



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

INFLUÊNCIA DO VARISMO DE ANTEPÉ NA CINEMÁTICA DO QUADRIL E JOELHO E NO TORQUE EXCÊNTRICO DOS MÚSCULOS DO QUADRIL DE INDIVÍDUOS JOVENS

RODRIGO SCATTONE DA SILVA

São Carlos

2012



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

INFLUÊNCIA DO VARISMO DE ANTEPÉ NA CINEMÁTICA DO QUADRIL E JOELHO E NO TORQUE EXCÊNTRICO DOS MÚSCULOS DO QUADRIL DE INDIVÍDUOS JOVENS

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

Discente: Rodrigo Scattone da Silva

Orientador: Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

São Carlos

2012

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

S586iv

Silva, Rodrigo Scattone da.

Influência do varismo de antepé na cinemática do quadril e joelho e no torque excêntrico dos músculos do quadril de indivíduos jovens / Rodrigo Scattone da Silva. -- São Carlos : UFSCar, 2012.

123 f.

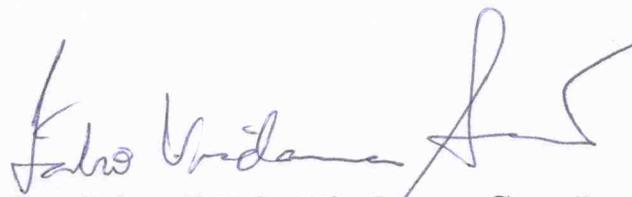
Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2012.

1. Fisioterapia. 2. Hiperpronação. 3. Articulação talocalcânea. 4. Dor femoropatelar. 5. Varismo de antepé. I. Título.

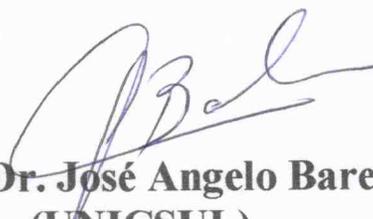
CDD: 615.82 (20^a)

Membros da banca examinadora para defesa de dissertação de mestrado de RODRIGO SCATTONE DA SILVA, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, em 24 de Fevereiro de 2012

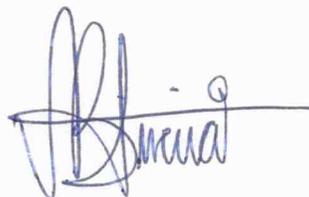
Banca Examinadora:



**Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
(UFSCar)**



**Prof. Dr. José Angelo Barela
(UNICSUL)**



**Prof.^a Dr.^a Ana Beatriz de Oliveira
(UFSCar)**

Dedico essa dissertação aos meus queridos pais, Zezinho e Ana Maria, pessoas corajosas, batalhadoras e corretas, que me ensinaram, através de exemplo, o que significa ter caráter e o que significa apoiar e amar incondicionalmente

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, a seguir, às pessoas que me auxiliaram nesse período, desde o início do Mestrado até a sua conclusão, e às pessoas que, à sua maneira, contribuíram para que eu me tornasse a pessoa que sou hoje.

*Agradeço ao **Prof. Fábio Serrão**, por ter me aceitado como seu aluno, pela orientação, desde o período da graduação até agora, pela ajuda em todas as fases do projeto e pela confiança depositada em meu trabalho. Muito obrigado pelos ensinamentos e pela amizade.*

*Agradeço ao **Prof. José Angelo Barela** e à **Prof^a Ana Beatriz de Oliveira**, por terem aceitado prontamente fazer parte da minha banca de Mestrado, desde a qualificação até a defesa. Agradeço muito pelas considerações e por toda a contribuição de vocês para o enriquecimento do meu trabalho.*

*Agradeço ao **Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca**, ao **Prof. Rubens Corrêa Araujo**, ao **Prof. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro** e à **Prof^a. Paula Hentschel Lobo da Costa**, por terem aceitado compor a banca e pelas considerações muito pertinentes feitas no período de qualificação do Mestrado, que muito contribuíram para a finalização do trabalho.*

*Agradeço aos demais **Professores do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da UFSCar**, pela contribuição para meu crescimento profissional e à **Kelly Legoro**, assistente administrativa da PPG-FT, por toda a ajuda com as questões burocráticas nesse período.*

*Agradeço à minha querida **Iolanda**, pela habilidade incomparável no preparo do café que me manteve acordado apesar das noites mal dormidas.*

*Agradeço ao meu companheiro de laboratório e colega ministrante de cursos, **Rodrigo de Marche Baldon**, pela amizade e companheirismo desde que nos conhecemos, quando entrei no laboratório.*

*Agradeço aos queridos colegas de pós-graduação do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), **Giovanna Camparis Lessi, Rafaela Soares de Farias, Theresa Helissa Nakagawa e Daniel Ferreira Moreira Lobato**, pela troca de conhecimentos, pelo auxílio em inúmeras coletas e pela amizade nesses anos de convivência.*

*Agradeço às alunas de iniciação científica, **Ana Luisa Granado Ferreira e Lívia Maria Veronese**, pela grande ajuda em todas as coletas nesse período de Mestrado e pela dedicação com relação aos projetos. Agradeço também ao **Daniel Pelosi** pela ajuda no recrutamento dos voluntários.*

*Agradeço aos meus colegas da Turma de 2005 de Fisioterapia da UFSCar que me acompanharam na pós-graduação, **Vanessa Santos Pereira, Fernando ‘José’ Vasilceac, Thaís Aurichio, Sílvia Pavão, Juliano Arcuri, Cristina Francisco, Anderson dos Santos e Nancy Takara**, e aos outros que não vejo mais com tanta frequência, mas que fico feliz por terem feito parte da minha vida. Agradeço pela amizade e companheirismo em todos esses anos.*

*Agradeço aos demais colegas do LAIOT, **Ana Flávia, Andréa, Érika, Leonardo e Natan** e aos colegas dos laboratórios vizinhos, **Cristiane, Luciana, Roberta, Fabiana, Cleber, Maré, Gisele, Paula Serrão** dentre muitos outros, pela convivência nesse período de Mestrado.*

*Agradeço à minha querida amiga **Lívia Cocato Luiz**, por uma verdadeira amizade que nenhum de nós sabe ao certo como ou por que começou, mas que fico feliz que não tenha terminado com o final da graduação. Agradeço por ter sua amizade, ainda tão forte apesar da distância.*

*Agradeço aos meus queridos pais, **Ana Maria** e **José**, por me ensinarem a viver, pelo amor e apoio incondicionais, pela ajuda em todas as horas e pelos sacrifícios feitos para que eu pudesse chegar até aqui.*

*Agradeço a todos os meus Professores que me guiaram através das artes marciais, em especial o **Sifu Francisco José D'Urbano**, pelos mais de 10 anos de ensinamentos e amizade. Agradeço pela estrutura e disciplina que me moldaram na pessoa que me tornei.*

*Agradeço aos colegas de treino, **José Vagner Seródio** e **Marcel de Albuquerque Barros**, dentre muitos outros, pelas incontáveis horas que passamos juntos buscando aperfeiçoamento pessoal através da arte marcial.*

*Agradeço a meu primo e amigo, **Edmilson Scattone Valli**, por uma amizade de 25 anos que não se altera apesar da distância e dos caminhos diferentes que seguimos.*

*Agradeço aos demais membros da minha família e amigos da cidade de Jundiaí, **Mirella**, **Messias**, **Daiane**, **Sueli** e família, **Vinícius**, **Aninha**, dentre muitos outros, por todo o apoio e amizade.*

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

“Anyone can give up. It’s the easiest thing in the world to do. But to hold it together, when everyone else would understand if you fell apart, that’s true strength”.

Autor Desconhecido

LISTA DE TABELAS

MANUSCRITO 1

Página

Tabela 1. Características demográficas da amostra e dados do alinhamento dos pés 30

Tabela 2. Comparações inter-grupos para as variáveis cinemáticas durante o agachamento entre as mulheres 31

Tabela 3. Comparações inter-grupos para as variáveis cinemáticas durante o agachamento entre os homens 31

MANUSCRITO 2

Tabela 1. Características demográficas da amostra e dados do alinhamento dos pés 56

Tabela 2. Média do pico de torque excêntrico do quadril normalizado pela massa corporal das mulheres 57

Tabela 3. Média do pico de torque excêntrico do quadril normalizado pela massa corporal dos homens 57

LISTA DE FIGURAS

MANUSCRITO 2

	Página
Figura 1 – Posicionamento para a avaliação isocinética de adução/abdução do quadril	52
Figura 2 – Posicionamento para a avaliação isocinética de flexão/extensão do quadril	53
Figura 3 – Posicionamento para a avaliação isocinética de rotação medial/lateral do quadril	54

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	11
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	16
MANUSCRITO 1	
RESUMO	19
1. INTRODUÇÃO	20
2. METODOLOGIA	23
3. RESULTADOS	30
4. DISCUSSÃO	33
5. CONCLUSÃO	38
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39
MANUSCRITO 2	
RESUMO	43
1. INTRODUÇÃO	44
2. METODOLOGIA	48
3. RESULTADOS	56
4. DISCUSSÃO	59
5. CONCLUSÃO	64
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	68
ATIVIDADES REALIZADAS DURANTE O MESTRADO	70
APÊNDICE A	72
APÊNDICE B	80
APÊNDICE C	103
ANEXO.....	123

CONTEXTUALIZAÇÃO

Acredita-se que alterações na mecânica do pé durante a fase de apoio da marcha podem afetar o alinhamento dinâmico do membro inferior e predispor à ocorrência de lesões não-traumáticas em articulações proximais, como o joelho e o quadril (TIBERIO, 1988; FONSECA *et al.*, 2007). Varismo de antepé (VA) é uma deformidade do pé onde se observa elevação medial da cabeça dos metatarsos no plano frontal de modo que o antepé fica em uma posição de inversão em relação ao retropé quando a articulação subtalar é mantida em posição neutra (ROOT *et al.*, 1977). Acredita-se que esse mau-alinhamento tenha origem embrionária, com falha no colo do tálus em rodar completamente a partir de sua posição fetal, processo que é completado durante a infância (GROSS *et al.*, 2007). Sugere-se que o VA induza a um aumento na pronação (hiperpronação) das articulações subtalar e mediotarsal durante a fase de apoio da marcha, para permitir que o pé se adapte ao solo (ALONSO-VÁZQUEZ *et al.*, 2009), de forma que essa alteração de alinhamento dos pés pode apresentar importante relevância clínica.

