

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

ADALBERTO FELIPE MARTINEZ

**RELAÇÃO ENTRE A FORÇA DO QUADRIL E DO
TRONCO COM A CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DO
TRONCO, QUADRIL E JOELHO DURANTE A
ATERRISSAGEM DE UM SALTO UNIPODAL**

SÃO CARLOS

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

RELAÇÃO ENTRE A FORÇA DO QUADRIL E DO TRONCO COM A
CINEMÁTICA TRIDIMENSIONAL DO TRONCO, QUADRIL E JOELHO
DURANTE A ATERRISSAGEM DE UM SALTO UNIPODAL

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

DISCENTE

Adalberto Felipe Martinez

ORIENTADOR

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

SÃO CARLOS

2017



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

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

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Adalberto Felipe Martinez, realizada em 22/02/2017:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
UFSCar

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
UFSCar

Profa. Dra. Cristiane Rodrigues Pedroni
UNESP

Este trabalho foi realizado com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

Dedico essa dissertação...

A Deus, em agradecimento, por permitir uma história tão generosa em minha vida e por

colocar tantas pessoas especiais ao meu redor.

Aos meus pais que por muitas vezes abriram mão de desejos próprios para permitir que eu

buscasse meus sonhos e por me tornarem a pessoa que sou hoje.

À minha esposa por estar ao meu lado nas alegrias e frustrações, por fazer minha vida muito

melhor e por ser minha maior companheira e incentivadora neste tempo de decisões.

Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

A dificuldade em agradecer a todos que de alguma forma participaram deste trabalho e deste momento em minha vida se torna muito grande porque não há palavras que expressem as mudanças, alegrias e realizações que vocês proporcionaram em minha vida. Ainda assim gostaria de agradecê-los como homenagem por serem parte integrante deste momento.

Agradeço a **Universidade Federal de São Carlos (UFSCAR)** e ao **Departamento de Fisioterapia (Dfisio)** pelo suporte e pela disponibilidade que encontrei nesses locais de receber ensinamentos, aumentar meu conhecimento e me tornar um profissional da fisioterapia.

Ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar (PPGFT – UFSCar) pelo auxílio material e profissional para a realização deste projeto e desta dissertação.

Aos professores da Graduação e do PPGFT por dividirem seus conhecimentos e experiências e por não medirem esforços em me auxiliar para ser melhor profissional a cada dia. Espero retribuir aos demais tudo o que recebi de todos vocês.

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

Aos amigos e companheiros da turma **FISIO 010** que por quatro anos foram como uma família e fizeram esse tempo de estudo ser mais leve e com certeza fizeram parte de minha formação profissional e pessoal.

A todos os funcionários do DFisio – UFSCar por cuidarem desse ambiente a ponto de este se tornar uma segunda casa. Em especial agradeço imensamente a **Iolanda, Iô**, que com seus cafés e chás já ajuda muito em nossos cansaços e até doenças, mas nada ajuda mais do que o sorriso que nos recebe a cada dia. Obrigado pelas risadas matinais!

Agradeço a escola Jesuíno de Arruda onde se iniciou toda essa realização, com todos seus professores, mas em especial a professora **Neusa Valentina Golineli** que me colocou em contato com o esporte, o que me ajudou em minhas escolhas e onde tive muitas felicidades e histórias. Juntamente agradeço aos técnicos e depois companheiros de time **Diego, Helton e Antônio Carlos** que me convidaram e possibilitaram viver o handebol mais intensamente na **Associação de Handebol Brasileira (AHB)**.

Ao técnico **Valdir Barbosa** da AHB por me permitir integrar esse time e através do handebol me permitir uma bolsa de estudos que me possibilitou entrar nessa universidade e a me tornar o profissional que sou hoje. Sou prova de que investir no esporte como método de ensino funciona. Torço para que este projeto nunca pare.

A **Profa. Dra. Audrey Borghi-Silva**, a **Profa. Dra. Luciana Di Thommazo Luporini** e a **Profa. Dra. Soraia Pilon Jurgensen** pelo tempo de ensinamento onde realmente iniciei minha formação científica. Agradeço por terem feito essa diferença em minha formação.

Ao **Prof. Dr. Rodrigo de Marche Baldon** e ao **Prof. Dr. Rodrigo Scattone da Silva** pelos exemplos de profissionais desde minha graduação e pelo auxílio no momento da escolha da área acadêmica. Também a colega de turma **Profa. MSc Ana Cláudia Silva Farche** que me ajudou a essa escolha e também nas dúvidas que surgiam.

As **voluntárias** pela paciência e disponibilidade para participar deste projeto. Sem vocês nada dia seria possível. Muito obrigado.

Ao Prof. Dr. **Fábio Viadanna Serrão** pelo grande exemplo profissional de cada dia, por me permitir estar no LAIOT e por todos os ensinamentos científicos, profissionais e pessoais. Além de tudo, agradeço as correções, a grande pessoa que é e os momentos de descontração que muitas vezes aliviam as cobranças desses anos de trabalho.

Aos integrantes do **Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT)** e companheiros nesse tempo de mestrado **Cristiano, Daniel, Bruna, Guilherme, Ana Flávia, Mariana, Natália e Scattone** por fazerem desse ambiente prazeroso para se trabalhar e por dividirem conhecimentos sem esperar nada em troca. A cada dia convivendo e observando tenho aprendido com todos.

Ao companheiro de trabalho **Cristiano de Carvalho** que permitiu que esse trabalho pudesse ser realizado. Agradeço todo o tempo que empregou em me auxiliar nesse projeto e principalmente por ter feito desse tempo um tempo de muitas alegrias e risadas. Seus pacientes e alunos tem muita sorte de ter um profissional como você.

A companheira nesse trabalho **Profa. Dra. Giovanna Camparis Lessi** por aceitar me auxiliar nesse trabalho, mas principalmente pelo auxílio em como lidar com os problemas e apuros desse tempo de mestrado.

A meus pais **Adalberto Manoel Martinez** e **Dilma Tochio Martinez** que muitas vezes abriram mão de suas vidas para permitir que eu buscasse meus sonhos. Agradeço o exemplo, a fé, a paciência e os ensinamentos que me deram em toda minha vida. Tudo que tenho vivido e tudo o que sou é graças a vocês. Vocês me permitiram a felicidade e espero um dia poder retribuir tudo que fizeram e fazem por mim.

A meus irmãos **Aline, Débora, Paula, Guilherme e Bruno** e seus **maridos, namoradas e filhos** pelos momentos de conversa, risada, confiança e churrascos que passamos juntos.

Não há momento melhor para concordar com uma frase de uma foto nossa:

“Costumavam dizer que éramos muitos; para mim somos o suficiente!”

A meus sogros **Altamiro de Sousa e Thereza Aparecida Bianchin de Sousa** que fazem parte hoje dessa realização assim como de minha vida. Tenho mesmo vocês como pais e
jamais poderei retribuir tudo que fazem por mim.

A minhas cunhadas **Cristiane, Elisângela, Adriana, Karina e Tamiris** com seus **maridos, namorados e filhos**. Obrigado pelos momentos de descontração e conversas e
pela confiança em mim me fazendo parte da família.

Em especial, agradeço a minha esposa **Heloize de Sousa Martinez**, que mais do que parte desse trabalho faz parte de minha vida incondicionalmente. Você é quem me acompanha em minhas frustrações, nas noites mal dormidas, nas preocupações e também nas alegrias, nas distrações e nos sonhos. Sou feliz por ter como esposa alguém muito amiga, compreensível, que me apoia, suporta e me faz acreditar que conseguirei tudo o que eu sonhar. Sem você nada seria possível. Amo muito você.

*"Podemos sempre nos motivar a chegar mais longe.
Escrevam sobre isso, sonhem com isso. Mas depois,
transformem em ação. Não se limitem a sonhar"*
Dan Gable

*"... Alguém junto de alguém. Não mecânico de uma engrenagem, mas gente
reabilitando gente. Que todo aquele que me procura em busca de cura física
encontre em mim algo mais que o profissional..."*

Trecho da "Oração do Fisioterapeuta"

RESUMO

Objetivo: Alterações da cinemática têm sido correlacionadas com diferentes lesões nos membros inferiores, sendo algumas dessas lesões mais comuns em mulheres atletas, e um provável fator predisponente para essas alterações é a fraqueza dos músculos do quadril e do tronco. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a correlação entre a força do tronco e do quadril com a cinemática tridimensional de tronco e membros inferiores durante uma tarefa de aterrissagem de um salto em mulheres atletas recreacionais.

Métodos: Vinte e três mulheres saudáveis atletas recreacionais com idade entre 18 e 35 anos foram submetidos a avaliação da força dos músculos abdutores de quadril, extensores do quadril e inclinadores laterais do tronco através de um dinamômetro manual e da cinemática tridimensional de tronco e membros inferiores durante a fase de aterrissagem de uma queda e salto vertical unipodal (single-leg drop vertical jump). Os coeficientes de correlação de Pearson (r) foram calculados para estabelecer a relação entre a força do quadril e do tronco e os movimentos do tronco, quadril e joelho.

