltamos que as limitações de nossos estudos devem ser observadas e futuros estudos podem agregar aos resultados aqui apresentados uma vez que essas limitações sejam controladas em seus estudos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGEBERG, E.; ROOS, H.P.; SILBERNAGEL, K.G.; THOMEÉ, R.; ROOS, E.M. Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post-surgery. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 17, n. 2, p. 162–9, 2009.

AGEL, J; ARENDT, E.A.; BERSHADSKY, B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. **American journal of sports medicine**, v. 33, p. 524-530, 2005.

ALENTORN-GELI, E.; MYER, G.D.; SILVERS, H.J.; SAMITIER, G.; ROMERO, D.; LÁZARO-HARO, C.; CUGAT, R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 17, n. 7, p. 705-29, jul. 2009.

ALM, A.; EKSTROM, H.; GILLQUIST, J. The anterior cruciate ligament. **Acta orthopaedica Scandinavica**, v. 445, p. 3-49, 1974.

ALMEKINDERS, L.C.; TEMPLE, J.D. Etiology, diagnosis, and treatment of tendonitis: an analysis of the literature. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 30, n. 8, p. 1183-90, ago. 1998.

ARDERN, C.L.; TAYLOR, N.F.; FELLER, J.A.; WEBSTER, K.E. Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. **British journal of sports medicine**, v. 48, p. 1543-1552, 2014.

BACKMAN, L.J.; DANIELSON, P. Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: A 1-year prospective study. **American journal of sports medicine**, v. 39, p. 2626–2633, 2011.

BAHR, R.; REESER, J.C. Injuries among world-class professional beach volleyball players. The Fédération Internationale de Volleyball Beach Volleyball Injury Study. **American journal of sports medicine**, v. 31, n. 1, p. 119–125, 2003.

BARBER-WESTIN, S.; NOYES, F.R. One in 5 Athletes Sustain Reinjury Upon Return to High-Risk Sports After ACL Reconstruction: A Systematic Review in 1239 Athletes Younger Than 20 Years. **Sports Health**, v. 12, n. 6, p. 587-597, nov/dez. 2020.

BECK, N.A.; LAWRENCE, J.T.R.; NORDIN, J.D.; DEFOR, T.A.; TOMPKINS, M. ACL Tears in School-Aged Children and Adolescents Over 20 Years. **Pediatrics**, v. 139, n. 3, p. e20161877, mar. 2017.

BEGALLE, R.L.; DISTEFANO, L.J.; BLACKBURN, T.; PADUA, D.A. Quadriceps and hamstrings coactivation during common therapeutic exercises. **Journal of Athletic Training**, v. 47, n. 4, p. 396-405, 2012.

BELL, A.L.; BRAND, R.A.; PEDERSEN, D.R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Human movement science**, v. 8, p. 3-16, 1989.

BELL, A.L.; PEDERSEN, D.R.; BRAND, R.A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. **Journal of biomechanics**, v. 23, p. 617-621, 1990.

BERCHUCK, M.; ANDRIACCHI, T.; BACH, B.; REIDER, B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 72, p. 871-877, 1990.

BLACKBURN, J.T.; PADUA, D.A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of athletic training**, v. 44, p. 174–179, 2009.

BLAZINA, M.E.; KERLAN, R.K.; JOBE, F.W.; CARTER, V.S.; CARLSON, G.J. Jumper's knee. **The Orthopedic clinics of North America**, v. 4, p. 665-67, 1973.

BONFIM, T.R.; GROSSI, D.B.; PACCOLA, C.A.; BARELA, J.A. Additional sensory information reduces body sway of individuals with anterior cruciate ligament injury. **Neuroscience letters**, v. 441, p. 257-60, 2008.

BUTLER, D.L.; NOYES, F.R.; GROOD, E.S. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee, a biomechanical study. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 62, p. 259-270, 1980.

COOK, J.L.; PURDAM, C.R. Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. **British journal of sports medicine**, v. 43, n. 6, p. 409-16, jun. 2009.

COOK, J.L.; RIO, E.; PURDAM, C.R.; DOCKING, S.I. Revisiting the continuum model of tendon pathology: what is its merit in clinical practice and research? **British journal of sports medicine**, v. 50, n. 19, p. 1187-91, out. 2016.

Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 35, p. 1381-1395, 2003.

DE VRIES, A.J.; VAN DER WORP, H.; DIERCKS, R.L.; VAN DEN AKKER-SCHEEK, I.; ZWERVER, J. Risk factors for patellar tendinopathy in volleyball and basketball players: A survey-based prospective cohort study. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, p. 678–684, 2015.

DEMORAT, G.; WEINHOLD, P.; BLACKBURN, T.; CHUDIK, S.; GARRETT, W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. **American journal of sports medicine**, v. 32, p. 477–83, 2004.

DEVITA, P.; SKELLY, W.A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 24, p. 108-115, 1992.

DI STASI, S.; MYER, G.D.; HEWETT, T.E. Neuromuscular training to target deficits associated with second anterior cruciate ligament injury. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 43, n. 11, p. 777-A11, 2013.

ERNST, G.P.; SALIBA, E.; DIDUCH, D.R.; HURWITZ, S.R.; BALL, D.W. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. **Physical therapy**, v. 80, n. 3, p. 251-60, mar. 2000.

ESCAMILLA, R.F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, p. 127-41, 2001.

EVERHART, J.S.; YALCIN, S.; SPINDLER, K.P. Twenty-Year Outcomes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Systematic Review of Prospectively Collected Data. **American journal of sports medicine**, 2021.

EWERS, B.J.; JAYARAMAN, V.M.; BANGLMAIER, R.F.; HAUT, R.C. Rate of blunt impact loading affects changes in retropatellar cartilage and underlying bone in the rabbit patella. **Journal of biomechanics**, v. 35, p. 747–755, 2002.

FÄLTSTRÖM, A.; KVIST, J.; GAUFFIN, H.; HÄGGLUND, M. Female Soccer Players With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Have a Higher Risk of New Knee Injuries and Quit Soccer to a Higher Degree Than Knee-Healthy Controls. **American journal of sports medicine**, v. 47, n. 1, p. 31-40, jan. 2019.

FARSHAD, M.; GERBER, C.; MEYER, D.; SCHWAB, A.; BLANK, P.; SZUCS, T. Reconstruction versus conservative treatment after rupture of the anterior cruciate ligament: cost effectiveness analysis. **BMC health services research**, v. 11, p. 317, nov. 2011.

GOKELER, A.; HOF, A.L.; ARNOLD, M.P.; DIJKSTRA, P.U.; POSTEMA, K.; OTTEN, E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, p. e12-9, 2010.

GRASSI, A.; PIZZA, N.; AL-ZU'BI, B.B.H.; FABBRO, G.D.; LUCIDI, G.A.; ZAFFAGNINI, S. Clinical Outcomes and Osteoarthritis at Very Long-term Follow-up After ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. **Orthopaedic journal of sports medicine**, v. 10, n. 1, p. 23259671211062238, jan. 2022.

GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **Journal of biomechanical engineering**, v. 105, p. 136-144, 1983.

HARRIS, J.; ABRAMS, G.; BACH, B.; WILLIAMS, D.; HEIDLOFF, D.; BUSH-JOSEPH, C.; VERMA, N.; FORSYTHE, B.; COLE, B.J. Return to Sport After ACL Reconstruction. **Orthopedics**, v. 37, p. e103-108, 2014.

HASEGAWA, H.; DZIADOS, J.; NEWTON, R.U.; FRY, A.C.; KRAEMER, W.J.; EHAKKINEN, K. Periodized training programmes for athletes. Em **W. J. Kraemer, e K. Hakkinen, (Eds.), Handbook of sports medicine and science: Strength training for sports**, p. 69–113, 2002.

HERZOG, M.M.; MARSHALL, S.W.; LUND, J.L.; PATE, V.; MACK, C.D.; SPANG, J.T. Trends in Incidence of ACL Reconstruction and Concomitant Procedures Among Commercially Insured Individuals in the United States, 2002-2014. **Sports Health**, v. 10, n. 6, p. 523-531, 2018.

HERZOG, W.; READ, L.J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **Journal of anatomy**, 1993.

HEWETT, T.E.; DI STASI, S.L.; MYER, G.D. Current Concepts for Injury Prevention in Athletes after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **American journal of sports medicine**, v. 41, p. 216-224, 2013.

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K.R.; HEIDT, R.S. Jr.; COLOSIMO, A.J.; MCLEAN, S.G.; VAN DEN BOGERT, A.J.; PATERNO, M.V.; SUCCOP, P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **American journal of sports medicine**, v. 33, n. 4, p. 492-501, abr. 2005.

JANSSEN, I.; STEELE, J.R.; MUNRO, B.J.; BROWN, N.A.T. Predicting the patellar tendon force generated when landing from a jump. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 45, p. 927–934, 2013.

JOHNSTON, P.T.; MCCLELLAND, J.A.; WEBSTER, K.E. Lower Limb Biomechanics During Single-Leg Landings Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports medicine**, v. 48, p. 2103-2126, 2018.

KETTUNEN, J.A.; KVIST, M.; ALANEN, E.; KUJALA, U.M. Long-term prognosis for jumper's knee in male athletes: a prospective follow-up study. **American journal of sports medicine**, v. 30, p. 689–92, 2002.

KING, E.; RICHTER, C.; FRANKLYN-MILLER, A.; DANIELS, K.; WADEY, R.; MORAN, R.; STRIKE, S. Whole-body biomechanical differences between limbs exist 9 months after ACL reconstruction across jump/landing tasks. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 28, p. 2567-2578, 2018.

KOTSIFAKI, A.; KORAKAKIS, V.; WHITELEY, R.; ROSSOM, S.V.; JONKERS, I. Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect

deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. **British journal of sports medicine**, v. 54, p. 139-153, 2019.

KROSSHAUG, T.; NAKAMAE, A.; BODEN, B.P.; ENGBRETSSEN, L.; SMITH, G.; SLAUTERBECK, J.R.; HEWETT, T.E.; BAHR, R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. **American journal of sports medicine**, v. 35, p. 359–67, 2007.

LAUTAMIES, R.; HARILAINEN, A.; KETTUNEN, J.; SANDELIN, J.; KUJALA, U.M. Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 16, n. 11, p. 1009–16, 2008.

LEPLEY, A.S.; KUENZE, C.M. Hip and Knee Kinematics and Kinetics During Landing Tasks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and MetaAnalysis. **Journal of athletic training**, v. 53, p. 144-159, 2018.

LIAN, Ø.B.; ENGBRETSSEN, L.; BAHR, R. Prevalence of Jumper's Knee among Elite Athletes from Different Sports: A Cross-sectional Study. **American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 561-567, 2005.

LOBB, R.; TUMILTY, S.; CLAYDON, L.S. A review of systematic reviews on anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation. **Physical therapy in sport**, v. 4, p. 270-278, 2012.

MALLIARAS, P.; COOK, J.; PURDAM, C.; RIO, E. Patellar Tendinopathy: Clinical Diagnosis, Load Management, and Advice for Challenging Case Presentations. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 45, n. 11, p. 887-98, nov. 2015.

MALLIARAS, P.; COOK, J.L.; KENT, P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. **Journal of science and medicine in sport**, v. 9, p. 304–309, 2006.

MARTINEZ, A.F.; LESSI, G.C.; CARVALHO, C.; SERRAO, F.V. Association of hip and trunk strength with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics during a single-leg drop vertical jump. **Journal of strength and conditioning research**, v. 32, p. 1902–1908, 2018.

MARTINEZ, A.F.; SCATTONE SILVA, R.; PASCHOAL, B.L.F.; SOUZA, L.L.A.; SERRÃO, F.V. Association of Ankle Dorsiflexion and Landing Forces in Jumping Athletes. **Sports Health**, dez. 2021.

MASON-MACKAY, A.R.; WHATMAN, C.; REID, D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. **Journal of science and medicine in sport**, v. 20, p. 451–458, 2017.

MYER, G.; FORD, K.; PALUMBO, J.; HEWETT, T. Neuromuscular training improves performance and lower extremity biomechanics in female athletes. **Journal of strength and conditioning research**, v. 19, n. 1, p. 51-60, 2005.

MYKLEBUST, G.; ENGBRETSSEN, L.; BRAEKKEN, I.H.; SKJOLBERG, A.; OLSEN, O.E.; BAHR, R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. **Clinical journal of sport medicine**, v.13, p. 71–8, 2003.

NAWASREH, Z.; LOGERSTEDT, D.; CUMMER, K.; AXE, M.; RISBERG, M.A.; SNYDER-MACKLER, L. Functional performance 6 months after ACL reconstruction can predict return to participation in the same preinjury activity level 12 and 24 months after surgery. **British journal of sports medicine**, v.52, n. 6, p. 375, mar. 2018.

NISELL, R.; EKHOLM, J. Patellar forces during knee extension. **Scandinavian journal of rehabilitation medicine**, 1985;

NWACHUKWU, B.U.; ANTHONY, S.G.; LIN, K.M.; WANG, T.; ALTCHER, D.W.; ALLEN, A.A. Return to play and performance after anterior cruciate ligament reconstruction in the National Basketball Association: surgeon case series and literature review. **The Physician and sportsmedicine**. v. 45, n. 3, p. 303-308, set. 2017.

OBERLÄNDER, K.D.; BRÜGGEMANN, G.P.; HÖHER, J.; KARAMANIDIS, K. Altered Landing Mechanics in ACL-Reconstructed Patients. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 45, p. 506-513, 2013.

ØIESTAD, B.E.; ENGBRETSSEN, L.; STORHEIM, K.; RISBERG, M.A. Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. **American journal of sports medicine**, v. 37, n. 7, p. 1434-1443, 2009.