O pé desempenha funções importantes na marcha humana. Durante a fase de apoio da marcha, logo após o toque do calcanhar no solo, ocorre um movimento de pronação da articulação subtalar, para que a congruência dos ossos do pé seja reduzida e o pé se torne uma estrutura flexível para se adaptar às diferentes superfícies do solo (HAMILL & KNUTZEN, 2009). Considerando-se que o eixo de movimento da articulação subtalar é oblíquo, os movimentos que ocorrem nessa articulação são triplanares (ROCKAR, 1995). A pronação subtalar envolve os movimentos de eversão do

calcâneo e flexão plantar e adução (rotação medial) do tálus (ROCKAR, 1995). Uma vez que o tálus encontra-se firmemente estabilizado pela pinça maleolar, existe uma interrelação obrigatória entre os movimentos de pronação e supinação subtalar com movimentos de rotação medial e rotação lateral da tíbia, respectivamente, em atividades em cadeia cinética fechada (ROCKAR, 1995; SOUZA *et al.*, 2010). Uma vez que, para que a extensão do joelho possa ocorrer, é necessário que a tíbia encontre-se em rotação lateral em relação ao fêmur (mecanismo de aparafusamento tibiofemoral), o fêmur também realiza um movimento de rotação medial na fase de apoio médio da marcha (HAMILL & KNUTZEN, 2009). Logo após a fase de apoio médio, observa-se um movimento de rotação lateral do fêmur, seguido por uma rotação lateral da tíbia e, conseqüentemente, uma supinação da articulação subtalar, de maneira que a congruência dos ossos do pé aumenta, e o pé se torna uma estrutura rígida para servir de alavanca para a fase de impulsão da marcha (HAMILL & KNUTZEN, 2009).

Acredita-se que disfunções na interação desses diferentes segmentos possam resultar em lesões ortopédicas. Algumas teorias foram estabelecidas propondo que a hiperpronação subtalar resultaria em um movimento excessivo de rotação medial do membro inferior em atividades com suporte do peso corporal, dessa forma, influenciando toda a cadeia cinética (TIBERIO, 1987; TIBERIO, 1988; BIRD & PAYNE, 1999; FONSECA *et al.*, 2007). Segundo essas teorias, a hiperpronação subtalar resultaria na ocorrência de uma maior rotação medial da tíbia e do fêmur em atividades como a marcha, e acredita-se que esse maior movimento no plano transversal ocorrendo no membro inferior poderia apresentar implicações clínicas significativas para as articulações do joelho (TIBERIO, 1987; POWERS, 2003), quadril (GROSS *et al.*, 2007)

e do complexo lombo-pélvico (TIBERIO, 1988; BIRD & PAYNE, 1999; FONSECA *et al.*, 2007). Sugere-se que os movimentos rotatórios aumentados no membro inferior em decorrência da hiperpronação subtalar aumentem a sobrecarga sobre as articulações proximais (GROSS *et al.*, 2007), diretamente influenciado a mecânica das mesmas, o que poderia resultar em lesões por micro-trauma repetitivo (TIBERIO 1988; FONSECA *et al.*, 2007).

Apesar de existirem inúmeras suposições teóricas sugerindo um efeito significativo da hiperpronação subtalar em segmentos proximais do membro inferior, poucos estudos foram realizados, até a presente data, para comprovar a ocorrência desses efeitos. Foi demonstrado recentemente que a indução de hiperpronação subtalar em indivíduos com alinhamento normal do pé resulta em aumento na rotação medial da tíbia e do fêmur na postura ortostática bipodal (KHAMIS & YIZHAR, 2007) e na rotação medial do fêmur na postura ortostática unipodal (TATEUCHI *et al.*, 2011). Em avaliações dinâmicas, foi verificado que a indução de hiperpronação subtalar em indivíduos com alinhamento normal do pé resulta em aumento na rotação medial da tíbia e fêmur durante a marcha (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009). Porém, não foi verificada diferença quanto à rotação da tíbia durante a corrida em sujeitos com hiperpronação subtalar quando comparados com sujeitos com alinhamento normal do pé (MCCLAY & MANAL, 1998), de forma que as repercussões da hiperpronação subtalar nos padrões de movimento de articulações proximais do membro inferior ainda não estão bem estabelecidas.

Considerando-se que a hiperpronação subtalar resulte em movimentos rotatórios aumentados no membro inferior em atividades em cadeia cinética fechada, é possível que

esta alteração de alinhamento dos pés presente, também, uma influência sobre a geração de torque dos músculos do membro inferior. Tem sido demonstrado que a hiperpronação subtalar influencia a capacidade de geração de torque da articulação do tornozelo (SNOOK, 2001), mas não existem na literatura, até a presente data, estudos que tenham avaliado a capacidade de geração de torque da articulação do quadril de sujeitos que apresentem hiperpronação subtalar. É possível que indivíduos com hiperpronação subtalar apresentem redução na força dos músculos do quadril, em especial dos rotadores laterais, para permitir a ocorrência desse movimento rotacional excessivo e para permitir a extensão do joelho na fase de apoio da marcha, mas essa relação não foi feita até o presente momento.

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é a principal disfunção por sobrecarga vista em centros de reabilitação ortopédica em indivíduos jovens (TAUNTON *et al.*, 2002). É caracterizada por dor retropatelar ou peripatelar difusa associada com atividades que aumentam a carga sobre a articulação femoropatelar, como subida de degraus e agachamentos (FULKERSON, 2002). Dentre os vários fatores contribuintes em potencial para essa lesão, destacam-se os déficits de força no quadríceps e isquiotibiais (BOLING *et al.*, 2009), os déficits de força nos músculos do quadril (PRINS & VAN DER WURFF, 2009) e as alterações nos padrões de movimento do membro inferior em cadeia cinética fechada (POWERS, 2010). Ressalta-se, ainda, que a hiperpronação subtalar também tem sido sugerida como um potencial fator relacionado à SDFP (TIBERIO, 1987; POWERS, 2003) e evidências recentes vêm confirmando essa correlação (BOLING *et al.*, 2009; BARTON *et al.*, 2010). Tem sido observado que existe uma relação entre o VA e a SDFP em indivíduos jovens (LUN *et al.*, 2004) e a hiperpronação subtalar foi, recentemente,

estabelecida como fator de risco para o desenvolvimento da SDFP (BOLING *et al.*, 2009), de maneira que essas alterações de alinhamento nos pés podem apresentar um papel relevante na origem e perpetuação dessa disfunção.

Adolescentes apresentam uma alta incidência de lesões não-traumáticas na articulação do joelho, com 25% dos indivíduos dessa população apresentando dor nessa articulação (MØLGAARD *et al.*, 2011). Além disso, foi observado, recentemente, que adolescentes com SDFP apresentam maior pronação da articulação subtalar quando comparados com adolescentes sem dor no joelho (MØLGAARD *et al.*, 2011). Tem sido demonstrado que uma idade avançada e uma longa duração de sintomas são fatores que estão associados com menor chance de sucesso na reabilitação de pacientes com SDFP (COLLINS *et al.*, 2010), portanto, a identificação precoce de alterações biomecânicas em indivíduos jovens, associadas a alterações de alinhamento dos pés, é importante para que condutas de intervenção e prevenção sejam estabelecidas.

Apesar das evidências da influência das alterações nos pés produzirem compensações proximais significativas no membro inferior, até a presente data, pouca atenção tem sido voltada para se avaliar o impacto que as alterações de alinhamento dos pés produzem nos padrões de movimento do membro inferior em atividades dinâmicas e na capacidade de geração de torque da articulação do quadril de indivíduos jovens. A identificação de alterações significativas em articulações proximais do membro inferior em indivíduos com VA pode permitir o estabelecimento de condutas de intervenção, como o uso de órteses plantares, para minimização dos efeitos dessa alteração de alinhamento na cadeia cinética e, possivelmente, prevenção de lesões nos membros inferiores e no complexo lombo-pélvico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALONSO-VÁZQUEZ, A. *et al.* Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. **Gait Posture**, v. 29, p. 214-219, 2009.

BARTON, C.J., *et al.* Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, p. 286-296, 2010.

BIRD, A.R.; PAYNE, C.B. Foot function and low back pain. **Foot**, v. 9, p. 175-180, 1999.

BOLING, M.C., *et al.* A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury cohort. **Am J Sports Med**, v. 37, p. 2108-2116, 2009.

COLLINS, N.J., *et al.* Predictors of short and long term outcome in patellofemoral pain syndrome: A prospective longitudinal study. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 19, p. 11-11. 2010.

FONSECA, S.T., *et al.* Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKI, J.E.; QUILLEN, W.S. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. p. 476-486.

FULKERSON, J.P. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **Am J Sports Med**, v. 30, p. 447-456, 2002.

GROSS, K.D., *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthr Rheum**, v. 56, p. 2993-2998, 2007.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Biomechanical basis of human movement**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2009.

KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Gait Posture**, v. 25 p. 127-134, 2007.

LAFORTUNE, M.A., *et al.* Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. **J Orthop Res**, v. 12, p. 412-420, 1994.

LUN, V., *et al.* Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **Br J Sports Med**, v. 38, p. 576-580, 2004.

MCCLAY, I.; MANAL, K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. **Clin Biomech**, v. 13, p. 195-203, 1998.

MØLGAARD, C.; RATHLEFF, M.S.; SIMONSEN, O. Patellofemoral pain syndrome and its association with hip, ankle, and foot function in 16-to18-year-old high school students. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 101, p. 215-222, 2011.

POWERS, C.M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, p. 639-646, 2003.

POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, p. 42-51, 2010.

PRINS, M.R.; VAN DER WURFF, P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. **Aust J Physiother**, v. 55, p. 9-15, 2009.

ROCKAR, P.A. The subtalar joint: anatomy and joint motion. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 21, p. 361-372, 1995.

ROOT, M.L.; ORIEN, W.P.; WEED, J.H. **Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics**. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp, 1977.