Resultados: Maior força extensora do quadril foi encontrada significativamente associada com maior flexão do tronco no contato inicial. Não foram encontradas correlações significativas entre os dados de força e os valores de pico da cinemática durante a fase de aterrissagem.

Conclusão: Considerando que a maior flexão do tronco está relacionada à carga do ligamento cruzado anterior (ACL), ao estresse patelofemoral e a força do tendão patelar, o fortalecimento dos músculos extensores do quadril pode ser importante para prevenir e reabilitar a lesão do LCA, dor femoropatelar e tendinopatia patelar.

Palavras-chaves: Lesões no joelho; Força do quadril; Força do tronco; cinemática.

ABSTRACT

Purpose: Kinematic changes have been correlated with different lower limb injuries, being some of these injuries more common in female athletes, and a likely predisposing factor to these changes is hip and trunk muscle weakness. Thus, the aim of this study was to evaluate the correlation among trunk and hip strength with three-dimensional trunk and lower-limb kinematics during a jump-landing task in female recreational athletes.

Methods: Twenty-three healthy women recreational athletes aged between 18 and 35 years underwent evaluation of hip abductor, hip extensor, and lateral trunk muscle strength by manual dynamometry and three-dimensional trunk and lower-limb kinematics during the landing phase of a single-leg drop vertical jump. Pearson's correlation coefficients (r) were calculated to establish the relationship between hip and trunk strength and trunk, hip, and knee movements.

Results: Greater hip extensor strength was found to be significantly associated with greater trunk flexion at initial contact. No significant correlations were found among the strength data and the peak values of kinematics during the landing phase.

Conclusion: Considering that the greater trunk flexion is related to lower anterior cruciate ligament (ACL) load, patellofemoral stress and patellar tendon force, hip extensor muscle strengthening may be important to prevent and rehabilitate ACL injury, patellofemoral pain, and patellar tendinopathy.

Keywords: knee injuries; hip strength; trunk strength; kinematics.

LISTA DE FIGURAS

Figure 1 Test position for the evaluation of hip abductor strength (a), hip extensor strength (b) and trunk lateral muscles strength (c).

Figure 2 Graphs to define the landing phase: a) II phalange linear velocity in sagittal plane vs frames graphic with the red point showing the initial contact instant; b) Knee flexion angle (sagittal plane) vs frames graphic with the red marker showing the toe-off instant.

LISTA DE TABELAS

Table 1 Demographic characteristics of the subjects

Table 2 Pearson correlation coefficients (r) and p-value (p) among hip extensor, hip abductor and lateral trunk strength and initial contact kinematic

Table 3 Pearson correlation coefficients (r) and p-value (p) among hip extensor, hip abductor and lateral trunk strength and peak values of kinematic.

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	15
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	20
TEMA DE INTERESSE	23
ESTUDO.....	24
1. INTRODUCTION	25
2. MATERIALS AND METHODS	28
2.1 Subjects	28
2.2 Procedures.....	28
2.3 Kinematic Assessment.....	29
2.4 Strength Assessment	30
2.5 Data Reduction	32
2.6 Statistical Analysis.....	33
3. RESULTS	35
4. DISCUSSION.....	37
5. CONCLUSION	40
6. REFERENCES	41
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO..	45
APÊNDICE B – GUIA PARA COLOCAÇÃO DE MARCADORES.....	48
ANEXO A – COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO MANUSCRITO.....	50
ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIAL DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA	52

CONTEXTUALIZAÇÃO

Nos últimos anos tem sido crescente o número de mulheres no esporte (Myer *et al.*, 2004). Com o crescimento da participação esportiva tem se observado uma maior predisposição de mulheres para algumas lesões, principalmente da articulação do joelho, quando comparadas a homens nas mesmas atividades. Dentro das atividades esportivas a articulação do joelho é uma das articulações mais acometidas por lesões (Powers, 2010) e dentre essas lesões ganham importância nessa população a ruptura do Ligamento Cruzado Anterior (LCA), onde as mulheres são de duas a oito vezes mais propensas à lesão do LCA do que os homens em uma mesma atividade esportiva (Hertel *et al.*, 2006), e a Dor Patelofemoral (DPF), principal lesão por sobrecarga em centros de ortopedia (Taunton *et al.*, 2002), onde as mulheres são 2,2 vezes mais acometidas (Boling *et al.*, 2010).

Estima-se que a incidência de ruptura do 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 de LCA anualmente nos Estados Unidos da América (Harris *et al.*, 2014), sendo que a maioria das lesões em mulheres atletas ocorre na ausência de um contato direto entre atletas (Agel *et al.*, 2005). Por sua vez, a DPF foi observada em aproximadamente 25% das lesões do joelho em centros de reabilitação esportiva da Austrália (Baquie & Brukner, 1997).

Acredita-se que um pobre controle dinâmico do membro inferior durante atividades esportivas possa estar relacionado tanto com a ocorrência da ruptura do LCA quanto com a DPF (Powers, 2010). Dentre as alterações em mulheres acometidas por essas lesões têm sido observada maior ocorrência do valgo dinâmico de joelho durante tarefas funcionais como salto, agachamentos, aterrissagens (Hewett *et al.*, 2005; Paterno

et al., 2010; Myer *et al.*, 2010; Nakagawa *et al.*, 2012a; 2012b) dentre outros. O valgo dinâmico do joelho é um movimento composto pela adução e rotação medial do quadril e pela abdução e rotação lateral do joelho durante a execução de uma tarefa (Zazulak *et al.*, 2005).

O aumento do ângulo de abdução do joelho durante a fase de aterrissagem de um salto vertical foi visto como preditor da primeira lesão do LCA (HEWETT *et al.*, 2005), assim como da segunda lesão do LCA em pacientes já submetidos à reconstrução cirúrgica (PATERNO *et al.*, 2010). Durante a aterrissagem de um salto também foi observado que uma maior abdução do joelho contribuiria para o aumento da incidência da DPF em mulheres atletas (Myer *et al.*, 2010). Ainda em mulheres com DPF têm-se observado maior adução de quadril e abdução de joelho durante o agachamento unipodal (Nakagawa *et al.*, 2012a; 2012b). Essas alterações no plano frontal e transversal aumentariam o ângulo do quadríceps (ângulo Q) e, conseqüentemente, a magnitude do vetor lateralizante que atua sobre a patela, aumentando o estresse patelofemoral lateral (Powers, 2003; Souza *et al.*, 2010) e, assim, predispondo ou agravando a DPF.

Ainda observando alterações no plano frontal, a inclinação ipsilateral do tronco (inclinação do tronco para o lado do membro inferior em apoio) pode estar correlacionada a estas lesões. Quando, durante uma aterrissagem de um salto, ocorre uma queda pélvica contralateral ao membro inferior de apoio (Sinal de Trendelenburg) uma compensação comum é a inclinação ipsilateral do tronco. Esse alinhamento faz com que o vetor de força de reação do solo (FRS) passe lateralmente em relação ao centro da articulação do joelho, criando um momento abductor no joelho (Nakagawa *et al.*, 2012b; Powers, 2010) podendo ocasionar o valgo dinâmico e suas conseqüências em tarefas semelhantes. Esta hipótese parece plausível uma vez que Hewett *et al.* (2009) encontraram que, no momento da lesão do LCA, as mulheres atletas que lesaram o LCA possuíam significativamente

maior inclinação ipsilateral do tronco e abdução do joelho quando comparadas aos homens que também lesaram o LCA e às mulheres que realizaram movimentos semelhantes, mas que não lesaram esse ligamento, e também quando Nakagawa et al. (2012b) verificaram que durante o agachamento unipodal indivíduos com DPF apresentaram maior inclinação ipsilateral do tronco com maior queda pélvica contralateral em comparação a saudáveis.

Considerando o plano sagital, um outro fator que pode se correlacionar com a ocorrência da ruptura do LCA e da DPF seria uma postura em menor flexão de tronco durante a aterrissagem. A extensão do tronco move o vetor resultante da FRS posteriormente à articulação do joelho aumentando o momento externo flexor. Conseqüentemente, a demanda sobre os músculos extensores do joelho (Shimokochi et al., 2013; Blackburn & Pádua, 2009; Kulas et al., 2012) aumenta, levando a um maior risco de lesão do LCA por aumentar a força de cisalhamento anterior da tíbia em relação ao fêmur (Souza & Powers, 2009) e da DPF, por aumentar o estresse patelofemoral (Teng et al., 2014). Esses pressupostos teóricos condizem com os resultados de estudos prévios uma vez que uma menor flexão do tronco durante a aterrissagem aumentou o risco de lesão sem contato do LCA em jogadores de futebol (Alentorn-Geli et al., 2009) e a corrida com extensão do tronco aumentou significativamente o momento interno extensor do joelho e, por consequência, também aumentou estresse patelofemoral (Teng et al., 2014).

Considerando as alterações biomecânicas citadas verifica-se a importância de identificar mecanismos modificáveis que pudessem influenciar essas alterações e estar correlacionados à ocorrência de lesões em mulheres atletas. Nesse contexto a fraqueza dos músculos do quadril tem sido observada como um possível fator correlacionado a essas alterações. Por exemplo, a fraqueza dos músculos glúteo médio e máximo poderia

estar associada ao excessivo movimento do tronco, quadril e joelho nos planos sagital, frontal e transversal.