ØIESTAD, B.E.; HOLM, I.; AUNE, A.K.; GUNDERSON, R.; MYKLEBUST, G.; ENGBRETSSEN, L.; FOSDAHL, M.A.; RISBERG, M.A. Knee function and prevalence of knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with 10 to 15 years of follow-up. **American journal of sports medicine**, v. 38, n. 11, p. 2201-10, nov. 2010.

ORISHIMO, K.F.; KREMENIC, I.J.; MULLANEY, M.J.; MCHUGH, M.P.; NICHOLAS, S.J. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 18, p. 1587-1593, 2010.

PARDINI, R.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, E.; BRAGGION, G. Validation of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ version 6): pilot study in Brazilian young adults. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. v. 9, p. 45-51, 2001.

PATEL, A.D.; BULLOCK, G.S.; WRIGLEY, J.; PATERNO, M.V.; SELL, T.C.; LOSCIALE, J.M. Does sex affect second ACL injury risk? A systematic review with meta-analysis. **British journal of sports medicine**, v. 55, n. 15, p. 873-882, ago. 2021.

PATERNO, M.V.; SCHMITT, L.C.; FORD, K.R.; RAUH, M.J.; MYER, G.D.; HUANG, B.; HEWETT, T.E. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. **American journal of sports medicine**, v. 38, p. 1968-1978, 2010.

PERNEGER, T.V. What's wrong with Bonferroni adjustments. **BMJ : British medical journal.**; v. 316, p. 1236-1238, 1998.

PETERSEN, W.; TAHERI, P.; FORKEL, P. ZANTOP, T. Return to play following ACL reconstruction: a systematic review about strength deficits. **Archives of orthopaedic and trauma surgery**, v. 134, p. 1417-1428, 2014.

POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.

RIO, E.; MOSELEY, L.; PURDAM, C.; SAMIRIC, T.; KIDGELL, D.; PEARCE, A.J.; JABERZADEH, S.; COOK, J. The pain of tendinopathy: physiological or pathophysiological? **Sports Medicine**, v. 44, p. 9-23, 2014.

ROOS, P.E.; BUTTON, K.; SPARKES, V.; VAN DEURSEN, R.W. Altered biomechanical strategies and medio-lateral control of the knee represent incomplete recovery of individuals with injury during single leg hop. **Journal of biomechanics**, v. 47, p. 675-80, 2014.

ROWLEY, K.M.; RICHARDS, J.G. Increasing plantarflexion angle during landing reduces vertical ground reaction forces, loading rates and the hip's contribution to support moment within participants. **Journal of sports sciences**, v. 33, p. 1922–1931, 2015.

RUDAUSKY, A.; COOK, J. Physiotherapy management of patellar tendinopathy (jumper's knee). **Journal of physiotherapy**, v. 60, n. 3, p. 122-9, set. 2014.

SCATTONE SILVA, R.; NAKAGAWA, T.H.; FERREIRA, A.L.G.; GARCIA, L.C.; SANTOS, J.E.M.; SERRÃO, F.V. Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. **Physical therapy in sport**, v. 20, p. 19–25, 2016.

SCATTONE SILVA, R.; PURDAM, C.R.; FEARON, A.M.; SPRATFORD, W.A.; KENNEALLY-DABROWSKI, C.; PRESTON, P.; SERRÃO, F.V.; GAIDA, J.E. Effects of Altering Trunk Position during Landings on Patellar Tendon Force and Pain. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 49, p. 2517–2527, 2017.

SELF, B.P.; PAINE, D. Ankle biomechanics during four landing techniques. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, p. 1338–1344, 2001.

SELL, T.C.; FERRIS, C.M.; ABT, J.P.; TSAI, Y.S.; MYERS, J.B.; FU, F.H.; LEPHART, S.M. Predictors of proximal tibial anterior shear force during a vertical stop-jump. **Journal of orthopaedic research**, v. 25, p. 1589-1596, 2007.

SHIMOKOCHI, Y.; AMBEGAONKAR, J.P.; MEYER, E.G.; LEE, S.Y.; SHULTZ, S.J. Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 21, p. 888–897, 2013;

SHIMOKOCHI, Y.; LEE, S.Y.; SHULTZ, S.J.; SCHMITZ, R.J. The Relationships Among Sagittal-Plane Lower Extremity Moments: Implications for Landing Strategy in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention. **Journal of athletic training**, v. 44, p. 33-38, 2009.

SHIMOKOCHI, Y.; SHULTZ, S.J. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. **Journal of athletic training**, v. 43, n. 4, p. 396-408, 2008.

SPRAGUE, A.L.; SMITH, A.H.; KNOX, P.; POHLIG, R.T.; GRÄVARE SILBERNAGEL, K. Modifiable risk factors for patellar tendinopathy in athletes: a systematic review and meta-analysis. **British journal of sports medicine**, v. 52, n. 24, p. 1575-1585, 2018.

TAYFUR, A.; HAQUE, A.; SALLES, J.I.; MALLIARAS, P.; SCREEN, H.; MORRISSEY, D. Are Landing Patterns in Jumping Athletes Associated with Patellar Tendinopathy? A Systematic Review with Evidence Gap Map and Meta-analysis. **Sports Medicine**, v. 52, n. 1, p. 123-137, jan. 2022.

TAYLOR, J.B.; WRIGHT, A.A.; DISCHIAVI, S.L.; TOWNSEND, M.A.; MARMON, A.R. Activity Demands During Multi-Directional Team Sports: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 47, n. 12, p. 2533-2551, dez. 2017.

TOURVILLE, T.W.; JARRELL, K.M.; NAUD, S.; SLAUTERBECK, J.R.; JOHNSON, R.J.; BEYNNON, B.D. Relationship between isokinetic strength and tibiofemoral joint space width changes after anterior cruciate ligament reconstruction. **American journal of sports medicine**, v. 42, p. 302-311, 2014.

TRIGSTED, S.M.; POST, E.G.; BELL, D.R. Landing mechanics during single hop for distance in females following anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy controls. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 25, p. 1395-1402, 2017.

VAIRO, G.L.; MYERS, J.B.; SELL, T.C.; FU, F.H.; HARNER, C.D.; LEPHART, S.M. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 16, p. 2-14, 2008.

VAN DER WORP, H.; DE POEL, H.J.; DIERCKS, R.L.; VAN DEN AKKER-SCHEEK, I. ZWERVER, J. Jumper's knee or lander's knee? A systematic review of the

relation between jump biomechanics and patellar tendinopathy. **International journal of sports medicine**, v. 35, p. 714–722, 2014.

VAN DER WERP, H.; VAN ARK, M.; ROERINK, S.; PEPPING, G.J.; VAN DEN AKKER-SCHEEK, I.; ZWERVER, J. Risk factors for patellar tendinopathy: A systematic review of the literature. **British journal of sports medicine**, v. 45, p. 446–452, 2011.

VAUDREUIL, N.J.; VAN ECK, C.F.; LOMBARDO, S.J.; KHARRAZI, F.D. Economic and Performance Impact of Anterior Cruciate Ligament Injury in National Basketball Association Players. **Orthopaedic journal of sports medicine**, v. 9, n. 9, p. 23259671211026617, set. 2021.