SNOOK, A.G. The relationship between excessive pronation as measured by navicular drop and isokinetic strength of the ankle musculature. **Foot Ankle Int**, v. 22, p. 234-240, 2001.

SOUZA, T.R., *et al.* Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 99, p. 503-511, 2009.

SOUZA, T.R., *et al.* Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech**, v. 25, p. 745-748, 2010.

TATEUCHI, H.; WADA, O.; ICHIHASHI, N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. **Hum Mov Sci**, v. 30, p. 566-573, 2011.

TAUNTON, J.E., *et al.* A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br J Sports Med**, v. 36, p. 95-101, 2002.

TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 9, p. 160-169, 1987.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Phys Ther**, v. 68, p. 1840-1849, 1988.

**INFLUÊNCIA DO VARISMO DE ANTEPÉ NA
CINEMÁTICA DO QUADRIL E JOELHO DE
INDIVÍDUOS JOVENS**

SCATTONE SILVA R, FERREIRA AL, VERONESE LM, MACIEL CD, SERRÃO FV.

The Influence of Varus Forefoot on Hip and Knee Kinematics in Young Subjects.

Manuscrito submetido ao periódico *Clinical Biomechanics*.

RESUMO

Alterações na mecânica do pé durante a fase de apoio da marcha podem afetar o alinhamento dinâmico do membro inferior e predispor à ocorrência de lesões no joelho e quadril. Acredita-se que o varismo do antepé (VA) seja uma das causas para a hiperpronação subtalar, e essa alteração de alinhamento vem sendo correlacionada com lesões nos membros inferiores. No entanto, as repercussões do VA nos movimentos de articulações proximais do membro inferior em atividades dinâmicas ainda não são conhecidas. Assim, esse estudo teve como objetivo comparar os padrões de movimento do joelho e quadril de adolescentes de ambos os sexos, com e sem VA, durante uma tarefa dinâmica. Foram recrutados 46 indivíduos sedentários e saudáveis divididos em 4 grupos: Grupo de homens com VA compensado (GHV, n=11), grupo de homens com antepé alinhado (GHA, n=11), grupo de mulheres com VA compensado (GMV, n=12), grupo de mulheres com antepé alinhado (GMA, n=12). A cinemática tridimensional foi avaliada utilizando-se o equipamento Flock of Birds® enquanto os voluntários realizavam uma tarefa de agachamento unipodal. A comparação inter-grupos foi feita utilizando-se testes de ANOVA two-way (Sexo x Grupo), tendo sido adotado um nível de significância de 5% em todas as análises. Como resultados, observou-se que o GMV apresentou menores valores de abdução ($P=0,05$) e rotação medial ($P=0,03$) do joelho quando comparado ao GMA, durante a realização da tarefa. Não foram observadas diferenças entre os grupos GHV e GHA ($P>0,05$). A partir desses resultados pode-se concluir que o VA apresenta influência sobre os padrões de movimento do membro inferior de mulheres jovens, resultando em menores valores de abdução e rotação medial do joelho durante uma tarefa de agachamento unipodal. É possível que esses padrões de movimento no GMV estejam relacionados a estratégias compensatórias adotadas pelos indivíduos para que o membro inferior não entre em um padrão de movimento potencialmente lesivo, envolvendo combinação de hiperpronação subtalar e abdução do joelho.

Palavras-chave: Hiperpronação; Subtalar; Dor Femoropatelar; Biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

Alterações na mecânica do pé durante a fase de apoio da marcha podem afetar o alinhamento dinâmico do membro inferior e predispor à ocorrência de lesões por sobrecarga em articulações proximais (TIBERIO, 1988; FONSECA *et al.*, 2007). Varismo de antepé (VA) é uma deformidade do pé onde se observa elevação medial da cabeça dos metatarsos no plano frontal de modo que o antepé fica em uma posição de inversão em relação ao retropé quando a articulação subtalar é mantida em posição neutra (ROOT *et al.*, 1977). Tem sido proposto que o VA resulta em aumento na pronação da articulação subtalar (hiperpronação subtalar) durante a fase de apoio da marcha, para permitir que o pé se adapte ao solo (ALONSO-VÁZQUEZ *et al.*, 2009). Dessa forma, essa alteração de alinhamento pode resultar em compensações significativas em outros segmentos e apresentar importante relevância clínica, especialmente considerando-se que tem sido observada associação entre VA e lesões em articulações proximais do membro inferior, como o quadril (GROSS *et al.*, 2007) e o joelho (LUN *et al.*, 2004).

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é a principal disfunção por sobrecarga vista em centros de reabilitação ortopédica (TAUNTON *et al.*, 2002), sendo caracterizada por dor retropatelar difusa associada a atividades como subida de degraus e agachamentos (FULKERSON, 2002). Tem sido observado que existe uma relação entre o VA e a SDFP em indivíduos jovens (LUN *et al.*, 2004) e a hiperpronação subtalar foi, recentemente, estabelecida como fator de risco para o desenvolvimento da SDFP (BOLING *et al.*, 2009). Teorias propostas para determinar a influência da hiperpronação subtalar no desenvolvimento da SDFP estabelecem que, considerando-se que existe uma

interrelação obrigatória entre a pronação subtalar e a rotação medial da tíbia em cadeia cinética fechada, a hiperpronação subtalar estaria associada a um excesso de rotação medial da tíbia e do fêmur durante a marcha, o que poderia influenciar significativamente a mecânica da articulação femoropatelar (TIBERIO, 1987; POWERS, 2003). Alguns estudos buscaram confirmar a correlação de alterações de alinhamento dos pés com padrões alterados de movimento do membro inferior, e foi demonstrado que a indução de hiperpronação subtalar em indivíduos com alinhamento normal dos pés, produz, de fato, alterações cinemáticas no retropé, tíbia e fêmur durante a marcha (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009). Porém, não existem na literatura estudos que tenham avaliado a biomecânica do membro inferior de indivíduos que de fato apresentam VA.

Recentemente, foi demonstrado que adolescentes apresentam uma alta incidência de lesões não-traumáticas na articulação do joelho, com 25% dos indivíduos dessa população apresentando dor nessa articulação (MØLGAARD *et al.*, 2011). Além disso, foi observado que adolescentes do sexo feminino apresentam uma incidência 2 vezes maior de SDFP em comparação com indivíduos do sexo masculino da mesma faixa etária e que adolescentes com SDFP apresentam maior pronação da articulação subtalar quando comparados com adolescentes sem dor no joelho (MØLGAARD *et al.*, 2011). Tem sido demonstrado que uma idade avançada e uma longa duração de sintomas são fatores que estão associados com menor chance de sucesso na reabilitação de pacientes com SDFP (BLOND & HANSEN, 1998; COLLINS *et al.*, 2010), portanto, a identificação precoce de alterações biomecânicas em indivíduos jovens, associadas a alterações de alinhamento dos pés, é importante para que condutas de intervenção e prevenção sejam estabelecidas.

Apesar das evidências da influência das alterações nos pés produzirem compensações proximais significativas no membro inferior, até a presente data, pouca atenção tem sido voltada para se avaliar o impacto que as alterações de alinhamento dos pés produzem nos padrões de movimento do joelho e quadril de indivíduos jovens em atividades dinâmicas. A identificação de padrões alterados de movimento em indivíduos com VA pode permitir o estabelecimento de condutas de intervenção, como o uso de órteses plantares, para melhora nos padrões de movimento e, possivelmente, prevenção de lesões nos membros inferiores, como a SDFP. Além disso, a influência de mau-alinhamentos nos pés na biomecânica do membro inferior tem sido avaliada durante a marcha (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009), porém, os efeitos desses mau-alinhamentos nos padrões de movimento do quadril e joelho durante outras atividades funcionais, como o agachamento, ainda são desconhecidos. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi comparar os padrões cinemáticos do quadril e joelho entre adolescentes de ambos os sexos, com e sem VA, durante uma tarefa de agachamento unipodal.

2. METODOLOGIA

2.1 Sujeitos

Participaram desse estudo 46 voluntários de ambos os sexos, sedentários e saudáveis divididos em 4 grupos: Grupo de homens (n=11) com antepé varo compensado (GHV), grupo de homens (n=11) com antepé alinhado (GHA), grupo de mulheres (n=12) com antepé varo compensado (GMV), e grupo de mulheres (n=12) com antepé alinhado (GMA). Os indivíduos foram considerados como portadores de antepé varo compensado se apresentassem um ângulo de varismo de antepé $\geq 8^\circ$ e um ângulo do retropé $\geq 10^\circ$. Tais angulações foram baseadas nos achados do estudo de Buchanan & Davis (2005) e o ângulo do retropé foi considerado um critério adicional de inclusão para garantir que os sujeitos de fato apresentavam hiperpronação subtalar, uma vez que se o VA não for compensado com hiperpronação subtalar, é improvável que haja repercussão dessa alteração de alinhamento nos segmentos proximais da cadeia cinética (HLAVAC, 1970; TIBERIO, 1988). Os sujeitos foram abordados em colégios de ensino fundamental e médio e, para inclusão no estudo, deveriam apresentar idade entre 14 e 18 anos.

Foram estabelecidos os seguintes critérios de exclusão para esse estudo: 1) Histórico de deformidade congênita ou procedimento cirúrgico nos membros inferiores (BUCHANAN & DAVIS, 2005); 2) Lesão nas articulações do quadril, joelho ou tornozelo de nos últimos 6 meses (BUCHANAN & DAVIS, 2005); 3) Prática de atividade física regular, com frequência maior ou igual a três vezes por semana; 4) Presença de valgismo de antepé (COBB *et al.*, 2004); 5) Presença de doenças vestibulares ou outras disfunções médicas que pudessem inviabilizar as avaliações propostas.

Os sujeitos foram convidados a participar do estudo de forma voluntária, recebendo informações sobre o objetivo da pesquisa e os responsáveis pelos voluntários menores de idade decidiram pela recusa ou participação dos indivíduos na pesquisa. Aqueles que se dispuseram a participar assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A). O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade (Parecer n° 409/2010 – ANEXO).