Têm-se observado a associação entre o déficit de força e ativação dos músculos abdutores do quadril e as alterações na posição do tronco e joelho. Em indivíduos com DPF se têm observado fraqueza principalmente dos músculos abdutores, rotadores laterais e extensores do quadril (Rathleff et al., 2014). Nakagawa et al. (2012a) relataram que homens e mulheres com DPF apresentaram menor ativação do músculo glúteo médio e maior inclinação ipsilateral do tronco e abdução do joelho durante a descida anterior de degrau que homens e mulheres saudáveis. Além disso, as mulheres com DPF apresentaram menor força abdução do quadril que os demais grupos estudados. Em outro estudo, Nakagawa et al. (2012b) encontraram que sujeitos com DPF possuíam menor força excêntrica abdução do quadril, maior inclinação ipsilateral do tronco e abdução do joelho durante o agachamento unipodal que sujeitos saudáveis. Além disso, as mulheres com DPF apresentaram menor ativação do músculo glúteo médio durante o agachamento unipodal quando comparadas às mulheres saudáveis (Nakagawa et al., 2012b).

Além da fraqueza dos músculos abdutores do quadril poder resultar na inclinação ipsilateral do tronco como compensação ao sinal de Trendelenburg (Powers, 2010), a fraqueza dos músculos do tronco que controlam o movimento desse segmento no plano frontal também poderia estar envolvida com a maior inclinação ipsilateral do tronco e, conseqüentemente, com as maiores cargas na articulação do joelho. Em um estudo prospectivo, Zazulak et al. (2007) encontraram que o menor controle neuromuscular do tronco foi preditor do risco de lesões do joelho em mulheres. Entretanto, não é de nosso conhecimento estudos que tenham avaliado a correlação entre a força dos músculos laterais do tronco com as alterações no tronco, quadril e joelho no plano frontal.

Em uma revisão sobre os déficits musculares em sujeitos com DPF observou-se que em mulheres com DPF um achado comum é a fraqueza dos músculos extensores do quadril (Rathleff et al., 2014). Também em sujeitos com lesão do LCA esse têm sido um achado. Comparando sujeitos com lesão do LCA a saudáveis após um protocolo de caminhada em esteira (20 minutos em velocidade de 3,5 mph) com incrementos na inclinação, Dalton et al (2011) observaram que a força extensora do quadril diminuiu significativamente nos indivíduos com reconstrução. Uma compensação comum a fraqueza dos extensores do quadril é a extensão do tronco (Perry, 1992), pois dessa forma durante uma aterrissagem o vetor da FRS se aproxima da articulação do quadril diminuindo a demanda dessa musculatura por diminuir o momento externo flexor do quadril (Powers, 2010).

Considerando o exposto, analisar as possíveis relações entre a força dos músculos do quadril e tronco e a cinemática do tronco e membro inferior durante a aterrissagem de um salto unipodal pode fornecer informações importantes tanto para reabilitação como para a prevenção da DPF e da ruptura do LCA em mulheres. Ainda, sendo a fase de aterrissagem o período entre o contato inicial do pé da voluntária e o pico de extensão do joelho após o salto, é importante avaliar não somente os valores de pico da cinemática da aterrissagem, mas também o momento do contato inicial, pois algumas lesões como a ruptura do LCA têm sido observadas imediatamente após este (Griffin, 2001; Shimokochi & Shultz, 2008). Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a força isométrica dos músculos do quadril e dos músculos laterais do tronco e correlacionar com cinemática tridimensional no contato inicial e nos picos durante a aterrissagem de um salto unipodal (*single-leg drop vertical jump*) em mulheres atletas recreacionais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGEL, J.; ARENDT, E.A.; BERSHADSKY, B. **Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review.** Am J Sports Med. 2005; 33(4): 524-530

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 Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009 17(7):705-29

BAQUIE, P.; BRUKNER, P. **Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study.** Clin J Sport Med. 1997 Jan;7(1):28-31

BLACKBURN, J.T.; PADUA, D.A. **Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity.** J Athl Train. 2009; 44(2):174–179

BOLING, M.C.; PADUA, D.A.; MARSHALL, S.W.; GUSKIEWICZ, K.; PYNE, S.; BEUTLER, A. **A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort.** Am J Sports Med. 2009; 37(11):2108–16

BOLING, M.C.; PADUA, D.A.; MARSHALL, S.W.; GUSKIEWICZ, K.; PYNE, S.; BEUTLER, A. **Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome.** Scand J Med Sci Sports.2010; 20(5):725-30.

GRIFFIN, L.Y. **American Academy of Orthopaedic Surgeons. Prevention of Noncontact ACL Injuries.** Rosemont, III: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2001

HARRIS, J.; ABRAMS, G.; BACH, B.; WILLIAMS, D.; HEIDLOFF, D.; BUSH-JOSEPH, C.; VERMA, N.; FORSYTHE, B.; COLE, B. **Return to Sport After ACL Reconstruction.** Orthopedics. 2014; 37(2): 103-108

HERTEL, J.; WILLIAMS, N.I.; OLMSTED-KRAMER, L.C.; LEIDY, H.J.; PUTUKIAN, M. **Neuromuscular performance and knee laxity do not change across the menstrual cycle in female athletes.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006; 14(9):817–822

HEWETT, T.E.; DI STASI, S.L.; MYER, G.D. **Current Concepts for Injury Prevention in Athletes after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.** Am J Sports Med. 2013; 41(1):216-224

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K.R.; HEIDT, R.S.; 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. Am J Sports Med. 2005; 33(4):492-501

HEWETT, T.E.; TORG, J. S.; BODEN, B. P. **Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism.** Br J Sports Med. 2009, 43(6):417-422

KULAS, A.S.; HORTOBÁGYI, T.; DeVITA, P. **Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat.** Clin Biomech. 2012; 27(1):16-21

LOBB, R.; TUMILTY, S.; CLAYDON, L. S. **A review of systematic reviews on anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation.** Phys Ther Sport. 2012. 4(13):270-278

MYER, G. D.; FORD, K. R.; HEWETT, T. E. **Rationale and Clinical Techniques for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Among Female Athletes.** J Athl Train. 2004; 39(4), 352–364

MYER, G.D.; FORD, K.R.; BARBER FOSS, K.D.; GOODMAN, A.; CEASAR, A.; RAUH, M.J.; DIVINE, J.G.; HEWETT, T.E. **The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes.** Clin Biomech. 2010; 25(7):700-7

NAKAGAWA, T. H.; MACIEL, C. D.; MORIYA, E. T. U.; SERRAO, F. V. **Frontal Plane Biomechanics in Males and Females with and Without Patellofemoral Pain.** Med Sci Sports Exer. 2012a; 44(9):1747-1755

NAKAGAWA, T. H.; MORIYA, E. T. U.; MACIEL, C. D.; SERRAO, F. V. **Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single-Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome.** J Orthop Sports Phys Ther. 2012b; 42(6): 491-501

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.** Am J Sports Med, 2010; 38(10): 1968-1978

PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function.** Thorofare, NJ: Slack Inc. 1992.

POWERS, C. M. **The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective.** J Orthop Sports Phys Ther. 2010; 40(2): 42-51

POWERS, C.M.; WARD, S.R.; FREDERICSON, M.; GUILLET, M.; SHELLOCK, F.G. **Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee**

extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. J Orthop Sports Phys Ther. 2003; 33(11):677-85

RATHLEFF, M.S.; RATHLEFF, C.R.; CROSSLEY, K.M.; BARTON, C.J. **Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis.** Br J Sports Med. 2014; 48(14):1088.

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 Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2013; 21(4):888-97

SHIMOKOCHI, Y.; SHULTZ, S.J. **Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury.** J Athl Train. 2008, 43(4): 396-408

SOUZA, R.B.; DRAPER, C.E.; FREDERICSON, M.; POWERS, C.M. **Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis.** J Orthop Sports Phys Ther. 2010; 40(5):277–85

SOUZA, R.B.; POWERS, C.M. **Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain.** J Orthop Sports Phys Ther. 2009; 39(1):12–9

TAUNTON, J. E.; RYAN, M. B.; CLEMENT, D. B.; MCKENZIE, D. C.; LLOYD-SMITH, D.R.; ZUMBO, B. D. **A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries.** Br J Sports Med. 2002; 36:95-101

TENG, H.L.; POWERS, C.M. **Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running.** J Orthop Sports Phys Ther. 2014; 44(10):785-92

ZAZULAK, B. T.; HEWETT, T. E.; REEVES, N. P.; GOLDBERG, B.; CHOLEWICKI, J. **Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. A prospective Biomechanical-Epidemiologic study.** Am J Sports Med. 2007; (35)7: 1123-1130

ZAZULAK, B.; PONCE, P.L.; STRAUB, S.J.; MEDVECKY, M.J.; AVEDISIAN, L.; HEWETT, T.E. **Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing.** J Orthop Sports Phys Ther. 2005; 35(5). 292–9

TEMA DE INTERESSE

Considerando o exposto o objetivo deste projeto foi avaliar a correlação entre a força isométrica dos músculos extensores do quadril, abdutores de quadril e dos músculos laterais do tronco com a cinemática tridimensional do tronco, quadril e joelho no contato inicial e durante a fase de aterrissagem de um salto unipodal tendo como hipóteses de que maior força dos músculos abdutores e extensores do quadril estaria associada a menor inclinação ipsilateral do tronco, adução e rotação medial do quadril e abdução do joelho. Além disso, hipotetizamos que a maior força dos músculos extensores do quadril estaria associada a maior flexão do tronco, quadril e joelho e, por fim, que a maior força dos músculos laterais do tronco estaria associada a menor inclinação ipsilateral do tronco, adução do quadril e abdução do joelho.