VISNES, H.; AANDAHL, H.Å.; BAHR, R. Jumper's knee paradox - Jumping ability is a risk factor for developing jumper's knee: A 5-year prospective study. **British journal of sports medicine**, v. 47, p. 503–507, 2013.

WEBSTER, K. E.; MCPHERSON, A. L.; HEWETT, T. E.; FELLER, J. A. Factors Associated With a Return to Preinjury Level of Sport Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery. **American Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 11, p. 2557–2562, 2019.

WEBSTER, K.; GONZALEZ-ADRIO, R.; FELLER, J. Dynamic joint loading following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 12, p. 15-21, 2004.

WIGGINS, A.J.; GRANDHI, R.K.; SCHNEIDER, D.K.; STANFIELD, D.; WEBSTER, K.E.; MYER, G.D. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. A Systematic Review and Meta-analysis. **American journal of sports medicine**, v. 44, p. 1861-1876, 2016.

WILLSON, J.D.; RATCLIFF, O.M.; MEARDON, S.A.; WILLY, R.W. Influence of step length and landing pattern on patellofemoral joint kinetics during running. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, p. 736–743, 2015.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4 edition. Hoboken, N.J: Wiley, p. 384, 2009.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D.D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543-8, abr. 2002.

ZHANG, S-N.; BATES, B.T.; DUFEK, J.S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, p. 812–819, 2000.

ZWERVER, J.; BREDEWEG, S.W.; VAN DEN AKKER-SCHEEK, I. Prevalence of jumper's knee among nonelite athletes from different sports: a cross-sectional survey. **American journal of sports medicine**, v. 39, p. 1984–8, 2011.

9. APENDICE A - Comprovante de Submissão do primeiro manuscrito



vol. XX - no. X

SPORTS HEALTH

Association of Ankle Dorsiflexion and Landing Forces in Jumping Athletes

Adalberto Felipe Martinez, PT, MSc,*† Rodrigo Scattone Silva, PT, PhD,‡
Bruna Lopes Ferreira Paschoal,† Laura Ledo Antunes Souza,†
and Fábio Viadanna Serrão, PT, PhD†

Background: Dorsiflexion range of motion restriction has been associated with patellar tendinopathy, but the mechanisms of how dorsiflexion restriction could contribute to knee overload remain unknown.

Hypothesis: Peak ankle dorsiflexion and ankle dorsiflexion excursion are negatively associated with peak vertical ground-reaction force (vGRF) and loading rate, and with peak patellar tendon force and loading rate, and positively associated with peak ankle plantar flexor moment.

Study Design: Cross-sectional study.

Level of Evidence: Level 4.

Methods: Kinematic and kinetic data of 26 healthy recreational jumping athletes were measured during a single-leg drop vertical jump. Pearson's correlation coefficients were calculated to establish the association between peak ankle dorsiflexion and ankle dorsiflexion excursion with peak vGRF and vGRF loading rate, with peak patellar tendon force and patellar tendon force loading rate, and with peak ankle plantar flexor moment.

Results: Ankle dorsiflexion excursion negatively correlated with peak vGRF loading rate ($r = -0.49$; $P = 0.011$) and positively correlated with peak ankle flexor plantar moment ($r = 0.52$; $P = 0.006$). In addition, there was a positive correlation between peak ankle dorsiflexion and peak vGRF ($r = 0.39$; $P = 0.05$).

Conclusion: Ankle kinematics are associated with vGRF loading rate, ankle flexor plantar moment and peak vGRF influencing knee loads, but no association was observed between ankle kinematics and patellar tendon loads.

Clinical Relevance: These results suggest that increasing ankle dorsiflexion excursion may be an important strategy to reduce lower limb loads during landings but should not be viewed as the main factor for reducing patellar tendon force.

Keywords: jumper's knee; biomechanics; patellar tendinopathy; kinetics, tendinitis

Patellar tendinopathy (PT) has a high prevalence in sports, especially in those involving repetitive jumps.²⁵ It has been reported that PT affects 31.9% and 44.6% of elite volleyball and basketball athletes, respectively.¹⁰ The symptoms resulting from PT can be devastating for the athletes' careers, with 53% of athletes with PT quitting sports participation because of their knee pain.⁹

Overload has been shown to be a risk factor for PT development.^{3,22} It is hypothesized that the biomechanics of the lower limb distal to the knee during jump landings can

contribute to patellar tendon overload.²⁴ Ankle dorsiflexion range of motion (ROM) (described as passive or active measures of dorsiflexion movement in clinical evaluations, ie, lunge test) limitation has been associated with PT in previous studies.^{1,11,16,17} In a cross-sectional study, Malliaras et al,¹¹ analyzing several strength and flexibility variables in volleyball athletes, found that only ankle dorsiflexion restriction was associated with PT. Similarly, Scattone Silva et al¹⁶ showed that basketball, volleyball, and handball athletes with PT had lower dorsiflexion ROM than healthy athletes. Finally, Backman and

From *Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, Brazil, and †Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences, Faculty of Health Sciences of Trairi, Federal University of Rio Grande do Norte, Santa Cruz, Brazil

*Address correspondence to Adalberto Felipe Martinez, Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, Rod. Washington Luís, Km 235-CEP, São Carlos, SP 13565-905, Brazil (email: almartinez.fisio@gmail.com).

The authors report no potential conflicts of interest in the development and publication of this article.

This work was supported by Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) [finance code 001], Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) [grant number 154491/2019-5], and Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica e Tecnológica (PIBIC) da UFSCar.

DOI: 10.1177/19417381211063456

© 2021 The Author(s)

Danielson¹ in a 1-year prospective study reported that lower dorsiflexion ROM was the main risk factor for PT. However, a recent systematic review²¹ concluded there is no strong evidence that ankle dorsiflexion limitation is a risk factor for PT development.

Although the association between dorsiflexion ROM limitation and PT has been observed, the mechanism of how dorsiflexion restriction could contribute to PT remains unknown. It is believed that the ankle dorsiflexion movement and eccentric calf muscles contraction are important aspects to absorb the forces acting on the lower limbs during jump landing, and impairment in this mechanism may result in higher patellar tendon load.¹¹ Scattone Silva et al¹⁷ found that athletes with PT have smaller peak ankle dorsiflexion during a drop landing task when compared with healthy athletes. However, to the authors' knowledge, there are no studies evaluating the association between ankle dorsiflexion excursion (described as ankle movement during functional tasks, in this case, jump landings) with the vertical ground-reaction force (vGRF), patellar tendon force magnitude, and patellar tendon loading rate during jump landings. Considering that dorsiflexion restriction has been shown to cause a stiff jump landing pattern, with less hip and knee flexion,^{6,27} it is possible that ankle dorsiflexion excursion restriction may be associated with higher landing forces and loading rate, which could contribute to knee extensor mechanism overload.