2.2 Avaliação do Alinhamento dos Pés

Para essa avaliação o sujeito foi posicionado em decúbito ventral, com um dos quadris em posição neutra, com o joelho estendido e o pé para fora da maca e o outro membro inferior com o quadril em flexão, abdução e rotação lateral com o joelho em flexão de aproximadamente 90°. Foram, então, feitas marcações bisseccionando o calcâneo e bisseccionando o terço distal da perna do voluntário (BUCHANAN & DAVIS, 2005). O ângulo de varismo de antepé foi mensurado com a articulação subtalar em posição neutra sem descarga de peso. A posição neutra da articulação subtalar foi determinada por palpação do tálus quando o osso pôde ser igualmente sentido pelos dedos polegar e indicador do examinador, medial e lateralmente, durante a inversão e eversão passiva do tornozelo, como realizado por Elveru *et al.* (1988) e Buchanan & Davis (2005).

O ângulo de varismo do antepé foi mensurado com um goniômetro universal, com o braço fixo do goniômetro perpendicular à linha que bissecciona o calcâneo e o braço móvel alinhado à cabeça dos metatarsos (JOHANSON *et al.*, 1994; COBB *et al.*, 2004; BUCHANAN & DAVIS, 2005). Três medidas foram feitas, para maior confiabilidade, e

o valor médio foi utilizado para análise (COBB *et al.*, 2004; BUCHANAN & DAVIS, 2005). Ambos os membros inferiores foram avaliados, sendo a ordem de avaliação aleatorizada por sorteio. Em 15 sujeitos, selecionados aleatoriamente, as marcações feitas para a mensuração foram apagadas com algodão e álcool e novas marcações foram feitas pelo mesmo examinador após aproximadamente 2 horas da avaliação inicial (ao final da avaliação cinemática), sendo realizadas três novas mensurações do alinhamento do antepé para o cálculo do índice de confiabilidade intra-examinador da medida.

Para avaliação do ângulo do retropé, foi solicitado que o voluntário permanecesse em posição ortostática sobre uma caixa de 45,0 cm de altura posicionada próxima a uma parede. O voluntário assumiu a posição ortostática unipodal relaxada, realizando flexão do joelho contralateral, sendo permitido apoio das mãos na parede para manutenção do equilíbrio. O ângulo do retropé foi avaliado como sendo o ângulo formado entre a linha que bissecciona o calcâneo e a linha que faz a bissecção da perna (BUCHANAN & DAVIS, 2005). Um mesmo examinador realizou três mensurações do ângulo do retropé e o valor médio foi utilizado na análise para maior confiabilidade das medidas, como sugerido previamente (COBB *et al.*, 2004; BUCHANAN & DAVIS, 2005). Um estudo prévio demonstrou excelente confiabilidade intra-examinador para essa medida (ICC=0,90) (BUCHANAN & DAVIS, 2005).

Após essa avaliação inicial, o membro inferior apresentando maior VA foi submetido a uma avaliação cinemática no caso dos sujeitos dos grupos GHV e GMV. Os indivíduos dos grupos GHA e GMA foram pareados com os indivíduos do GHV e GMV, respectivamente, quanto às variáveis antropométricas e quanto ao membro inferior submetido à avaliação cinemática.

2.3 Avaliação Cinemática

A cinemática tridimensional do quadril e joelho foi avaliada através de rastreamento eletromagnético, utilizando-se o equipamento Flock of Birds[®] (miniBird[®]) hardware (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrado ao software MotionMonitor[™] (Innovative Sports Training, Inc. Chicago, IL). Esse sistema permite a avaliação de movimento em 6 graus de liberdade ao rastrear simultaneamente a posição e orientação dos receptores por um transmissor, que consiste em três bobinas ortogonais gerando um campo magnético. Sensores afixados em segmentos corporais dos sujeitos avaliados permitem a captação de mudanças no fluxo eletromagnético no campo gerado pelo transmissor. Em um ambiente livre de metal, até uma distância de 76 cm do transmissor, o sistema Flock of Birds[®] possui acurácia de 0,5° para orientação e 0,18 cm para posição dos sensores no espaço, de acordo com especificações do fabricante. Os dados cinemáticos foram coletados a uma frequência de 90 Hz.

A vestimenta utilizada para a avaliação foi composta por short curto e top esportivo (no caso das mulheres), estando os sujeitos descalços. Previamente às avaliações, foram fixados sensores eletromagnéticos na face ântero-medial da perna, na face lateral das coxas, e no sacro (S2), por meio de fitas adesivas dupla-face (3M Brasil[®]) e reforçados com fita hipoalergênica transparente Transpore[™] (3M Brasil[®]). Os sensores foram afixados em regiões que apresentassem menor quantidade de massa muscular, para que os movimentos do sensor sobre a pele fossem minimizados. Antes do teste dinâmico, os epicôndilos medial e lateral do fêmur e os maléolos medial e lateral foram digitalizados para determinar os centros articulares do joelho e tornozelo, respectivamente. O centro articular do quadril foi

estimado utilizando-se a abordagem funcional proposta por Leardini *et al.* (1999), de maneira que foram coletados dados solicitando-se que o sujeito movesse o quadril em 15 posições estáticas representando rotações positivas e negativas ao redor dos 3 eixos de movimento. Utilizou-se um sistema de coordenadas global para a definição dos movimentos pélvicos (pelve/laboratório) e um sistema de coordenadas local para a definição dos movimentos do quadril (fêmur/pelve) e joelho (tíbia/fêmur). Em seguida, foi feita uma captação dos dados em posição anatômica para o estabelecimento dos ângulos articulares do quadril e joelho na posição em pé estática, dessa forma sendo estabelecido o alinhamento neutro de cada sujeito, com as medidas subseqüentes se referindo a esse posicionamento.

Os voluntários foram avaliados em uma tarefa de agachamento unipodal. Essa tarefa foi escolhida uma vez que é considerada uma manobra que desafia a força e o controle neuromuscular de todo o membro inferior, sendo, porém, de fácil realização e não exigindo equipamento de elevado custo (BEUTLER *et al.*, 2002). Para o agachamento unipodal o voluntário foi orientado a, em posição ortostática, flexionar o joelho não avaliado em 90°, mantendo o quadril do mesmo em posição neutra e dirigir o olhar horizontalmente (DIMATTIA *et al.*, 2005). O voluntário foi instruído a realizar o agachamento unipodal com o membro avaliado até a maior angulação de flexão do joelho que conseguisse e, em seguida, retornar a posição inicial (ZELLER *et al.*, 2003). Durante o agachamento o voluntário deveria permanecer com os membros superiores cruzados no tórax e realizar o movimento completo em 4 segundos controlados por metrônomo, sendo 2 segundos para a descida e 2 segundos para a subida.

Previamente a cada avaliação, os sujeitos realizaram 3 repetições da tarefa para familiarização com o movimento. A seguir, foram realizadas três repetições de agachamento válidas, realizadas com 1 minuto de repouso entre cada repetição, para que a fadiga muscular fosse minimizada e não interferisse nos resultados. Foram consideradas válidas as repetições realizadas respeitando-se o tempo pré-determinado para a tarefa, tendo os sujeitos atingido um mínimo de 60° de flexão do joelho, com manutenção do equilíbrio ao longo de toda a atividade.

2.4 Redução dos Dados

Todos os dados da avaliação cinemática foram filtrados utilizando-se um filtro Butterworth, passa-baixa, de quarta ordem e atraso de fase zero, com frequência de corte de 6 Hz (ZELLER *et al.*, 2003, WILLSON *et al.*, 2006). Os ângulos de Euler foram calculados utilizando-se as definições do sistema de coordenadas articulares recomendadas pela *International Society of Biomechanics* (WU *et al.*, 2002), sendo para isso utilizado o software MotionMonitor™. As variáveis de interesse foram os ângulos pico de adução/abdução e rotação medial/lateral do quadril; e de adução/abdução e rotação medial/lateral do joelho, durante o agachamento unipodal. A análise dos dados cinemáticos foi feita utilizando-se o software Matlab (versão 2008a, MathWorks, Natick, Massachusetts, EUA).

2.5 Análise Estatística

As análises estatísticas foram feitas utilizando-se o software *Statistica* (versão 7,0; StatSoft Inc, Tulsa, EUA). A normalidade e homocedasticidade dos dados foram

verificadas com os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Foram, então, aplicados testes ANOVA two-way (Sexo x Grupo) para a comparação dos dados inter-grupos de cada uma das variáveis dependentes. Quando a ANOVA revelou diferenças significativas quanto a efeitos de interação, o teste *post hoc* de Tukey foi utilizado para verificação das diferenças entre os grupos. O tamanho dos efeitos (Índice de Cohen) foi calculado buscando verificar a relevância das diferenças encontradas. Para o cálculo do coeficiente de correlação intra-classe (ICC_{3,3}) da medida do varismo de antepé foi utilizado o software SPSS (versão 10,0; SPSS Inc, Chicago, IL). Foi considerado um nível de significância de 5% em todas as análises.

3. RESULTADOS

Os resultados relacionados às variáveis antropométricas e ao alinhamento dos pés de todos os grupos estão apresentados na Tabela 1. Não se observou diferença significativa entre os grupos GHV e GHA, e GMV e GMA quanto à idade, massa corporal, altura e índice de massa corporal ($P > 0,05$). Quanto à avaliação do alinhamento dos pés, observou-se efeito principal de grupo nas variáveis varismo de antepé ($F=113,22$; $P < 0,001$) e ângulo do retropé ($F=86,18$; $P < 0,001$). Foi verificado ainda, para essas variáveis, um efeito de interação (Sexo x Grupo) e a análise *post hoc* revelou maiores valores de varismo de antepé no GHV em relação ao GHA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 2,80) e no GMV em relação ao GMA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 3,84). Com relação à variável ângulo do retropé, observou-se maiores valores de ângulo do retropé no GHV em relação ao GHA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 2,36) e no GMV em relação ao GMA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 3,42).