ESTUDO

Relationship of hip and trunk strength with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task

O artigo foi submetido ao periódico:

Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy

(ANEXO A)

1. INTRODUCTION

Of the lower extremity joints, the knee sustains the highest percentage of injuries, particularly among physically active individuals [33]. In sports requiring pivoting and jumping, women are two to eight times more likely to have noncontact anterior cruciate ligament (ACL) injury than men [16]. In addition, the incidence rate of patellofemoral pain (PFP) in women is 2.2 times greater than in men [9].

It is believed that poor dynamic control of the hip and knee may be related to ACL rupture and PFP development [33]. In turn, poor dynamic control may be the result of hip muscle weakness. For example, the excessive hip adduction during weight-bearing activities may occur due to gluteus medius weakness. Ford et al. [13] demonstrated a positive correlation between hip adduction movement and the amount of knee abduction excursion, and *in vitro* studies reported that knee abduction increases stress on the ACL [23]. Furthermore, an excessive hip adduction and knee abduction increase the quadriceps angle (Q angle) and, consequently, lateral patellofemoral stress [33]. Gluteus maximus weakness can also result in altered movements of the frontal and transversal planes. Gluteus maximus weakness can result in excessive hip adduction because its upper portion can abduct the hip [22]. In addition, apart from being a strong hip extensor, the gluteus maximus is the most powerful external rotator of the hip [29] and, consequently, its weakness can cause excessive hip internal rotation during weight-bearing activities. Increased internal rotation of the hip results in a decrease in the patellofemoral contact area and, consequently, increases patellofemoral stress [35].

Gluteus maximus and medius weakness can also result in changes in trunk position. In the frontal plane, gluteus medius weakness can cause an excessive contralateral pelvic drop during single-limb support (Trendelenburg signal). A common compensation is the

ipsilateral trunk lean (toward the support limb), which can cause a lateral dislocation of the ground reaction force vector with respect to the knee joint center, creating an abduction moment at the knee [28, 33]. In addition to the gluteus medius weakness, excessive ipsilateral trunk lean could also be a result of lateral trunk muscle weakness. Excessive ipsilateral trunk lean is an important aspect, since prospective studies have shown that the knee abduction moment during a jump-landing task is a predictor of ACL injury [17] and PFP [25] in female athletes. In the sagittal plane, a common compensation to gluteus maximus weakness is the trunk extension, increasing the knee extensor moment and, consequently, increasing ACL stress (especially with the knee near full extension) [19] and patellofemoral stress [41].

Previous studies have evaluated the association between hip and trunk muscle strength with trunk and lower-limb movement during weight-bearing activities. However, these studies evaluated only the trunk and lower-limb movement in the frontal plane (using the frontal plane projection angle for the lower-limb alignment) [3, 2, 40] or sagittal plane [42] during single-leg squat, step-down, and running. To the best of the authors' knowledge, only Boling & Padua [8] evaluated the frontal and transverse plane three-dimensional peak knee, hip joint angles, and ipsilateral trunk lean during a jump-landing task. However, these authors did not assess trunk, hip, and knee angles at initial contact. Evaluation of the kinematics at initial contact is important because some studies have shown that noncontact ACL injury occurs immediately after initial contact with the ground [15, 38]. Knowledge of the precise relationship between hip and trunk strength and three-dimensional kinematics of the trunk, hip, and knee at initial contact and peak angles during a jump-landing task would assist in the development of an optimal prevention program for ACL injury and PFP in female athletes.

This study's purpose was to evaluate the correlation among isometric strength of the hip extensors, hip abductors, and the lateral trunk muscles with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics at initial contact and during the landing phase of a single-leg drop vertical jump. It was hypothesized that greater hip abductor and extensor muscle strength would be associated with lower ipsilateral trunk lean, hip adduction, hip internal rotation, and knee abduction. In addition, it was hypothesized that greater hip extensor muscle strength would be associated with greater trunk, hip, and knee flexion. Finally, it was hypothesized that greater lateral trunk muscle strength would be associated with lower ipsilateral trunk lean, hip adduction, and knee abduction.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 Subjects

30 female recreational athletes were recruited and 7 were excluded from the study (exclusion reasons: 4 volunteers did not complete the tests, 2 were considered irregularly active and 1 presented pain in order to not complete the tests). Thus, 23 female recreational athletes between 18 and 35 years of age who practiced different physical activities involving jump movements participated in the research. The sample size calculation was performed *a priori* according to Gatsonis and Sampson [14]. Thus, we used as parameters for correlation analyses a significance level $\alpha = 0.05$, $\beta = 0.2$, and estimated $r = 0.5$, which resulted in *a priori* sample size of 23 participants. Recreational athletes were considered women who practiced physical activity at least three times a week, [5] and the activity level was evaluated using the short form International Physical Activity Questionnaire [10, 30].

Potential participants were screened by a licensed physical therapist, who evaluated the following inclusion criteria: recreational athletes, who did not suffer any injuries in the lumbar spine or lower limbs in the last 12 months, had no pain or injury that makes evaluation impossible, and had no neurological vestibular or visual disorders that prevented participation [20, 21]. All participants signed a written informed consent form (APÊNDICE A), and the study was approved by the University Ethics Committee for Human Investigations (ANEXO B).

2.2 Procedures

The dominant leg was assessed, which was determined by asking the participant which leg she would use to kick a ball as far as possible [12]. The strength of the lateral trunk muscles was also assessed on the opposite side to the dominant lower limb. The kinematics and strength evaluations were performed on two separate days, and the

evaluation order was randomly selected. All the participants wore a T-shirt, shorts, and athletic shoes (Asics Gel-Equation 5) provided by the examiner.

2.3 Kinematic Assessment

For the kinematic assessment, the subjects were instructed to perform a single-leg drop vertical jump. For the execution of the single-leg drop vertical jump, the participants were positioned on a 31-cm box [20, 21] and were instructed to fold their arms across their chest [20, 21]; not to obstruct the pelvis markers; step off the box without jumping up, stepping down, or losing balance; and land with the dominant leg. Immediately after the initial contact, the participants performed a maximal effort single-leg vertical jump [20, 21]. No verbal or visual clues were given on landing techniques at any time [20, 21]. Five validated trials of the single-leg drop vertical jump were considered for analysis. A valid trial was accepted when the subject landed without losing balance, with arms in the correct position, and without touching the ground with the nonassessed leg [20, 21].

To perform the kinematic analysis, a six-camera, three-dimensional motion-analysis system (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford) was used. All the kinematic data were collected at a sample rate of 250 Hz. For data acquisition, we used the software Nexus System 2.1.1 (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) and 3D Motion Monitor Software (Innovative Sports Training, Chicago, IL, USA). The same researcher positioned 32 reflective markers (14 mm diameter) in each volunteer on the following anatomic landmarks (Apêndice B): jugular notch, seventh cervical vertebra spinous process, tenth thoracic vertebra spinous process, both acromion, anterior superior iliac spine and posterior superior iliac spine bilaterally, first sacral, both greater trochanter, anterolateral of the thigh (on both thighs but at different heights), both medial and lateral femoral condyles, both tibial tuberosity, anterolateral of the leg (on both legs but at different heights), both medial and lateral malleolus, both second metatarsal heads, both

calcaneus, and at lateral side of foot (on both feet but at different distances). The reflective markers at different heights or distances were used to differentiate the two sides (right and left thigh, leg, or foot) for the system. After this preparation, each participant were positioned inside the assessment area staying in a neutral position and with her arms crossed over the trunk [20, 21] looking forward. A static measurement was performed to align the subject with the global coordinates system and to act as a reference for further analysis.

2.4 Strength Assessment

Strength assessment was made by manual dynamometry using a Lafayette Manual Muscle Test System (Lafayette Instruments, Lafayette, IN, USA), and the maximal voluntary isometric strength (MVIS) was performed for the following muscle groups: hip abductors, hip extensors, and lateral trunk muscles. Inelastic straps were used to stabilize the participants, and the dynamometer was used to avoid tester strength external influence on evaluation. The evaluation order was randomly selected.

For MVIS evaluation of the hip abductors, the participants were positioned as described by Nakagawa et al. [28] and as shown in Figure 1a. The participants stayed in lateral decubitus with the dominant leg up and in neutral position supported by pillows [6]. An adjustable inelastic strap was placed around the examination table and proximal to iliac crest to stabilize the hip, and the dynamometer was positioned over the femoral condyle with a second strap positioned over the dynamometer and around the table resisting the abduction. The researcher instructed the participant to “push trying to move your leg up” with maximal effort and offered encouraging words during the test [28].