Therefore, the aim of this study was to evaluate the association between peak ankle dorsiflexion and ankle dorsiflexion excursion during landing with peak vGRF, vGRF loading rate, peak patellar tendon force, patellar tendon force loading rate, and peak ankle plantar flexor moment during a single-leg drop vertical jump. Our hypothesis is that peak ankle dorsiflexion and ankle dorsiflexion excursion are negatively associated with peak vGRF and loading rate, and with peak patellar tendon force and loading rate, and positively associated with peak ankle plantar flexor moment.

METHODS

Participants

Twenty-six recreational jumping athletes (handball, basketball, and volleyball players) of both sexes who practiced sports at least 3 times a week were recruited from local sports teams between the years 2018 and 2019. After signing a written informed consent form, approved by the University Ethics Committee, all participants were evaluated for the inclusion and exclusion criteria. Healthy recreational athletes aged 18 to 35 years were included. Participants were excluded if they suffered from any injury in the lower limbs or lumbar spine in the past 12 months; reported pain or discomfort that interfered with the evaluations; or had neurological or vestibular disorders that prevented participation in the study. Recruitment was performed through flyers in social media, universities, and direct contact with clubs.

A priori sample size calculations were conducted for correlation data using the G*Power software (Version 3.1.9.2).

Considering a moderate-to-good correlation ($r = 0.5$; with $\alpha = 0.05$ and $\beta = 0.2$), the calculations estimated that a minimum of 23 participants would be necessary for this study.

Procedures

Participants were instructed to avoid nonhabitual physical activity 48 hours before the evaluation. For the evaluation, participants wore a top (female participants), shorts, and neutral athletic shoes (Asics Gel-Equation 5), provided by the examiner. Only the dominant lower limb was assessed. The dominant lower limb was determined by asking the participants which leg they used to kick a ball.¹⁷

Single-Leg Drop Vertical Jump

The biomechanical evaluation was performed using a 3-dimensional motion analysis system (Vicon Motion Systems Ltd) with 6 cameras synchronized with an AMTI Force and Motion force plate (Model OPT400600HF-2000) during a single-leg drop vertical jump task. For data acquisition, a sampling rate of 240 Hz for the kinematic data and of 1200 Hz for the kinetic data were used. The Nexus System 2.9.3 software (Vicon Motion Systems Ltd) and the Motion Monitor software (Innovative Sports Training) were used for data analysis. After the system calibration, the same researcher positioned reflective markers (14 mm diameter) on anatomic landmarks at iliac crest bilaterally, anterior superior iliac spine and posterior superior iliac spine bilaterally, first sacral. For dominant lower limb, landmarks were over greater trochanter, medial and lateral femoral condyles, medial and lateral malleoli, immediately over second and fifth metatarsal heads on the shoe, immediately over both calcaneus on the shoe, and fifth metatarsal base and 2 clusters on the lateral aspect of the thigh and leg of the participants.¹² Then, the participants were positioned in the center of the force plate and a static calibration was performed to align the participant with the global coordinate system. For the single-leg drop vertical jump task, the participants were positioned over a 31-cm box crossing their arms over the chest and instructed to step off the box landing with the dominant lower limb in the center of the force plate. Immediately after touching the force plate, the participants were instructed to perform a maximal effort single-leg vertical jump.¹² All participants performed 5 single-leg drop vertical jumps for familiarization purposes. After 2 minutes of rest, 5 valid trials were recorded. The single-leg drop vertical jump was considered valid if the participants performed the task with the arms across the chest, stepping off the box without jumping up, stepping down, or losing balance; and the landing occurred in the center of force plate. During the test, no visual or verbal cues or landing instructions were given to the participants.

Data Analysis

Kinematic and kinetics data processing were performed with the Motion Monitor software, which was used for the creation of the biomechanical model of the body segments. Euler angles were calculated using the joint coordinate system

recommendations from the International Society of Biomechanics.^{6,26} Knee joint center was considered as the midpoint between the medial and lateral femoral epicondyles and ankle joint center as the midpoint of the medial and lateral malleoli. Knee flexion (used to calculate peak patellar tendon force) was evaluated as the angle between shank and thigh and ankle dorsiflexion was evaluated as the angle between foot and shank, both in the sagittal plane. Kinematic and kinetic data were filtered using a second-order zero-lag Butterworth 12-Hz low-pass filter and fourth-order zero-lag Butterworth 50-Hz low-pass filter, respectively.

Peak knee extensor and ankle plantar flexor moments (internal joint moments) were calculated by inverse dynamics. At this stage, MatLab version 9.0.0.341360, R2016a (Mathworks) software was used for data processing of the variables of interest. Variables of interest were extracted during the landing phase, which was defined as the period between the initial contact of foot with force plate—when vGRF first exceeded 10 N—and peak knee flexion. Variables of interest were peak ankle dorsiflexion, ankle dorsiflexion excursion (defined as the difference between peak ankle dorsiflexion and the ankle angle in the initial foot contact), peak ankle flexor plantar moment normalized by body weight, peak vGRF normalized by body weight, vGRF loading rate, peak patellar tendon force normalized by body weight, and patellar tendon force loading rate. vGRF loading rate was defined as normalized peak vGRF divided by the time to reach this peak. Peak patellar tendon force was calculated as the knee joint moment divided by the patellar tendon moment arm,¹⁴ estimated by a regression equation using knee flexion angle.⁷ Patellar tendon loading rate was defined as normalized peak patellar tendon force divided by the time to reach this peak.⁸ The average of the 5 repetitions was used in the analyses.

Statistical Analysis

All statistical analyses were conducted using Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Version 19.0.0, IBM Corp). Initially, the statistical distribution and homoscedasticity were verified with the Shapiro-Wilk and Levene tests, respectively. A Pearson correlation matrix was used to investigate the association between each dependent variable (peak ankle flexor plantar moment, peak vGRF, vGRF loading rate, peak patellar tendon force, and patellar tendon force loading rate) and the independent variables (peak ankle dorsiflexion and ankle dorsiflexion excursion). The significance level was set as 0.05.

RESULTS

Descriptive results regarding the demographic data are presented in Table 1. The results of kinematics and kinetics during the single-leg vertical jump are shown in Table 2.

Ankle dorsiflexion excursion positively correlated with peak ankle flexor plantar moment ($r = 0.52$; $P = 0.006$) and negatively correlated with vGRF loading rate ($r = -0.49$; $P = 0.011$). However, there was no correlation between ankle dorsiflexion excursion and peak vGRF, peak patellar tendon force or patellar

Table 1. Demographic characteristics of the subjects (mean \pm SD), $n = 26$

Demographic data	
Male/female, n	21/5
Age, y	23.62 \pm 4.24
Height, m	1.76 \pm 0.08
Body mass, kg	77.42 \pm 13.28
Sports participation frequency (times/week)	4.11 \pm 1.03
Sports (number of athletes)	
Handball	8
Basketball	7
Volleyball	11

tendon force loading rate (Table 3). A positive correlation between peak ankle dorsiflexion and peak vGRF was also observed ($r = 0.39$; $P = 0.05$). Finally, there were no correlations between peak ankle dorsiflexion and peak ankle plantar flexor moment, vGRF loading rate, peak patellar tendon force, or patellar tendon force loading rate ($P > 0.05$) (Table 3). Diagrammatic representations of the significant correlation are presented in Figure 1.