Tabela 1. Características demográficas da amostra e dados do alinhamento dos pés

	GHV	GHA	GMV	GMA
Idade (anos)	16,91 ± 1,04	15,82 ± 1,60	16,50 ± 1,00	16,58 ± 1,51
Massa (kg)	65,14 ± 5,76	68,28 ± 10,21	54,73 ± 5,85	55,67 ± 6,56
Altura (m)	1,74 ± 0,06	1,75 ± 0,06	1,61 ± 0,09	1,64 ± 0,06
IMC (m/cm ²)	21,51 ± 1,23	22,11 ± 2,33	21,04 ± 1,94	20,60 ± 1,55
Varismo de Antepé (°)	10,45 ± 2,79*	3,70 ± 2,23	11,38 ± 2,27*	3,28 ± 2,14
Ângulo do Retropé (°)	14,59 ± 3,58*	6,79 ± 3,35	15,28 ± 3,95*	4,97 ± 2,05

GHV: Grupo de Homens com Varismo; GHA: Grupo de Homens Alinhados; GMV: Grupo de Mulheres com Varismo; GMA: Grupo de Mulheres Alinhadas; IMC: Índice de Massa Corporal.

* Diferença significativa comparando-se com o grupo alinhado do respectivo sexo ($P \leq 0,05$)

A medida de alinhamento do antepé apresentou índice de confiabilidade ($ICC_{3,3}$) intra-examinador de 0,99 com erro padrão da medida de 0,55°, sendo, dessa forma, observada excelente confiabilidade para essa medida. Os resultados da avaliação

cinemática do quadril e joelho durante o agachamento unipodal das mulheres e dos homens estão apresentados nas Tabelas 2 e 3, respectivamente.

Tabela 2. Comparações inter-grupos para as variáveis cinemáticas durante o agachamento entre as mulheres (°)

	Grupo Varismo (GMV)	Grupo Alinhado (GMA)	Diferença Média (95% Intervalo de Confiança)	P valor
Quadril				
Adução	22,18 ± 7,76	22,37 ± 6,62	-0,19 (-5,80 a 5,41)	1,00
Abdução	1,68 ± 3,97	1,00 ± 3,80	0,68 (-2,31 a 3,67)	0,97
Rotação Medial	8,11 ± 5,15	4,46 ± 5,77	3,65 (-0,92 a 8,21)	0,38
Rotação Lateral	-4,42 ± 6,35	-7,67 ± 5,33	3,25 (-1,60 a 8,10)	0,54
Joelho				
Adução	3,80 ± 3,54	1,16 ± 4,10	2,64 (-1,60 a 6,88)	0,59
Abdução	-6,03 ± 4,88	-10,81 ± 4,33	4,78 (1,14 a 8,42)*	0,05
Rotação Medial	6,05 ± 5,98	11,62 ± 7,38	-5,57 (-10,62 a -0,52)*	0,03
Rotação Lateral	-5,65 ± 4,03	-2,03 ± 5,65	-3,62 (-8,16 a 0,93)	0,39

Valores positivos: Adução e rotação medial do quadril e joelho.

* $P \leq 0,05$.

Tabela 3. Comparações inter-grupos para as variáveis cinemáticas durante o agachamento entre os homens (°)

	Grupo Varismo (GHV)	Grupo Alinhado (GHA)	Diferença Média (95% Intervalo de Confiança)	P valor
Quadril				
Adução	20,58 ± 5,80	15,88 ± 6,81	4,70 (-1,15 a 10,55)	0,38
Abdução	-0,67 ± 3,37	-2,28 ± 3,33	1,61 (-1,51 a 4,74)	0,73
Rotação Medial	8,11 ± 5,63	8,08 ± 5,62	0,03 (-4,74 a 4,80)	1,00
Rotação Lateral	-6,64 ± 6,04	-4,06 ± 5,79	-2,58 (-7,65 a 2,48)	0,97
Joelho				
Adução	5,65 ± 6,25	9,74 ± 6,33	-4,09 (-8,53 a 0,34)	0,26
Abdução	-3,27 ± 5,52	-0,21 ± 2,16	-3,06 (-6,86 a 0,74)	0,38
Rotação Medial	11,79 ± 5,60	14,22 ± 5,23	-2,43 (-7,70 a 2,85)	0,36
Rotação Lateral	-1,41 ± 6,55	0,73 ± 5,65	-2,14 (-6,87 a 2,61)	0,80

Valores positivos: Adução e rotação medial do quadril e joelho.

Quanto aos movimentos da articulação do quadril, não foi observado efeito de interação (Sexo x Grupo) em nenhuma das variáveis. Porém, as mulheres apresentaram maior adução do quadril (efeito principal de sexo, $F=4,06$; $P=0,05$) e menor abdução do quadril (efeito principal de sexo, $F=9,91$; $P=0,012$) quando comparadas aos homens, independente do alinhamento dos pés. Não foram encontradas diferenças entre os grupos

quanto às demais variáveis e nenhuma diferença foi observada entre os grupos GHV e GHA, e GMV e GMA ($P>0,05$).

Com relação à articulação do joelho, foi observado que os homens apresentaram maior rotação medial do joelho (efeito principal de sexo, $F=5,31$; $P=0,026$) e menor rotação lateral do joelho (efeito principal de sexo, $F=4,63$; $P=0,037$) quando comparados com as mulheres. Além disso, os indivíduos com VA apresentaram menores valores de rotação medial do joelho (efeito principal de grupo, $F=4,88$; $P=0,033$) quando comparados com indivíduos com alinhamento normal do antepé. Na análise *post hoc* verificou-se que o GMV apresentou menores valores de rotação medial do joelho quando comparado ao GMA ($P=0,031$; tamanho do efeito = 0,87). Não houve diferença entre o GHV e o GHA quanto a essa variável ($P=0,36$) e nenhuma diferença foi observada quanto à rotação lateral do joelho entre os grupos GHV e GHA, e GMV e GMA ($P>0,05$).

Quanto aos movimentos do joelho no plano frontal, observou-se que as mulheres apresentaram maiores valores de abdução do joelho (efeito principal de sexo, $F=26,27$; $P<0,001$) e menores valores de adução do joelho (efeito principal de sexo, $F=11,80$; $P=0,001$) quando comparadas aos homens. Além disso, quanto à abdução do joelho, foi verificado um efeito de interação (Sexo x Grupo) e a análise *post hoc* evidenciou que o GMV apresentou menores valores de abdução do joelho quando comparado com o GMA ($P=0,05$; tamanho do efeito = 1,08), sem diferença entre o GHV e o GHA quanto a essa variável ($P=0,38$). Quanto à adução do joelho, não foi verificada diferença entre os grupos GHV e GHA, e GMV e GMA ($P>0,05$).

4. DISCUSSÃO

Nossos resultados mostraram que, quanto à avaliação cinemática durante o agachamento, não houve diferenças entre os grupos GHV e GHA, e GMV e GMA nos movimentos da articulação do quadril ($P>0,05$). Estudos prévios demonstraram que a indução de aumento na eversão do calcâneo (hiperpronação subtalar) com o uso de cunhas laterais em indivíduos sadios com alinhamento normal dos pés, resulta em aumento significativo da rotação medial da tíbia e do fêmur em apoio bipodal (KHAMIS & YIZHAR, 2007) e da rotação medial do fêmur em apoio unipodal (TATEUCHI *et al.*, 2011). Porém, deve-se ter em mente que esses estudos realizaram avaliações cinemáticas de posturas estáticas e, portanto, demonstraram um efeito significativo da indução de eversão do calcâneo na postura ortostática. Apesar desses achados, existe uma grande escassez de estudos avaliando os efeitos da hiperpronação subtalar nos padrões de movimento da articulação do quadril.

Souza *et al.* (2010) demonstraram que existe, de fato, uma interrelação significativa entre pronação/supinação subtalar e rotação medial/lateral do quadril durante a marcha. Os mesmos autores também demonstraram que o uso de sandálias com cunhas laterais, para que o pé apresente um comportamento similar ao de indivíduos com VA, resulta em aumento significativo na rotação medial da tíbia e do fêmur durante a marcha, sugerindo que a hiperpronação subtalar de fato influencia significativamente os padrões de movimento da articulação do quadril (SOUZA *et al.*, 2009). Nossos resultados não suportam esses achados, uma vez que não foi verificada diferença entre os grupos quanto à cinemática do quadril no presente estudo, e é possível que essa divergência de

resultados se deva a diferenças metodológicas entre os estudos, principalmente com relação à tarefa avaliada.

Também suportando a teoria de que alterações de alinhamento nos pés apresentam um efeito significativo em articulações proximais do membro inferior, um estudo recente demonstrou que existe uma relação significativa entre o VA e lesões degenerativas na articulação do quadril de indivíduos idosos (GROSS *et al.*, 2007). Gross *et al.* (2007) encontraram uma maior incidência de artroplastia total do quadril em idosos com VA e propuseram que uma maior rotação medial do fêmur causada pelo VA, poderia sobrecarregar essa articulação e possivelmente resultar em alterações degenerativas (GROSS *et al.*, 2007). No entanto, deve-se ressaltar que nesse estudo não foi realizada uma avaliação cinemática nesses indivíduos para confirmação dessas hipóteses, de modo que mais estudos são necessários para a melhor compreensão das interrelações entre alterações de alinhamento dos pés com movimentos alterados e com lesões na articulação do quadril.

Quanto à articulação do joelho, foi verificado que o GMV apresentou menor amplitude de movimento em rotação medial do joelho quando comparado com o GMA (6,05° e 11,62°, respectivamente; $P=0,03$), não tendo sido observada diferença entre o GHV e o GHA ($P>0,05$). Esses achados são contrários a outros existentes na literatura, onde foi observado aumento na rotação medial do joelho durante a marcha em situações em que foi induzida uma hiperpronação subtalar em sujeitos com alinhamento normal dos pés (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009). Esses resultados conflitantes provavelmente ocorreram por diferenças nas metodologias dos estudos, especialmente considerando-se que esses estudos prévios realizaram avaliações para verificação dos

efeitos agudos da indução de hiperpronação subtalar em indivíduos com alinhamento normal dos pés durante a marcha (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009), enquanto nós avaliamos indivíduos que de fato apresentavam VA e hiperpronação subtalar durante um agachamento unipodal.