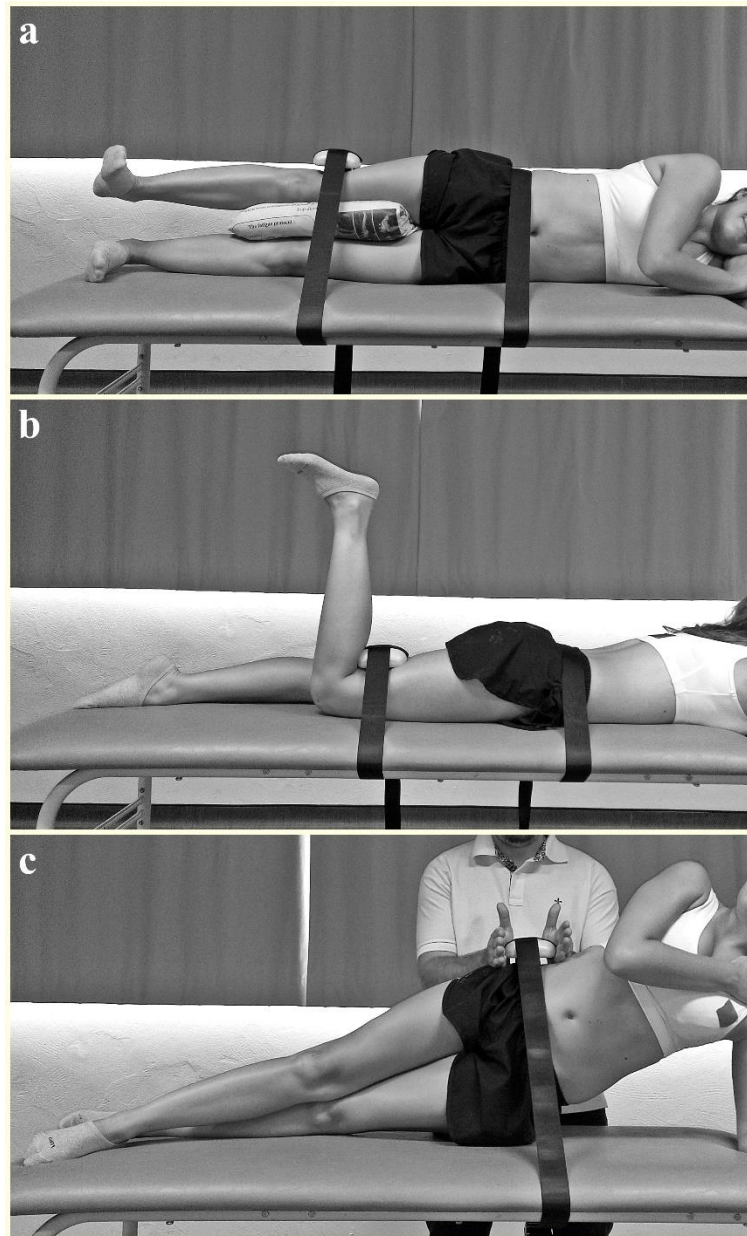


Figure 1 Test position for the evaluation of hip abductor strength (a), hip extensor strength (b) and trunk lateral muscles strength (c).

For the MVIS evaluation of the extensors hip, the participants were positioned as described by Scattone Silva et al. [37] and Nakagawa et al. [28] (Figure 1b). The participants were positioned in the prone position, lying with dominant leg at 90° knee flexion and the hip in neutral position. The first strap was positioned around the volunteer's pelvis and the examination table to stabilize the hip. The dynamometer was positioned immediately up the popliteal fossa, and a second strap was positioned over the dynamometer and the examination table. The researcher asked the participants to “push

trying to move your foot toward the ceiling” with maximal effort and offered encouraging words during the test [37].

For MVIS evaluation of the lateral trunk muscles, we used the side bridge test. The participants were positioned as described by McGill et al. [24] (Figure 1c). Participants were positioned in lateral decubitus with the nondominant side down. The dynamometer was positioned on the iliac crest, and a strap was positioned over the dynamometer and around the examination table. The researcher asked the participant to “make every effort to remove the hip of the examination table” and used encouraging words during the test [27].

Before the test, three submaximal and one maximal trials were made to familiarize the patient with the test [28]. In all evaluations, we recorded the peak value (in kilograms-force) during five seconds. There was a two-minute rest between each trial. For statistical analysis, we considered the three repetitions that show variability less than 10% on average. When a difference greater than 10% occurred between trials, a fourth trial was carried out [7].

2.5 Data Reduction

The results of maximal isometric strength were transformed into Newtons (strength in kilograms’ force multiplied by 9.81) and normalized by body mass [18].

Kinematic data were processed using 3D Motion Monitor Software (Innovative Sports Training). The Euler angles were calculated using the joint coordinate system definitions that were recommended by the International Society of Biomechanics [43] relative to the static standing trial. The trunk flexion and ipsilateral trunk lean were evaluated as the angle between the segment and the global coordinate system (laboratory coordinate system). Lower limb kinematics were calculated as the motion of the distal segment relative to the proximal reference. The ankle and knee joint centers were defined

as the midpoint between the medial and lateral malleoli and the medial and lateral epicondyles, respectively. The hip center was estimated by the Bell's method [4]. The kinematic data were filtered by a second-order zero lag Butterworth 12 Hz low-pass filter. Analysis for determining the kinematic variables was performed by a custom program in Matlab (Mathworks, Natick, MA, USA). The kinematic variables of interest included the angles at initial contact and the peak angles during the landing phase. The kinematic angles of interest included the following: hip flexion, hip internal rotation, hip abduction, knee flexion, knee abduction, trunk flexion, and ipsilateral trunk lean. The landing phase was considered to be from the initial contact to toe-off. The initial contact was defined as when the vertical velocity of the marker that was fixed on the second toe was zero [21] (Figure 2a), and the toe-off was determined by the knee extension peak after support phase [11] (Figure 2b). By convention, positive kinematic values represented flexion, abduction, internal rotation, and ipsilateral trunk lean angles.

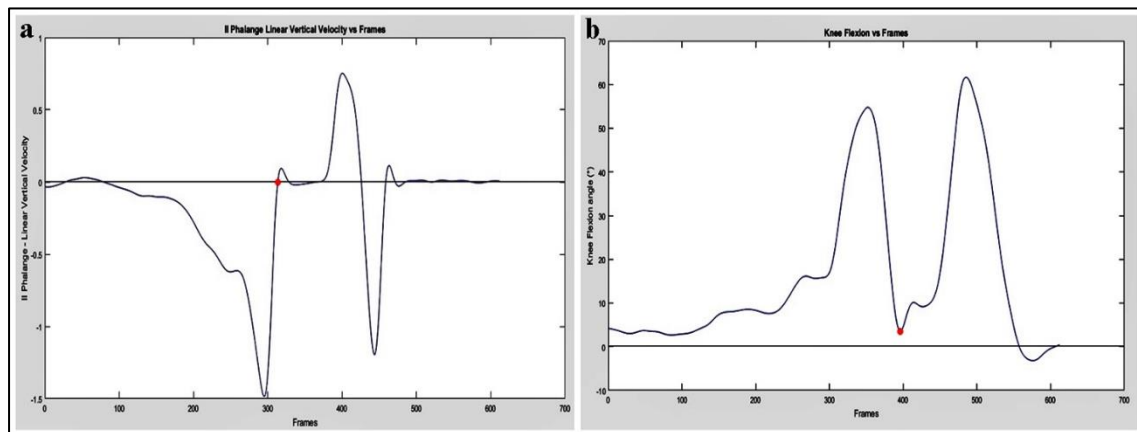


Figure 2 Graphics used to define the landing phase: a) II phalange linear velocity in sagittal plane vs frames graphic with the red point showing the initial contact instant; b) Knee flexion angle (sagittal plane) vs frames graphic with the red marker showing the toe-off instant.

2.6 Statistical Analysis

All statistical analyses were performed using the SPSS software version 19 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). Initially, the statistical distribution and homoscedasticity of the data were checked with the Shapiro-Wilk test and Levene's test, respectively. Pearson's

correlation coefficients were calculated to evaluate the association between the kinematic data and strength data. The alpha level was preset at 0.05.

3. RESULTS

The demographic data are shown in table 1.

Table 1 Demographic characteristics of the subjects

	n= 23 female athletes
Age (years)	22.9 ± 3.7
Height (cm)	163.9 ± 0.06
Body Mass (kg)	59.30 ± 8.43
Body Mass Index (kg/cm²)	21.84 ± 2.86
Sportive frequency (times/week)	4.73 ± 1.05
Practice time (months)	47.30 ± 66.49
Physical Activity Level (mets)	7557.74 ± 5735.18

The results of the correlation analysis among the strength data and the angles at initial contact are reported in Table 2. Greater hip extensor strength was found to be significantly associated with greater trunk flexion ($r=0.628$; $p=0.001$) at initial contact. No significant correlations were found among the strength data and the peak values of kinematic data during the landing phase, as shown in Table 3.