DISCUSSION

A previous study¹ has observed that limited ankle dorsiflexion ROM is a risk factor for PT, and it has been hypothesized that this movement restriction would result in increased patellar tendon load during tasks such as jump landings.¹¹ The main result of this study was the fact that a lower ankle dorsiflexion excursion during landing was associated with greater vGRF loading rate. Positive associations were also observed between ankle dorsiflexion excursion and peak ankle plantar flexor moment and between peak ankle dorsiflexion with peak vGRF. However, there was no association between ankle dorsiflexion excursion and peak ankle dorsiflexion and the other kinetic variables.

In the current study, ankle dorsiflexion excursion during landing had a moderate correlation with vGRF loading rate, which indicates that ankle movements have a significant impact on the rate at which force is dissipated. To our knowledge, no other study has investigated the association between ankle kinematics during landing and vGRF loading rate, which makes comparison of our results difficult. However, when landing from a single-leg drop vertical jump (toe-to-heel landing pattern), the ground-reaction force creates an external dorsiflexor moment, and to prevent excessive dorsiflexion, the plantar flexors

Table 2. Biomechanical data of subjects expressed in mean \pm SD (range)

Joint angle, deg	
Peak ankle dorsiflexion	16.50 \pm 4.30 (7.89-26.06)
Ankle dorsiflexion excursion	46.22 \pm 8.65 (29.17-58.77)
Joint moment, N-m/BW	
Peak ankle plantar flexion moment	0.18 \pm 0.04 (0.11-0.29)
Forces	
Peak vGRF, N/BW	1.93 \pm 0.32 (1.14-2.41)
Peak patellar tendon force, BW	3.94 \pm 1.23 (2.12-7.32)
vGRF loading rate, BW/s	30.37 \pm 9.65 (13.32-38.57)
Patellar tendon loading rate, BW/s	25.80 \pm 10.74 (10.10-46.05)

BW, body weight; vGRF, vertical ground-reaction force.

muscles generate a plantar flexor internal moment.²⁰ Previous studies^{4,27} have confirmed that the ankle joint makes a substantial contribution to ground-reaction force dissipation. Devita and Skelly⁴ concluded that the ankle plantar flexors muscles are responsible for the majority of energy absorption during jump landings, with an average of 44% of the total muscular work. Thus, restricted ankle dorsiflexion excursion may limit the contribution of the plantar flexor muscles to exert force during landing, with the ankle potentially becoming less efficient near end of range.¹¹ This may result in lower limb overload and potentially increases the risk of injury.¹³ The positive association between ankle dorsiflexion excursion and ankle plantar flexor moment, observed in the current study, supports the hypothesis that ankle dorsiflexion excursion influences the ability of the ankle plantar flexors to dissipate the landing forces. In this context, strategies to increase ankle dorsiflexion excursion (such as calf muscles stretching and posterior talus mobilizations) and the eccentric plantar flexors strength could be used for reducing the vGRF loading rate.

Ankle dorsiflexion excursion was not correlated with peak vGRF in the jumping athletes of the current study. However, the negative association between ankle dorsiflexion excursion with vGRF loading rate may be a more relevant result regarding overload injuries, since vGRF loading rate is a derivation of vGRF in time during load absorption while the peak vGRF is just raw value of load. Because human tissue is viscoelastic, its loading response is time dependent, and the tissues are more prone to injury when submitted to higher loading rates.⁵ In this sense, the human tissues are more prone to injury when submitted to high loading rates. In this context, we hypothesize that jump landings with greater ankle dorsiflexion excursion may be beneficial to reduce the vGRF loading rate and potentially help prevent overuse injuries. However, prospective studies are necessary to confirm this hypothesis.

Interestingly, although greater ankle dorsiflexion excursion correlated with lower vGRF loading rate, there was no association between ankle kinematics and peak patellar tendon force and patellar tendon loading rate. Therefore, the hypothesis that greater ankle dorsiflexion excursion would decrease patellar tendon load was not confirmed. Janssen et al⁸ found that individual factors such as ankle kinematics alone were not associated with peak patellar tendon force during jump landings. However, the authors observed that greater ankle dorsiflexion velocity, male sex, greater quadriceps strength, and greater trunk flexion velocity during landing were factors that, combined, were able to predict patellar tendon force and loading rate.⁸ However, ankle dorsiflexion excursion was not a variable in this study. Factors proximal to the knee have been shown to influence knee loads.^{2,17,19} For example, Shimokochi et al¹⁹ found that increasing trunk and hip flexion during single-leg jump landings decreases the knee extensor moment and vGRF in healthy subjects. Similarly, Blackburn and Padua² have shown that greater trunk flexion during a double-leg landing reduced the vGRF in healthy subjects. More recently, Scattone Silva et al¹⁷ observed that a single set of verbal instructions to land with more trunk flexion resulted in lower peak knee extensor moment and peak patellar tendon force in elite volleyball and basketball athletes with and without PT. In this context, the subjects of the present study that had lower ankle dorsiflexion may have used a strategy of increasing trunk and hip flexion to dissipate the vGRF to minimize the loads on the patellar tendon. This could explain the lack of association between ankle dorsiflexion excursion with the peak patellar tendon force and the patellar tendon load rate.

Against to our initial hypothesis, we found a positive association between peak ankle dorsiflexion and peak vGRF. It is possible that peak ankle dorsiflexion alone is not a relevant variable considering lower limb load absorption

Table 3. Pearson correlation coefficients (r) between peak ankle dorsiflexion, ankle dorsiflexion excursion, and the kinetic variables

	Peak Ankle Dorsiflexion	Ankle Dorsiflexion Excursion
Peak ankle plantar flexor moment		
r	0.332	0.52
P	0.10	0.006*
Peak vGRF		
r	0.39	0.276
P	0.05*	0.17
vGRF loading rate		
r	0.032	-0.489
P	0.88	0.011*
Patellar tendon loading rate		
r	-0.004	0.188
P	0.99	0.36
Peak patellar tendon force		
r	0.039	0.330
P	0.85	0.10

vGRF, vertical ground-reaction force.
*Statistically significant ($P < 0.05$).

during a jump landing. Rowley and Richards¹⁵ observing landings with different initial contact ankle plantar flexion angles have shown that increased plantar flexion during initial contact was associated with decreased peak vGRF and vGRF loading rate. This can be explained by the greater amount of energy absorbed by eccentric contraction of the gastrocnemius and soleus muscles.¹⁸ Thus, it was possible that, although some subjects in our study presented higher peak ankle dorsiflexion during landing, the initial contact may have occurred with less ankle plantar flexion, which led to less vGRF absorption. Considering this possibility, a secondary analysis was conducted, and we observed that lower ankle plantar flexion angle at initial contact was associated with lower ankle plantar flexor moment ($r = 0.41$, $P < 0.04$) and greater vGRF loading rate ($r = -0.59$, $P < 0.01$), which supports this hypothesis.