Com relação aos movimentos do joelho no plano frontal, era esperado que os indivíduos com VA apresentassem maior abdução do joelho do que indivíduos com antepé alinhado, como proposto anteriormente (RIEGGER-KRUGH & KEYSOR, 1996). Porém, nossos resultados foram contrários a essa hipótese, uma vez que as mulheres com VA apresentaram menor amplitude de movimento em abdução do joelho do que mulheres sem VA ($6,03^\circ$ e $10,81^\circ$, respectivamente). Uma possível explicação para esse resultado é que as mulheres do GMV podem ter utilizado estratégias compensatórias, tais como aumento no recrutamento dos músculos do quadril e tornozelo e/ou inclinações de tronco e pelve, para que o membro inferior não adotasse um padrão de movimento potencialmente lesivo, envolvendo a combinação de hiperpronação subtalar e abdução do joelho. Por exemplo, uma inclinação contra-lateral do tronco durante a tarefa, produziria um deslocamento do centro de massa para longe do membro de apoio, o que aumenta a distância da resultante da força de reação do solo em relação à articulação do joelho, conseqüentemente aumentando o momento em adução do joelho (POWERS, 2010). Essas estratégias podem ser válidas para a manutenção do alinhamento dinâmico em atividades de baixa velocidade, como o agachamento em situações controladas de laboratório. Porém, isso pode não ocorrer em outras atividades de maior demanda, e é possível que, ao não conseguirem se utilizar dessas estratégias em atividades de maior

velocidade, as mulheres com hiperpronação subtalar não consigam manter o alinhamento dinâmico do membro inferior, o que poderia resultar em lesões na articulação do joelho.

Em concordância com nossos resultados, McClay & Manal (1998) também verificaram que sujeitos com hiperpronação subtalar apresentam menor movimento do joelho no plano frontal durante a corrida, quando comparados a sujeitos com alinhamento normal do pé. Considerando-se que evidências recentes demonstraram que existe uma relação significativa entre hiperpronação subtalar e osteoartrite tibiofemoral medial (REILLY *et al.*, 2009; LEVINGER *et al.*, 2010), é possível que movimentos de maior amplitude sejam importantes para a dissipação das forças impostas a essa articulação em atividades funcionais, e que a ocorrência desses movimentos em menor amplitude favoreça ao desenvolvimento de alterações degenerativas nessa articulação em longo prazo, mas mais estudos são necessários para se estabelecer essa relação.

Por fim, os homens do presente estudo apresentaram diferenças em relação às mulheres quanto aos movimentos do membro inferior. Os homens apresentaram maior abdução do quadril, maior adução e maior rotação medial do joelho e menor adução do quadril e menor abdução do joelho quando comparados com as mulheres ($P < 0,05$). Essas diferenças biomecânicas entre os sexos estão de acordo com os resultados de avaliações cinemáticas durante o agachamento de outros estudos da literatura (ZELLER *et al.*, 2003; WILLSON *et al.*, 2006; BALDON *et al.*, 2011) e provavelmente apresentam relação com a maior incidência de lesões no joelho que se observa em mulheres jovens.

O presente estudo apresentou algumas limitações que precisam ser reconhecidas. A avaliação cinemática restringiu-se à análise das articulações do joelho e quadril. Uma avaliação cinemática mais abrangente, incluindo movimentos de tronco e pelve, e

incluindo uma análise eletromiográfica dos músculos do membro inferior, poderia trazer informações adicionais a respeito das estratégias compensatórias adotadas nesse contexto. Além disso, a inclusão dos movimentos do pé na avaliação cinemática poderia verificar se a hiperpronação subtalar, mensurada estaticamente, de fato ocorreu durante o agachamento. Por fim, uma vez que a articulação subtalar não foi mantida em posição neutra durante a captação dos dados em posição anatômica para o estabelecimento dos ângulos articulares na posição em pé estática na avaliação cinemática, é possível que o membro inferior dos indivíduos com VA já se encontrasse em rotação medial antes de iniciar o agachamento, de maneira que a amplitude de movimento em rotação medial do membro inferior desses indivíduos pode ter sido subestimada. Apesar dessas limitações, pelo nosso conhecimento, o presente estudo é o primeiro a realizar uma avaliação da cinemática do quadril e joelho durante uma atividade funcional dinâmica em indivíduos com VA. Estudos longitudinais prospectivos são necessários para o estabelecimento de alterações de alinhamento dos pés como fatores de risco para lesões nos membros inferiores.

5. CONCLUSÃO

Em conclusão, observou-se alterações quanto aos movimentos do joelho nos planos frontal e transversal de mulheres jovens com VA quando comparadas a um grupo composto por mulheres com alinhamento normal do antepé. O GMV apresentou menores valores de abdução e de rotação medial do joelho durante a realização de uma tarefa de agachamento unipodal quando comparado ao GMA. É possível que esses padrões alterados de movimento estejam relacionados a estratégias compensatórias utilizadas pelos indivíduos durante a realização da tarefa, para evitar que o membro inferior adotasse um padrão de movimento potencialmente lesivo, envolvendo combinação de hiperpronação subtalar e abdução do joelho.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALONSO-VÁZQUEZ, A. *et al.* Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. **Gait Posture**, v. 29, p. 214-219, 2009.

BALDON, R.M., *et al.* Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. **J Appl Biomech**, v. 27, p. 223-232, 2011.

BEUTLER, A.I., *et al.* Electromyographic analysis of single-leg, closed chain exercises: implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. **J Athl Train**, v. 37, p. 13-18, 2002.

BLOND, L.; HANSEN, L. Patellofemoral pain syndrome in athletes: a 5.7-year retrospective follow-up study of 250 athletes. **Acta Orthop Belg**, v. 64, p. 393-400, 1998.

BOLING, M.C., *et al.* A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury cohort. **Am J Sports Med**, v. 37, p. 2108-2116, 2009.

BUCHANAN, K.R.; DAVIS, J. The relationship between forefoot midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 35, p. 559-566, 2005.

COBB, S.C., *et al.* The effect of forefoot varus on postural stability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 34, p. 79-85, 2004.

COLLINS, N.J., *et al.* Predictors of short and long term outcome in patellofemoral pain syndrome: A prospective longitudinal study. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 19, p. 11-11. 2010.

DIMATTIA, M.A., *et al.* What are the validity of the single-leg-squat test and its relationship to hip abduction strength? **J Sport Rehabil**, v. 14, p. 108-123, 2005.

ELVERU, R.A.; ROTHSTEIN, J.M.; LAMB, R.L. Goniometric reliability in a clinical setting: subtalar and ankle joint measurements. **Phys Ther**, v. 68, p. 672-677, 1988.

FONSECA, S.T., *et al.* Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKI, J.E.; QUILLEN, W.S. **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. p. 476-486.

FULKERSON, J.P. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **Am J Sports Med**, v. 30, p. 447-456, 2002.

GROSS, K.D., *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthr Rheum**, v. 56, p. 2993-2998, 2007.

HLAVAC, H.F. Compensated forefoot varus. **J Am Podiatr Assoc**, v. 60, p. 229-233, 1970.

JOHANSON, M.A., *et al.* Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. **Phys Ther**, v. 74, p. 149-161, 1994.

KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Gait Posture**, v. 25 p. 127-134, 2007.

LAFORTUNE, M.A., *et al.* Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. **J Orthop Res**, v. 12, p. 412-420, 1994.

LEARDINI, A., *et al.* Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. **J Biomech**, v. 32, p. 99-103, 1999.

LEVINGER, P., *et al.* Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. **J Foot Ankle Res**, v. 3, p. 1-8, 2010.

LUN, V., *et al.* Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **Br J Sports Med**, v. 38, p. 576-580, 2004.

MCCLAY, I.; MANAL, K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. **Clin Biomech**, v. 13, p. 195-203, 1998.

MØLGAARD, C.; RATHLEFF, M.S.; SIMONSEN, O. Patellofemoral pain syndrome and its association with hip, ankle, and foot function in 16-to18-year-old high school students: a single-blind case-control study. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 101, p. 215-222, 2011.

POWERS, C.M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, p. 639-646, 2003.

POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, p. 42-51, 2010.

REILLY, K., *et al.* The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. **Physiot**, v. 95, p. 164-169, 2009.

RIEGGER-KRUGH, C.; KEYSOR, J.J. Skeletal malalignment of the lower quarter: correlated and compensatory motions and postures. **J Orthop Sports Phys Ther.** v. 23, p. 164-170, 1996.

ROOT, M.L.; ORIEN, W.P.; WEED, J.H. **Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics.** Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp, 1977.

SOUZA, T.R., *et al.* Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc,** v. 99, p. 503-511, 2009.

SOUZA, T.R., *et al.* Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech,** v. 25, p. 745-748, 2010.

TATEUCHI, H.; WADA, O.; ICHIHASHI, N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. **Hum Mov Sci,** v. 30, p. 566-573, 2011.

TAUNTON, J.E., *et al.* A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br J Sports Med,** v. 36, p. 95-101, 2002.

TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model. **J Orthop Sports Phys Ther,** v. 9, p. 160-169, 1987.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Phys Ther,** v. 68, p. 1840-1849, 1988.

WILLSON, J.D.; IRELAND, M.L.; DAVIS, I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. **Med Sci Sports Exerc,** v. 38, p. 945-952, 2006.

WU, G., *et al.* ISB recommendations on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part 1: ankle, hip, and spine. **J Biomech,** v. 35, p. 543-548, 2002.

ZELLER, B.L., *et al.* Differences in kinematic and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. **Am J Sports Med,** v. 31, p. 449-56, 2003.

**INFLUÊNCIA DO VARISMO DE ANTEPÉ NO
TORQUE EXCÊNTRICO DOS MÚSCULOS DO
QUADRIL DE INDIVÍDUOS NA FASE FINAL DA
PUBERDADE**

SCATTONE SILVA R, VERONESE LM, FERREIRA AL, SERRÃO FV.

The Influence of Varus Forefoot on Hip Eccentric Torque in Late-Pubertal Subjects.

Manuscrito a ser submetido ao periódico *Journal of Applied Biomechanics*.