Table 2 Pearson correlation coefficients (r) and p-value (p) among hip extensor, hip abductor and lateral trunk strength and initial contact kinematic

Initial Contact Kinematic		Hip Extensors Strength	Hip Abductors Strength	Lateral Trunk Strength
Hip Flexion	r	0.094	---	---
	p	0.669	---	---
Hip Internal Rotation	r	0.019	-0.357	---
	p	0.930	0.103	---
Hip Abduction	r	0.211	0.301	0.12
	p	0.333	0.163	0.957
Knee Flexion	r	-0.098	---	---
	p	0.655	---	---
Knee Abduction	r	0.075	0.224	-0.129
	p	0.733	0.304	0.557
Trunk Flexion	r	0.628*	---	---
	p	0.001	---	---
Ipsilateral Trunk Lean	r	---	0.057	-0.226
	p	---	0.796	0.301

* Significant correlation

Table 3 Pearson correlation coefficients (r) and p-value (p) among hip extensor, hip abductor and lateral trunk strength and peak values of kinematic.

Peak values of kinematic		Hip Extensors Strength	Hip Abductors Strength	Lateral Trunk Strength
Hip Flexion	r	-0.14	---	---
	p	0.949	---	---
Hip Internal Rotation	r	-0.292	0.030	---
	p	0.176	0.892	---
Hip Abduction	r	-0.44	0.063	0.102
	p	0.842	0.774	0.643
Knee Flexion	r	0.78	---	---
	p	0.722	---	---
Knee Abduction	r	0.12	-0.002	-0.054
	p	0.955	0.992	0.805
Trunk Flexion	r	-0.136	---	---
	p	0.537	---	---
Ipsilateral Trunk Lean	r	---	-0.075	-0.274
	p	---	0.735	0.205

4. DISCUSSION

The most important result of this study was the positive correlation among the hip extensor strength with trunk flexion at the initial contact in female athletes. Although we did not find a correlation between hip extensor strength and the peak trunk flexion during the landing phase, for a better comprehension of these results, we correlated the trunk flexion at the initial contact with the peak trunk flexion during the landing phase and found a significant correlation between them ($r= 0.628$, $p= 0.007$). These results may indicate that women with lower trunk flexion at the initial contact tend to have a lower trunk flexion during the entire landing phase. Thus, having more strength in the hip extensor muscles can help increase trunk flexion during landing.

A common compensation for hip extensor muscle weakness is the extension of the trunk [32], and changes in trunk position during jumping-landing tasks can change knee joint loads [33]. Trunk extension during landing moves the ground reaction force resultant vector backward, increasing the knee external flexion moment and resulting in an increased knee extension force [33]. However, increased knee extension strength increases anterior tibiofemoral shear force [19] and patellofemoral stress [41], predisposing the woman to ACL injury and PFP. Kulas et al. [19] reported that trunk flexion minimized ACL deformation during squats, even in lower-knee flexion angles [19]. Alentorn-Geli et al. [1] in a large review study also concluded that a lower trunk flexion during landing increased the noncontact ACL injury risk in soccer players. Teng et al. [41] found that running with trunk extension significantly increased the knee internal extensor moment and patellofemoral stress. In addition, hip extensor muscle strength and the trunk position may influence the patellar tendon force. Recently, Scattone-Silva et al. [36] evaluated the effects of hip extensor strengthening and landing strategy modification training (greater trunk flexion) in a patient with patellar tendinopathy. After 8-week intervention and 6-months follow-up, the athlete was completely asymptomatic during

sports. This favorable clinical outcome was accompanied by an increase in peak trunk flexion, an increase in hip extensor moment, a decrease in knee extensor moment, and a 26% decrease in patellar tendon force during jump landing measured at 8 weeks. Thus, increased hip extensor strength and better trunk posture (greater flexion) during landing may be important strategies in preventing and rehabilitating ACL injury, PFP, and patellar tendinopathy.

Contrary to the initial hypothesis, no correlation occurred among the hip abductor and hip extensor muscle strength with the trunk, hip, and knee kinematics in transverse and frontal planes. However, excessive movement of these joints in these planes has been related to some knee injuries. An excessive ipsilateral trunk lean [28, 26], hip adduction and internal rotation [28, 26, 39], and knee abduction [28, 26] were observed in PFP subjects. This has been related to increased patellofemoral stress [34, 35]. In addition, dynamic knee valgus (movement composed of hip adduction and internal rotation and knee abduction [44]) was found to be a predictor of ACL injury [17] and second ACL injury in patients with ACL reconstruction [31]. Considering that in a sample of healthy female recreational athletes our results differ from these studies it is possible that the occurrence of these alterations related to hip or trunk weakness are so damaging that this correlation occurs only in injured individuals. In this way, future research investigating these relationships in injured female athletes are needed for a better comprehension of this factors.

Beyond muscle weakness, muscle activation deficit may be involved in lower limb poor dynamic control and, consequently, excessive movement of the hip and knee in the transverse and frontal planes. Nakagawa et al. [26] stated that subjects with PFP presented greater ipsilateral trunk lean, hip adduction, and knee abduction associated with lower gluteus medius activation during stepping maneuver. Similarly, Nakagawa et al.

[28] found that women with PFP showed greater hip internal rotation and lower gluteus medius activation during single-leg squat than healthy women. Thus, future research is needed to verify whether a relationship exists among trunk and hip muscle activation and trunk and lower-limb kinematics during jumping-landing tasks.

The authors acknowledge some limitations in this study. The isometric strength of only the trunk and hip was evaluated. However, during a jumping-landing task, the hip and trunk muscles act eccentrically to control trunk, pelvis, and lower limb movements. Further research is required to evaluate whether a relationship exists among hip and trunk eccentric strength with three-dimensional trunk and lower-limb kinematics during a jump-landing task.

5. CONCLUSION

Hip extensor strength was positively correlated with trunk flexion at initial contact in female recreational athletes. In addition, a positive correlation was found among trunk flexion at initial contact and the peak trunk flexion during the landing phase. Considering that the greater trunk flexion is related to lower ACL load, patellofemoral stress, and patellar tendon force in this population, hip extensor muscle strengthening may be important in the prevention and rehabilitation of ACL injury, PFP, and patellar tendinopathy.

6. REFERENCES

1. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009 17(7):705-29
2. Almeida GP, Carvalho E Silva AP, França FJ, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP (2015) Does anterior knee pain severity and function relate to the frontal plane projection angle and trunk and hip strength in women with patellofemoral pain? *J Body Mov Ther* 19(3):558-64.
3. Almeida GP, Silva AP, França FJ, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP (2016) Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 29(2):259-266
4. Bell AL, Pederson DR, Brand RA (1990) A comparison of the accuracy of several hip joint center location prediction methods. *J Biomech* 23:617–621
5. Blackburn JT, Padua DA (2009) Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity *J Athl Train.*; 44(2):174–179
6. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL (2008) Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 38:12-18
7. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL (2010) Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 20(1): 142-147.
8. Boling M, Padua D (2013) Relationship between hip strength and trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task in individuals with patellofemoral pain. *Int J Sports Phys Ther* 8(5):661-9
9. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A (2010) Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports* 20(5):725–30
10. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE (2003) International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc* 35(8):1381–1395
11. Fellin RE, Rose WC, Royer TD, Davis IS (2010) Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport* 13(6):646–50.

12. Ford KR, Myer GD, Hewett TE (2003) Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc* 35(10):1745-1750
13. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Vianello RM, Seiwert SL, Hewett TE (2006) A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech* 21(1):33–40
14. Gatsonis C, Sampson AR (1989) Multiple correlation: exact power and sample size calculations. *Psychol Bull* 106(3):516-24
15. Griffin LY (2001) American Academy of Orthopaedic Surgeons. Prevention of Noncontact ACL Injuries. Rosemont, III: American Academy of Orthopaedic Surgeons
16. Hertel J, Williams NI, Olmsted-Kramer LC, Leidy HJ, Putukian M (2006) Neuromuscular performance and knee laxity do not change across the menstrual cycle in female athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14(9):817–822
17. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, Mclean SG, Van Den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P (2005) Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes. A Prospective Study. *Am J Sports Med* 33(4):492-501
18. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM (2003) Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 33(11):671–676.
19. Kulas AS, Hortobágyi T, DeVita P (2012) Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin Biomech* 27(1):16-21
20. Lessi GC, Dos Santos AF, Batista LF, de Oliveira GC, Serrão FV (2016) Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. *J Electromyogr Kinesiol.* 9;32:9-14
21. Lessi GC, Serrão FV (2015) Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and lower limb muscle activity during single-leg landing after anterior cruciate ligament reconstruction *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* Doi:10.1007/s00167-015-3762-x
22. Lyons K, Perry J, Gronley JK, Barnes L, Antonelli D (1983) Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. *Phys Ther* 63:1597-1605
23. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL (1995) Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 13(6):930–5
24. McGill SM, Childs A, Liebenson C (1999) Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 80(8):941-944

25. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, Divine JG, Hewett TE (2010) The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech* 25(7):700-7
26. Nakagawa TH, Maciel CD, Moriya ETU, Serrao FV (2012 Sept) Frontal Plane Biomechanics in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain. *Med Sci Sports Exer* 44(9):1747-1755
27. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV (2014) Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther* 20(1):189-193
28. Nakagawa TH, Moriya ETU, Maciel CD, Serrão FV (2012 jun) Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 42(6):491-501
29. Neumann DA (2002) *Kinesiology of the Musculoskeletal System* St Louis, MO: Mosby Inc.
30. Pardini R, Araújo T, Matsudo V, Andrade E, Braggion G (2001) Validação do questionário internacional de nível de atividade física (IPAQ- versão 6): estudo piloto em adultos jovens brasileiros. *Rev Bras Ciên Mov* 9(3): 45–51
31. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, Hewett TE (2010) Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med* 38(10): 1968-1978
32. Perry J (1992) *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: Slack Inc
33. Powers CM (2010) The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 40(2):42–51
34. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG (2003) Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 33(11):677-85
35. Salsich GB, Perman WH (2007) Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *Orthop Sports Phys Ther* 37(9):521-8
36. Scattone Silva R, Ferreira ALG, Nakagawa TH, Santos JEM, Serrão FV (2015) Rehabilitation of Patellar Tendinopathy Using Hip Extensor Strengthening and Landing-strategy Modification: Case Report With 6-Month Follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther* 45(11):899–909

37. Scattone Silva R, Nakagawa TH, Ferreira AL, Garcia LC, Santos JE, Serrão FV (2016) Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. *Phys Ther Sport* 20:19-25
38. Shimokochi Y, Shultz SJ (2008) Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train* 43(4):396-408
39. Souza RB, Powers CM (2009) Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 39(1):12–9.
40. Stickler L, Finley M, Gulgin H (2015) Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phy Ther Sport* 66-71
41. Teng HL, Powers CM (2014) Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther* 44(10):785-92
42. Teng HL, Powers CM (2016) Hip-Extensor Strength, Trunk Posture, and Use of the Knee-Extensor Muscles During Running. *J Athl Train* 51(7):519-24
43. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D’Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I (2002) 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* 35:543–548
44. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE (2005) Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35(5):292-9

**APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E
ESCLARECIDO**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA - PPGFT
Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia – LAIOT
Rod. Washington Luiz, Km 235, São Carlos – SP – Brasil
Tel: (16) 3351-8754/ (16) 3306-6575
e-mail: fserrao@ufscar.br

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Resolução 466/2012 do CNS)

Você está sendo convidada a participar da pesquisa **“Relação entre a força dos músculos do tronco dos músculos abdutores do quadril e a biomecânica do tronco e joelho no plano frontal em mulheres com e sem reconstrução do ligamento cruzado anterior”**. Você está sendo convidada por ser uma atleta recreacional com idade entre 18 e 35 anos. Sua participação é voluntária e a qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. A sua recusa não trará nenhum prejuízo na sua relação com o pesquisador ou com a instituição que forneceu os dados.

Responsáveis pelo projeto:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão – Orientador e coordenador do projeto

Adalberto Felipe Martinez – Mestrando (programa de pós-graduação em Fisioterapia)

Os objetivos deste estudo são: avaliar a força dos músculos do quadril, a força dos músculos do tronco e os movimentos do tronco e do joelho durante a aterrissagem de um salto em pessoas que realizaram a reconstrução do ligamento cruzado anterior e pessoas saudáveis para avaliar se existe relação entre a força desses músculos e os movimentos avaliados.

- a. Caso aceite participar deste estudo, inicialmente você realizará uma avaliação física e responderá a um questionário para ser incluída ou não no estudo
- b. Caso sendo selecionada para o estudo você realizará duas avaliações sendo uma avaliação de força dos músculos do tronco e do quadril que consiste em realizar movimentos contra um aparelho chamado dinamômetro manual e uma avaliação cinemática (avaliação dos movimentos) do joelho e do tronco durante uma tarefa de aterrissagem unipodal (uma perna só) onde você aterrissará de uma caixa de 31cm e ao tocar o chão realizará um salto.
- c. Essas avaliações nos permitirão compreender melhor os mecanismos que podem influenciar nas lesões do ligamento cruzado anterior de mulheres podendo auxiliar na prevenção e no tratamento desta lesão assim como servir de base para novos estudos.
- d. Seus dados serão tratados de forma anônima e confidencial, ou seja, em nenhum momento será divulgado seu nome em qualquer fase do estudo a menos que você manifeste por escrito uma

autorização para este procedimento. Os dados coletados poderão ter seus resultados divulgados em eventos, revistas e/ou trabalhos científicos.

- e. Não haverá nenhuma forma de remuneração pela participação no experimento e os dados obtidos serão de propriedade exclusiva dos pesquisadores podendo estes serem divulgados de qualquer forma a critério dos mesmos.
- f. A participação neste projeto envolve riscos mínimos de lesões. Entretanto, as avaliações poderão ou não acarretar dores musculares de pequena intensidade se assemelhando a dores de prática inicial de exercícios de força tendo condições de serem bem suportadas. Você participará das avaliações de acordo com seus limites físicos e sua percepção de esforço será respeitada pelos pesquisadores.
- g. Sua participação envolve riscos mínimos de lesões. Mesmo assim, no caso de ocorrerem riscos não previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelos primeiros socorros ou qualquer tipo de avaliação fisioterapêutica como resultado de dano físico. Se constatados danos de maior gravidade, os pesquisadores se responsabilizam em acompanhá-la até a um médico para realização de um tratamento adequado.
- h. Havendo qualquer questionamento neste momento ou futuramente os pesquisadores estarão à disposição para auxiliar. Pergunte-nos por favor.

DECLARO QUE ENTENDI OS OBJETIVOS, RISCOS E BENEFÍCIOS DE MINHA PARTICIPAÇÃO NA PESQUISA E CONCORDO EM PARTICIPAR

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8028. Endereço eletrônico: cephumanos@ufscar.br

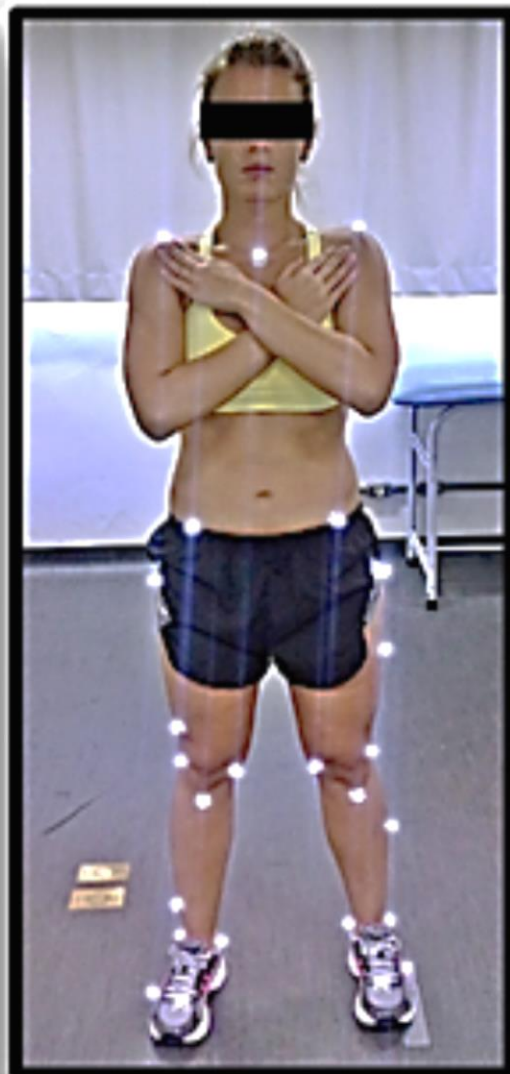
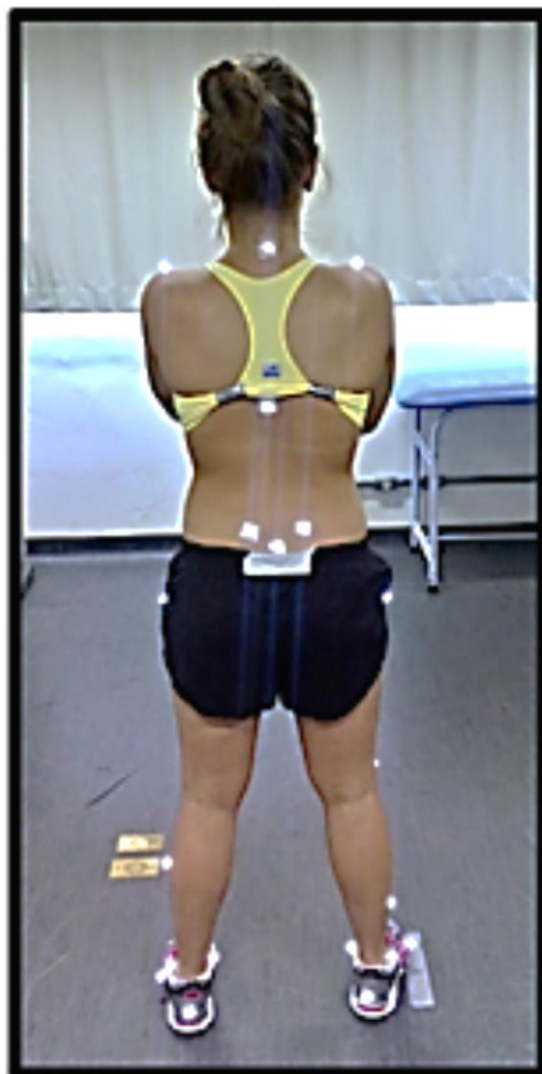
São Carlos, ____ de _____ de 2016

Assinatura da Voluntária

Responsável:

Adalberto Felipe Martinez
Discente do PPGF1
CREFITO3 - 53565 -LTF

APÊNDICE B – GUIA PARA COLOCAÇÃO DE MARCADORES



- jugular notch
- seventh cervical vertebra spinous process (C7)
- tenth thoracic vertebra spinous process (T10)
- both acromion
- anterior superior iliac spine and posterior superior iliac spine bilaterally
- first sacral (S1)
- both greater trochanter

- anterolateral of the thigh (on both thighs but at different heights)
- both medial and lateral femoral condyles
- both tibial tuberosity
- anterolateral of the leg (on both legs but at different heights)
- both medial and lateral malleolus
- both second metatarsal heads
- ~~both calcaneus~~
- both lateral side of foot (on both feet but at different distances).