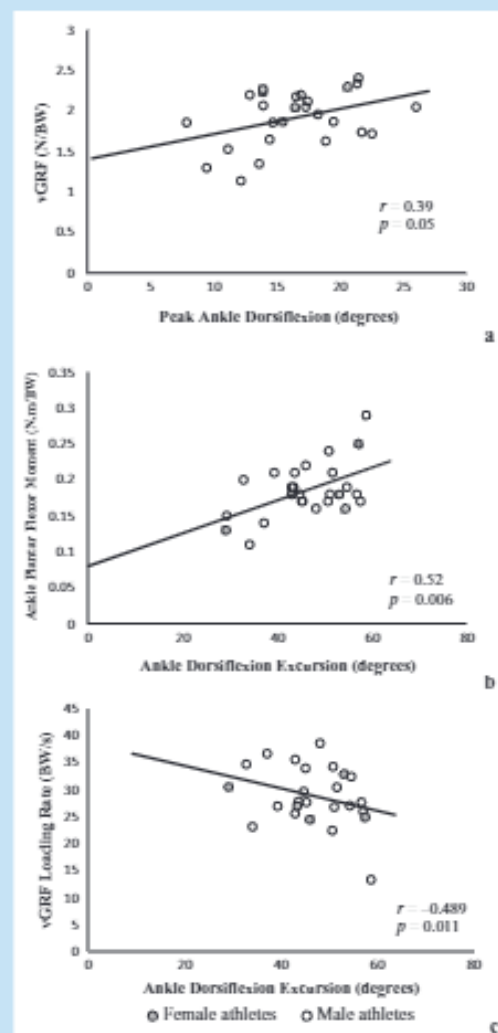


Figure 1. Diagrammatic representation of the significant association between peak ankle dorsiflexion (A), ankle dorsiflexion excursion (B-C) and kinetics variables. BW, body weight; vGRF, vertical ground reaction force.

Significant limitations should be acknowledged when interpreting our findings. Passive ankle ROM was not assessed. Considering that this is a low-cost assessment procedure that can easily be performed in clinical practice, future studies should evaluate whether a relationship exists between passive ankle dorsiflexion ROM and peak patellar tendon force and loading rate. Only healthy recreational athletes were evaluated and the extrapolation of these results to other population should not be done. Considering the existence of sex

differences in lower limb biomechanics, the inclusion of male and female participants could be considered a limitation of this study. However, we decided to include both male and female athletes to increase the study's external validity. Also, in a secondary analysis, excluding the female participants, the results did not change. In addition, a 2-dimensional model of patellar tendon force calculation is very limited and may overestimate the real patellar tendon force since the patellar tendon has a tridimensional structure. Only ankle kinematics was considered in this study and others joint movements may better explain patellar tendon load. Another important study limitation was that the use of a biomechanical model based on the inverse dynamics did not allow the analysis of the coactivation of the muscles around the knee,²³ which may significantly underestimate the forces in the patellar tendon. Last, our study design indicates association between variables, but it cannot determine causality.

CONCLUSION

Greater ankle dorsiflexion excursion was associated with smaller vGRF loading rate in jumping athletes. In addition, a positive association between ankle dorsiflexion excursion and peak ankle plantar flexor moment was observed during a single-leg drop vertical jump task, with no association between ankle kinematics and patellar tendon forces. These results suggest that increasing ankle dorsiflexion excursion may be an important strategy to reduce lower limb loads during landings but should not be viewed as the main factor for reducing patellar tendon loads.

REFERENCES

1. Hackman LJ, Danielson P. Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *Am J Sports Med*. 2011;39:2626-2633.
2. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train*. 2009;44:174-179.
3. de Vries AJ, van der Worp H, Diercks RL, van den Akker-Scheek I, Zwerver J. Risk factors for patellar tendinopathy in volleyball and basketball players: a survey-based prospective cohort study. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;25:678-684.
4. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*. 1992;24:108-115.
5. Ewers BJ, Jayaraman VM, Bangjmatel RP, Haut RC. Rate of blunt impact loading affects changes in retropatellar cartilage and underlying bone in the rabbit patella. *J Biomech*. 2002;35:747-755.
6. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 1983;105:136-144.
7. Herzog W, Read LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat*. 1993;182:213-230.
8. Janssen I, Steele JR, Munro BJ, Brown NAT. Predicting the patellar tendon force generated when landing from a jump. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45:927-934.
9. Kettunen JA, Kvist M, Alanen E, Kujala UM. Long-term prognosis for jumper's knee in male athletes: a prospective follow-up study. *Am J Sports Med*. 2002;30:689-692.
10. Lian JB, Engelbreten L, Rahr R. Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *Am J Sports Med*. 2005;33:561-567.
11. Malliaras P, Cook JL, Kent P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *J Sci Med Sport*. 2006;9:304-309.
12. Martinez AP, Lessi GC, Carvalho C, Serrao FV. Association of hip and trunk strength with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics during a single-leg drop vertical jump. *J Strength Cond Res*. 2018;32:1902-1908.
13. Mason-Mackay AR, Whatman C, Reid D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: a systematic review. *J Sci Med Sport*. 2017;20:451-458.
14. Nissell R, Ekholm J. Patellar forces during knee extension. *Scand J Rehabil Med*. 1985;17:63-74.
15. Rowley KM, Richards JC. Increasing plantarflexion angle during landing reduces vertical ground reaction forces, loading rates and the hip's contribution to support moment within participants. *J Sports Sci*. 2015;33:1922-1931.
16. Scatlone Silva R, Nakagawa TH, Perreita ALG, Garcia LC, Santos JBM, Serrão FV. Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. *Phys Ther Sport*. 2016;20:19-25.
17. Scatlone Silva R, Purdam CR, Peaton AM, et al. Effects of altering trunk position during landings on patellar tendon force and pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2017;49:2517-2527.
18. Self RP, Paine D. Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33:1338-1344.
19. Shimokochi Y, Ambegoonkar JP, Meyer EG, Lee SY, Shultz SJ. Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc*. 2013;21:888-897.
20. Shimokochi Y, Lee SY, Shultz SJ, Schmitz RJ. The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J Athl Train*. 2009;44:33-38.
21. Sprague AL, Smith AH, Knox P, Pohlig RT, Grävare Sjöberg K. Modifiable risk factors for patellar tendinopathy in athletes: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2018;52:1575-1585.
22. Vines H, Aandahl HA, Bahr R. Jumper's knee paradox—jumping ability is a risk factor for developing jumper's knee: a 5-year prospective study. *Br J Sports Med*. 2013;47:503-507.
23. Wilson JD, Ratcliff CM, Meardon SA, Willy RW. Influence of step length and landing pattern on patellofemoral joint kinetics during running. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;25:736-743.
24. Van Der Worp H, De Poel HJ, Diercks RL, Van Den Akker-Scheek I, Zwerver J. Jumper's knee or lander's knee? A systematic review of the relation between jump biomechanics and patellar tendinopathy. *Am J Sports Med*. 2014;35:714-722.
25. Van Der Worp H, Van Ark M, Ruzerink S, Pepping GJ, Van Den Akker-Scheek I, Zwerver J. Risk factors for patellar tendinopathy: a systematic review of the literature. *Br J Sports Med*. 2011;45:446-452.
26. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech*. 2002;35:543-548.
27. Zhang S-N, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sport Exerc*. 2000;32:812-819.