RESUMO

A adequada geração de força excêntrica dos músculos do quadril é importante para controlar os movimentos do fêmur em atividades com suporte do peso corporal e a redução na força desses músculos tem sido relacionada com lesões nos membros inferiores. Sabe-se que indivíduos do sexo feminino apresentam déficits de geração de torque no membro inferior logo após a puberdade, porém não se sabe ao certo se esses déficits são influenciados por fatores biomecânicos, como mau-alinhamentos nos pés. Varismo de antepé (VA) é uma deformidade do pé considerada uma importante causa de hiperpronação subtalar. A hiperpronação subtalar, por sua vez, resulta em movimentos excessivos de rotação medial do membro inferior, o que poderia produzir adaptações em termos de força nos músculos do quadril. Assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar o torque excêntrico dos músculos do quadril de indivíduos na fase final da puberdade, de ambos os sexos, como e sem VA. Foram recrutados 44 adolescentes sedentários e saudáveis divididos em 4 grupos: grupo de homens com VA compensado (GHV, n=11), grupo de homens com antepé alinhado (GHA, n=11), grupo de mulheres com VA compensado (GMV, n=11), grupo de mulheres com antepé alinhado (GMA, n=11). A avaliação do torque excêntrico do quadril foi realizada utilizando-se o dinamômetro isocinético *Biodex Multi-joint System II*. A comparação inter-grupos foi feita utilizando-se testes de ANOVA. Como resultados, observou-se que o GMV apresentou menor torque excêntrico extensor ($P=0,035$) e flexor ($P=0,026$) do quadril quando comparado ao GMA. Não foram observadas diferenças quanto ao torque adutor/abdutor e rotador medial/lateral nesses grupos ($P>0,05$) e nenhuma diferença foi observada entre o GHV e o GHA ($P>0,05$). Esses resultados indicam que o VA apresenta influência sobre a capacidade de geração de torque excêntrico do quadril de mulheres jovens. Considerando-se que foram observados déficits de força em importantes músculos relacionados à estabilização da coluna lombar, quadril e joelho, o VA pode apresentar influência significativa no desenvolvimento de lesões no membro inferior e complexo lombo-pélvico em mulheres jovens.

Palavras-chave: Hiperpronação; Subtalar; Isocinético; Joelho; Biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

Redução na força dos músculos do quadril tem sido estabelecida como fator de risco para lesões nos membros inferiores (LEETUN *et al.*, 2004; POWERS, 2010). Além disso, déficits de força nesses músculos têm sido relacionados com padrões de movimento alterados nos membros inferiores em atividades em cadeia cinética fechada em indivíduos jovens saudáveis, especialmente em mulheres (JACOBS *et al.*, 2007; BALDON *et al.*, 2011). É importante que os músculos do quadril sejam capazes de gerar adequadamente força excêntrica para controlar movimentos do fêmur em atividades com suporte do peso corporal, uma vez que movimentos excessivos do fêmur foram relacionados com lesões na articulação do joelho, como rupturas do ligamento cruzado anterior (LCA) e síndrome da dor femoropatelar (POWERS, 2010). Dessa forma, uma melhor compreensão dos mecanismos relacionados a esses déficits de força em indivíduos jovens é importante para o estabelecimento de condutas de prevenção de lesão.

Com a ocorrência da puberdade, adolescentes do sexo masculino apresentam ganhos em termos de força, potência e coordenação muscular que ocorrem com o aumento da idade cronológica e estágio maturacional, no que é chamado de estirão neuromuscular (BEUNEN & MALINA, 1988; MYER *et al.*, 2004). Em adolescentes do sexo feminino, esse estirão neuromuscular parece ocorrer em menor proporção, de maneira que as garotas tendem a apresentar adaptações neuromusculares insuficientes para controlar o aumento da massa corporal que ocorre nesse período (QUATMAN *et al.*, 2006). Tem sido observado que mulheres apresentam déficits em torque flexor do joelho e abductor do quadril na fase final da puberdade (HEWETT *et al.*, 2004; MYER *et al.*,

2009) e esses déficits de força aparentemente persistem após essa faixa etária, estando presentes na 2ª década de vida (JACOBS *et al.*, 2007; BALDON *et al.*, 2011). Embora as variações hormonais que ocorrem durante a maturação sexual sejam importantes fatores relacionados às diferenças entre sexos no desenvolvimento neuromuscular (BEUNEN & MALINA, 1988), não se sabe ao certo, até a presente data, se a ocorrência desse estirão neuromuscular em menor proporção em mulheres é influenciada por fatores biomecânicos, como mau-alinhamentos nos pés.

Pronação subtalar é um movimento triplanar que consiste em flexão plantar e adução (rotação medial) do tálus e eversão do calcâneo (ROCKAR, 1995). Na fase de apoio da marcha, após o toque do calcanhar no solo, a pronação da articulação subtalar ocorre para que a congruência dos ossos do pé seja diminuída, de modo que o pé se torna uma estrutura flexível para se adaptar a diferentes superfícies (HAMILL & KNUTZEN, 2009). Associado a essa pronação subtalar, ocorre um movimento de rotação medial da tíbia (ROCKAR, 1995; SOUZA *et al.*, 2010). Considerando-se que, para que ocorra a extensão do joelho, a tíbia deve estar em rotação lateral em relação ao fêmur (mecanismo de aparafusamento tibiofemoral), o fêmur também deve realizar rotação medial no início da fase de apoio da marcha (HAMILL & KNUTZEN, 2009). Algumas teorias têm proposto que a ocorrência de hiperpronação subtalar resultaria em excesso de rotação medial da tíbia e, conseqüentemente, de rotação medial do fêmur, para que a extensão do joelho possa ocorrer no ciclo da marcha (TIBERIO, 1988; FONSECA *et al.*, 2007). Dessa forma, essa alteração de alinhamento do pé atuaria influenciando toda a cadeia cinética (FONSECA *et al.*, 2007), e possivelmente influenciando a capacidade de geração de torque dos músculos que agem em articulações proximais do membro inferior.

Uma das causas estabelecidas na literatura para a ocorrência de excesso de pronação da articulação subtalar é uma alteração de alinhamento em varismo do antepé (ROOT *et al.*, 1977; JOHANSON *et al.*, 1994; ALONSO-VÁZQUEZ *et al.*, 2009). Varismo de antepé (VA) é uma deformidade estática do pé onde se observa elevação medial da cabeça dos metatarsos no plano frontal de modo que o antepé fica em uma posição de inversão em relação ao retropé quando a articulação subtalar é mantida em posição neutra (ROOT *et al.*, 1977). Tem sido proposto que o VA resulta em aumento na pronação da articulação subtalar (hiperpronação subtalar) durante a fase de apoio da marcha, para permitir que o pé se adapte ao solo (ALONSO-VÁZQUEZ *et al.*, 2009). Evidências recentes demonstraram que situações que simulam a presença de VA em sujeitos com alinhamento normal dos pés, resultam em alterações cinemáticas no retropé, tibia e fêmur durante a marcha (SOUZA *et al.*, 2009), o que reforça a teoria de que esse mau-alinhamento apresenta um efeito significativo em segmentos proximais do membro inferior.

Tem sido observada uma relação significativa entre hiperpronação subtalar e lesões no quadril (GROSS *et al.*, 2007) e na coluna lombar (BIRD & PAYNE, 1999). Essas evidências suportam a teoria de que mau-alinhamentos nos pés influenciam significativamente a biomecânica de segmentos proximais da cadeia cinética. Também existem evidências de que a hiperpronação subtalar influencia a geração de torque da articulação do tornozelo (SNOOK, 2001), contudo, até a presente data, nenhum estudo avaliou os efeitos do VA na capacidade de geração de torque de uma articulação mais proximal, como o quadril. Se a hiperpronação subtalar que ocorre secundária ao VA resulta em rotação medial excessiva do fêmur na marcha (SOUZA *et al.*, 2009) e se essa

maior rotação medial ocorre a cada ciclo da marcha, é possível que esse evento atue como um estímulo para produzir adaptações em termos de força excêntrica, especialmente nos músculos rotadores laterais do quadril, mas essa relação não foi estabelecida até o momento.

A identificação de déficits de torque excêntrico no quadril de indivíduos com VA poderia justificar a implementação de órteses plantares como uma intervenção para corrigir os padrões de movimento alterados no membro inferior e minimizar os efeitos da hiperpronação subtalar na cadeia cinética, possivelmente prevenindo lesões nos membros inferiores e no complexo lombo-pélvico. Portanto, o propósito do presente estudo foi comparar o torque excêntrico do quadril entre indivíduos de ambos os sexos, na fase final da puberdade, com e sem VA.

2. METODOLOGIA

2.1. Sujeitos

Participaram desse estudo 44 voluntários de ambos os sexos, sedentários e saudáveis divididos em 4 grupos: Grupo de homens (n=11) com antepé varo compensado (GHV), grupo de homens (n=11) com antepé alinhado (GHA), grupo de mulheres (n=11) com antepé varo compensado (GMV), e grupo de mulheres (n=11) com antepé alinhado (GMA). Os indivíduos foram considerados como portadores de antepé varo compensado se apresentassem um ângulo de varismo de antepé $\geq 8^\circ$ e um ângulo do retropé $\geq 10^\circ$. Tais angulações foram baseadas nos achados do estudo de Buchanan & Davis (2005) e o ângulo do retropé foi considerado um critério adicional de inclusão para garantir que os sujeitos de fato apresentavam hiperpronação subtalar, uma vez que se o VA não for compensado com hiperpronação subtalar, é improvável que haja repercussão dessa alteração de alinhamento nos segmentos proximais da cadeia cinética (HLAVAC, 1970; TIBERIO, 1988). Os sujeitos foram abordados em colégios de ensino fundamental e médio e, para inclusão no estudo, deveriam apresentar idade entre 14 e 18 anos. Schmitz *et al.* (2009) observaram, recentemente, que indivíduos nessa faixa etária já se encontram na fase final da puberdade, finalizando a maturação sexual.

Foram estabelecidos os seguintes critérios de exclusão para esse estudo: 1) Histórico de deformidade congênita ou procedimento cirúrgico nos membros inferiores (BUCHANAN & DAVIS, 2005); 2) Lesão nas articulações do quadril, joelho ou tornozelo de nos últimos 6 meses (BUCHANAN & DAVIS, 2005); 3) Prática de atividade física regular, com frequência maior ou igual a três vezes por semana; 4)

Presença de valgismo de antepé (COBB *et al.*, 2004); 5) Presença de doenças cardiovasculares ou outras disfunções médicas que pudessem inviabilizar as avaliações propostas.