ANEXO A – COMPROVANTE DE SUBMISSÃO DO MANUSCRITO

Submissions Being Processed for Author Fábio Viadanna Serrão, P.T., Ph.D.

Page: 1 of 1 (1 total submissions) Display 10 results per page.

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status
View Submission View Reference Checking Results	KSST-D-17-00065	Relationship of hip and trunk strength with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task	20-01-2017	20-01-2017	Submitted to Journal

Page: 1 of 1 (1 total submissions) Display 10 results per page.

KSST-D-17-00065 - Submission Notification to co-author

Editorial Office <em@editorialmanager.com>
 Responder a: Editorial Office <kssta@esska.org>
 Para: Adalberto Felipe Martinez <afmartinez.fisio@gmail.com>

20 de janeiro de 2017 15:12

Re: "Relationship of hip and trunk strength with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task"

Full author list: Adalberto Felipe Martinez, P.T.; Giovanna Camparis Lessi, P.T., Ph.D.; Cristiano Carvalho, P.T.; Fábio Viadanna Serrão, P.T., Ph.D.

Dear Mr. Martinez,

We have received the submission entitled: "Relationship of hip and trunk strength with three-dimensional trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task" for possible publication in Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, and you are listed as one of the co-authors.

The manuscript has been submitted to the journal by Dr. Mr. Fábio Viadanna Serrão who will be able to track the status of the paper through his/her login.

If you have any objections, please contact the editorial office as soon as possible. If we do not hear back from you, we will assume you agree with your co-authorship.

Thank you very much.

With kind regards,

Springer Journals Editorial Office
 Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy

**ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIAL DO COMITÊ DE
ÉTICA E PESQUISA**

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: RELAÇÃO ENTRE A FORÇA DOS MÚSCULOS DO TRONCO E DOS MÚSCULOS ABDUTORES DO QUADRIL E A BIOMECÂNICA DO TRONCO E JOELHO NO PLANO FRONTAL EM MULHERES COM E SEM RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Pesquisador: Adalberto Felipe Martínez

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 53756916.2.0000.5504

Instituição Proponente: Departamento de Fisioterapia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.460.349

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo transversal em mulheres saudáveis e com reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior que será realizado no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia do Departamento de Fisioterapia da UFSCar com objetivo de avaliar a relação entre a força isométrica máxima abdução do quadril e dos músculos que controlam a inclinação ipsilateral do tronco com a posição do tronco e do joelho no plano frontal durante a aterrissagem de um salto unipodal (Single Leg Drop Vertical Jump). Serão incluídas neste projeto mulheres com idade entre 18 e 35 e que sejam atletas recreacionais (praticarem atividades físicas ao menos 3 vezes por semana). Elas serão separadas em dois grupos sendo um grupo de mulheres com reconstrução do ligamento cruzado anterior (GLCA) e um grupo controle (GC) com os seguintes critérios de inclusão para cada grupo: Grupo LCA: ter sofrido lesão unilateral do LCA por um mecanismo sem contato direto e ter realizado a reconstrução cirúrgica há no mínimo 12 meses, com enxerto dos tendões flexores; ter realizado reabilitação após a cirurgia, com alta médica e fisioterapêutica; ter retornado à prática de atividade esportiva; lesão isolada do LCA, sem grandes lesões meniscais ou condrais; sem história de lesões

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Telefone: (16)3351-9883

Município: SAO CARLOS

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br

Continuação do Parecer: 1.460.349

no membro inferior contralateral ou coluna lombar nos últimos 12 meses. Grupo Controle: mulheres pareadas ao GLCA em idade, altura, massa corporal e nível de atividade física (verificado pelo questionário internacional de atividade física- IPAQ). Tem como desfecho primário contribuir para melhor compreensão dos mecanismos envolvidos na ocorrência e recorrência das lesões do ligamento cruzado anterior em mulheres atletas dando maior qualidade aos tratamentos e a prevenção deste tipo de lesão. A relação das variáveis de força e cinemáticas darão suporte para o treinamento de fortalecimento e correção de padrões de movimento inadequados afim de se prevenir as lesões na população.

Objetivo da Pesquisa:

O projeto de pesquisa tem como Objetivo Primário "Avaliar a relação entre a força isométrica máxima abduutora do quadril e dos músculos que controlam a inclinação ipsilateral do tronco com a posição do tronco e do joelho no plano frontal durante a aterrissagem de um salto unipodal (Single Leg Drop Vertical Jump), em mulheres saudáveis e com reconstrução do LCA. O objetivo Secundário será " Comparar a força isométrica máxima abduutora do quadril e dos músculos que controlam a inclinação ipsilateral do tronco, os ângulos de inclinação ipsilateral do tronco e de abdução do joelho no contato inicial com o solo, e os picos de inclinação ipsilateral do tronco e de abdução do joelho, entre mulheres saudáveis e com reconstrução do LCA. Os ângulos no contato inicial com o solo e os picos de inclinação ipsilateral do tronco e de abdução do joelho serão calculados durante a fase de aterrissagem de um salto unipodal (Single Leg Drop Vertical Jump); - Avaliar a relação entre a força

isométrica máxima abduutora do quadril e dos músculos que controlam a inclinação ipsilateral do tronco com os ângulos de inclinação ipsilateral do tronco e de abdução do joelho no contato inicial com o solo, em mulheres saudáveis e com reconstrução do LCA. Os ângulos no contato inicial com o solo serão calculados durante um salto unipodal (Single Leg Drop Vertical Jump).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

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

Em relação aos benefícios relata que "Os participantes passarão por uma avaliação fisioterapêutica além dos testes propostos no projeto. Após a finalização da coleta de dados todas as voluntárias receberão por escrito um relatório com seus resultados, destacando alterações que possam ocasionar riscos futuros à voluntária assim

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SÃO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

Continuação do Parecer: 1.460.349

como instruções caso sejam encontrados padrões de movimentos que possam ocasionar lesões ou riscos para estas. Os resultados desse estudo, caso confirmem-se nossas hipóteses, servirão para direcionar com maior eficácia a prevenção e os tratamentos aos atletas e pacientes que sofreram uma ruptura do ligamento cruzado anterior de forma que se evite a ocorrência ou recorrência da mesma.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto de pesquisa possui relevância à área em questão. O cronograma aponta início da pesquisa em 10 de março de 2016, entretanto descreve que a data poderá ser adiada para após o parecer final do comitê de ética.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A folha de rosto foi anexada e assinada corretamente. Foi apresentado TCLE e está de acordo com a Resolução CNS 466/2012.

Recomendações:

Nada a declarar.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) em Seres Humanos recomenda que os pesquisadores responsáveis consultem as normas do CEP e a resolução nº 466 de 2012, disponíveis na página da Plataforma Brasil em caso de dúvidas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_656633.pdf	03/02/2016 15:42:29		Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_CEP.pdf	03/02/2016 15:41:01	Adalberto Felipe Martinez	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Mestrado_Comite_de_Etica.pdf	02/02/2016 16:05:14	Adalberto Felipe Martinez	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Adalberto.pdf	02/02/2016 14:09:22	Adalberto Felipe Martinez	Aceito

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

Continuação do Parecer: 1.460.349

Outros	Questionario_de_atividade_fisica_IPAQ.pdf	02/02/2016 13:57:13	Adalberto Felipe Martinez	Aceito
--------	---	------------------------	------------------------------	--------

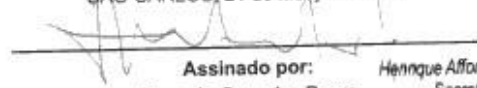
Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SÃO CARLOS, 21 de Março de 2016



Assinado por:
Ricardo Carneiro Borra
(Coordenador)

Henrique Alfonso de André Sobrinho
Secretário Executivo
ProPq/UFSCar

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Município: SÃO CARLOS

CEP: 13.565-905

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br