10. APENDICE B – Parecer Comitê de Ética e Pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DO SALTO EM SUJEITOS SUBMETIDOS À RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA) COM ENXERTO DOS TENDÕES FLEXORES: RELAÇÃO COM OSTEOARTRITE PATELOFEMORAL

Pesquisador: Adalberto Felipe Martinez

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 81162717.5.0000.5504

Instituição Proponente: Departamento de Fisioterapia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.516.253

Apresentação do Projeto:

A osteoartrite (OA) do joelho frequentemente desenvolve-se após a lesão do ligamento cruzado anterior (LCA). Entretanto, a reconstrução do LCA não reduz a frequência de desenvolvimento da OA radiográfica. Um recente estudo encontrou que indivíduos submetidos à reconstrução do LCA com enxerto autólogo quádruplo dos tendões flexores apresentaram maior prevalência de OA patelofemoral do que OA tibiofemoral. No entanto, não há clareza sobre os mecanismos envolvidos no desenvolvimento da OA patelofemoral após esse tipo de reconstrução. A diminuição na força extensora do quadril observada nesses pacientes pode resultar num padrão de aterrissagem de um salto com maior extensão do tronco e, consequentemente, em maior estresse patelofemoral. Os objetivos do estudo são comparar os ângulos de flexão do tronco, do quadril e do joelho, os momentos internos extensores do quadril e do joelho, a contribuição relativa do quadril e joelho e o estresse patelofemoral durante a fase de aterrissagem de um salto vertical unipodal (Single Leg Drop Vertical Jump) entre atletas saudáveis e atletas com reconstrução do LCA. Além disso, objetiva-se comparar a força excêntrica extensora do quadril e extensora e flexora do joelho entre

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br



Continuação do Parecer: 2.516.253

os grupos. Participarão do estudo 40 indivíduos, divididos em 2 grupos: 1- GLCA (sujeitos com reconstrução do LCA com enxerto autógeno dos tendões flexores; n = 20) e 2- GC (sujeitos saudáveis; n = 20). O torque excêntrico extensor do quadril, e extensor e flexor do joelho será avaliado no dinamômetro isocinético Biodex Multi-Joint System III. Para as avaliações cinemática e cinética durante a aterrissagem do salto vertical unipodal será utilizado o sistema de captura e análise do movimento Vicon e uma plataforma de força AMTI Force and Motion (Modelo OPT400600HF-2000). Os grupos serão comparados por meio do Teste t para amostras independentes ou por meio do Teste de Mann-Whitney (alfa = 0,05).

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Comparar os ângulos de flexão do tronco, do quadril e do joelho, os momentos internos extensores do quadril e do joelho e o estresse patelofemoral durante a fase de aterrissagem de um salto vertical unipodal (Single Leg Drop Vertical Jump) entre atletas saudáveis e atletas com reconstrução do LCA com enxerto autógeno dos tendões flexores.

Objetivo Secundário:

Secundariamente, objetiva-se comparar a força excêntrica extensora do quadril e extensora e flexora do joelho entre os grupos além de correlacionar a cinemática da aterrissagem com a força isométrica extensora do quadril.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

A participação neste projeto envolve riscos mínimos de lesões. Entretanto, as avaliações poderão acarretar dores musculares decorrentes dos testes de força excêntrica e isométrica máxima voluntária. Essas dores devem se apresentar com pequena intensidade com condições de serem suportadas.

Benefícios:

Os resultados deste estudo poderão contribuir para a comunidade científica com a obtenção de informações relevantes referentes ao desenvolvimento da OA patelofemoral em atletas submetidos à reconstrução do LCA com enxerto autógeno dos tendões flexores e, desta forma,

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235
Bairro: JARDIM GUANABARA **CEP:** 13.565-905
UF: SP **Município:** SAO CARLOS
Telefone: (16)3351-9883 **E-mail:** cephumanos@ufscar.br



Continuação do Parecer: 2.516.253

auxiliar no delineamento de programas de prevenção dessa lesão nesta população.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa segue as normas éticas.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_894685.pdf	16/01/2018 14:35:06		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Adalberto.pdf	16/01/2018 14:34:11	Adalberto Felipe Martinez	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderostoadalberto.pdf	04/12/2017 11:54:45	Adalberto Felipe Martinez	Aceito
Outros	Questionario_de_atividade_fisica_IPAQ.pdf	05/04/2017 12:37:28	Adalberto Felipe Martinez	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_de_Doutorado.pdf	03/04/2017 16:20:14	Adalberto Felipe Martinez	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO CARLOS, 27 de Fevereiro de 2018

Assinado por:
Priscilla Hortense
(Coordenador)

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9883

E-mail: cephumanos@ufscar.br

11. APENDICE C – Comprovante de submissão do manuscrito 2

28/01/22, 12:56

Gmail - Manuscript Submission



Adalberto Martinez <afmartinez.fisio@gmail.com>

Manuscript Submission

1 mensagem

christine@aossm.org <christine@aossm.org>

28 de janeiro de 2022 12:55

Para: afmartinez.fisio@gmail.com

Cc: afmartinez.fisio@gmail.com

MS ID: SPORTSHEALTH/2022/049885

MS TITLE: Importance of the Quadriceps Muscle for Impact Forces Dissipation During Single-Leg Drop Vertical Jump Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Athletes: A Case Control Study

Dear Adalberto Felipe Martinez,

This is to acknowledge receipt of your manuscript submission to Sports Health: A Multidisciplinary Approach. It will be reviewed by the Editorial Board and Reviewers' Panel. You will be apprised of the progress of this review.

As stated in our "Guidelines for Authors," a manuscript is reviewed only with the assurance that it is not under simultaneous consideration by another publication, nor has it been published elsewhere. If you have not already done so, please sign and return to the editorial office the Exclusive License (copyright) Agreement (<https://submit.sportshealthjournal.org/journals/sportshealth/forms/copyright.pdf>). Please be sure to indicate if this paper was, or will be presented at any scientific programs, either in part or entirely.

Please remember that you, as corresponding author, are responsible for keeping any co-author/s updated on the status of this manuscript. In addition, Sports Health has a 2-tier review process due to the multidisciplinary nature of the journal. Therefore, your paper will be handled by an editor in the field in which your paper falls, and approved by the editor-in-chief. Sometimes this results in multiple reviews, but please know that this ultimately results in the best possible manuscript for our entire readership.

Finally, please refer to this number SPORTSHEALTH/2022/049885 when you contact the Editorial Office with any questions.

Thank you for your submission to Sports Health!

Sincerely yours,

Edward M. Wojtys, MD
Editor