Os sujeitos foram convidados a participar do estudo de forma voluntária, recebendo informações sobre o objetivo da pesquisa e os responsáveis pelos voluntários menores de idade decidiram pela recusa ou participação dos indivíduos na pesquisa. Aqueles que se dispuseram a participar assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A). O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade (Parecer n° 409/2010 – ANEXO).

2.2. Avaliação do Alinhamento dos Pés

Para essa avaliação o sujeito foi posicionado em decúbito ventral, com um dos quadris em posição neutra, com o joelho estendido e o pé para fora da maca e o outro membro inferior com o quadril em flexão, abdução e rotação lateral com o joelho em flexão de aproximadamente 90°. Foram, então, feitas marcações bisseccionando o calcâneo e bisseccionando o terço distal da perna do voluntário (BUCHANAN & DAVIS, 2005). O ângulo de varismo de antepé foi mensurado com a articulação subtalar em posição neutra sem descarga de peso. A posição neutra da articulação subtalar foi determinada por palpação do tálus quando o osso pôde ser igualmente sentido pelos dedos polegar e indicador do examinador, medial e lateralmente, durante a inversão e eversão passiva do tornozelo, como realizado por Elveru *et al.* (1988) e Buchanan & Davis (2005).

O ângulo de varismo do antepé foi mensurado com um goniômetro universal, com o braço fixo do goniômetro perpendicular à linha que bissecciona o calcâneo e o braço móvel alinhado à cabeça dos metatarsos (JOHANSON *et al.*, 1994; COBB *et al.*, 2004; BUCHANAN & DAVIS, 2005). Três medidas foram feitas, para maior confiabilidade, e o valor médio foi utilizado para análise (COBB *et al.*, 2004; BUCHANAN & DAVIS, 2005). Ambos os membros inferiores foram avaliados, sendo a ordem de avaliação aleatorizada por sorteio. Em 15 sujeitos, selecionados aleatoriamente, as marcações feitas para a mensuração foram apagadas com algodão e álcool e novas marcações foram feitas pelo mesmo examinador após aproximadamente 2 horas da avaliação inicial, sendo realizadas três novas mensurações do alinhamento do antepé para o cálculo do índice de confiabilidade intra-examinador da medida.

Para avaliação do ângulo do retropé, foi solicitado que o voluntário permanecesse em posição ortostática sobre uma caixa de 45,0 cm de altura posicionada próxima a uma parede. O voluntário assumiu a posição ortostática unipodal relaxada, realizando flexão do joelho contralateral, sendo permitido apoio das mãos na parede para manutenção do equilíbrio. O ângulo do retropé foi avaliado como sendo o ângulo formado entre a linha que bissecciona o calcâneo e a linha que faz a bissecção da perna (BUCHANAN & DAVIS, 2005). Um mesmo examinador realizou três mensurações do ângulo do retropé e o valor médio foi utilizado na análise para maior confiabilidade das medidas, como sugerido previamente (COBB *et al.*, 2004; BUCHANAN & DAVIS, 2005). Um estudo prévio demonstrou excelente confiabilidade intra-examinador para essa medida (ICC=0,90) (BUCHANAN & DAVIS, 2005).

Após essa avaliação inicial, o membro inferior apresentando maior VA foi submetido a uma avaliação isocinética no caso dos sujeitos dos grupos GHV e GMV. Os indivíduos dos grupos GHA e GMA foram pareados com os indivíduos do GHV e GMV, respectivamente, quanto às variáveis antropométricas e quanto ao membro inferior submetido à avaliação isocinética.

2.3. Avaliação Isocinética

As avaliações do torque excêntrico do quadril foram realizadas utilizando-se um dinamômetro isocinético *Biodex Multi-Joint System II* (Biodex Medical System, Inc., Shirley, NY). O equipamento foi calibrado antes de cada avaliação e todos os procedimentos, incluindo a correção do efeito da gravidade nas medidas de torque, foram conduzidos de acordo com o manual de instruções do equipamento. Uma avaliação excêntrica foi escolhida uma vez que os músculos do quadril precisam agir excêntricamente para controlar os movimentos do fêmur e impedir que movimentos excessivos ocorram. As avaliações consistiram em contrações excêntricas máximas dos músculos abdutores/adutores, flexores/extensores e rotadores mediais/laterais do quadril a uma velocidade angular de 30°/s (BALDON *et al.*, 2012). A ordem das avaliações foi aleatorizada por sorteio.

Para a avaliação do torque abdutor e adutor do quadril, o voluntário foi posicionado em decúbito lateral. O membro inferior avaliado foi posicionado paralelo ao solo, em posição neutra de rotação medial/lateral e flexão/extensão (BALDON *et al.*, 2012). O quadril e joelho do membro não avaliado foram posicionados em discreta flexão e fixos com cintos. Para estabilização do tronco, foi utilizado um cinto posicionado

proximalmente à crista ilíaca (BALDON *et al.*, 2012). O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado a um ponto correspondente à intersecção de duas linhas. Uma das linhas direcionada inferiormente a partir da espinha ilíaca pósterio-superior em direção ao joelho, e a outra linha direcionada medialmente e posteriormente a partir do trocânter maior em direção à linha sagital mediana (BALDON *et al.*, 2012). A resistência foi aplicada na região distal da coxa, 5 cm acima da borda superior da patela (Figura 1). Os voluntários foram instruídos a não fletir o joelho e a manter os artelhos orientados para frente durante o teste, para se tentar minimizar recrutamentos musculares compensatórios durante a avaliação. A amplitude de movimento estabelecida foi de 0° (posição neutra) até 30° de abdução (BALDON *et al.*, 2012).



Figura 1 — Posicionamento para a avaliação isocinética de adução/abdução do quadril

Na avaliação do torque flexor e extensor do quadril, o voluntário foi posicionado com o tronco em flexão de 90° com os braços ao redor da cadeira do dinamômetro para estabilização (BOLING *et al.*, 2009). O membro inferior não avaliado permaneceu com o

pé apoiado no solo suportando o peso corporal. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao trocânter maior do fêmur do membro inferior a ser avaliado (BOLING *et al.*, 2009). A resistência foi aplicada na região posterior distal da coxa, imediatamente superior à fossa poplíteia e o voluntário foi instruído a manter o joelho em aproximadamente 90° de flexão (Figura 2). A amplitude de movimento estabelecida foi de 90° a 60° de flexão do quadril (posição neutra = 0°) (BOLING *et al.*, 2009).



Figura 2 – Posicionamento para a avaliação isocinética de flexão/extensão do quadril

Para a avaliação do torque rotador medial e lateral do quadril, os voluntários foram posicionados sentados com os quadris e joelhos em 90° de flexão (BALDON *et al.*, 2012). Quatro cintos foram utilizados para estabilizar o tronco e o membro a ser testado: dois cruzando ao redor do tronco, um ao redor da pelve e um na coxa distal. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao eixo longitudinal do fêmur e a resistência foi aplicada imediatamente acima do maléolo medial (Figura 3). A amplitude de movimento

estabelecida foi de 10° de rotação medial até 20° de rotação lateral do quadril (BALDON *et al.*, 2012).



Figura 3 — Posicionamento para a avaliação isocinética de rotação medial/lateral do quadril

Antes de cada avaliação, três contrações sub-máximas e 2 contrações máximas foram realizadas para familiarização com o teste. Após um repouso de 2 minutos, as avaliações consistiram de 1 série de 5 repetições excêntricas recíprocas, com esforço voluntário máximo. Durante cada série de contrações, um mesmo examinador forneceu encorajamento verbal para os voluntários, de maneira padronizada e vigorosa. Os valores médios de cada série de repetições foram considerados para a análise estatística. Cada repetição foi analisada visualmente, tendo sido excluídas repetições em que o pico de torque fosse inferior a 80% do pico de torque da série, para que uma repetição inferior não interferisse nos valores médios (BALDON *et al.*, 2009).

2.4. Redução dos Dados

Após a coleta dos dados, os valores de pico de torque foram determinados utilizando-se o *software* do dinamômetro isocinético (Biodex Advantage Software 4,0). Os valores de pico de torque das 5 contrações excêntricas máximas foram compilados em planilhas do *software* Microsoft Excel (versão 2003, Microsoft Inc, Redmond, WA) para o cálculo dos valores médios de pico de torque excêntrico abductor, adutor, extensor, flexor, rotador medial e rotador lateral do quadril. Esses valores foram, então, normalizados pela massa corporal de cada indivíduo ($[N.m/kg] \times 100$) e posteriormente utilizados na análise estatística.

2.5. Análise Estatística

As análises estatísticas foram feitas utilizando-se o *software* *Statistica* (versão 7,0; StatSoft Inc, Tulsa, EUA). A normalidade e homocedasticidade dos dados foram verificadas com os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Foram, então, aplicados testes ANOVA two-way (Sexo x Grupo) para a comparação dos dados inter-grupos de cada uma das variáveis dependentes. Quando a ANOVA revelou diferenças significativas quanto a efeitos de interação, o teste *post hoc* de Tukey foi utilizado para verificação das diferenças entre os grupos. O tamanho dos efeitos (Índice de Cohen) foi calculado buscando verificar a relevância das diferenças encontradas. Para o cálculo do coeficiente de correlação intra-classe ($ICC_{3,3}$) da medida do ângulo de varismo de antepé foi utilizado o *software* SPSS (versão 10,0; SPSS Inc, Chicago, IL). Foi considerado um nível de significância de 5% em todas as análises.

3. RESULTADOS

Os resultados relacionados às variáveis antropométricas e ao alinhamento dos pés de todos os grupos estão apresentados na Tabela 1. Não se observou diferença significativa entre os grupos GHV e GHA, e GMV e GMA quanto à idade, massa corporal, altura e índice de massa corporal ($P > 0,05$). Quanto à avaliação do alinhamento dos pés, observou-se efeito principal de grupo nas variáveis varismo de antepé ($F=105,69$; $P < 0,001$) e ângulo do retropé ($F=85,08$; $P < 0,001$). Foi verificado ainda, para essas variáveis, um efeito de interação (Sexo x Grupo) e a análise *post hoc* revelou maiores valores de varismo de antepé no GHV em relação ao GHA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 2,80) e no GMV em relação ao GMA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 3,75). Com relação à variável ângulo do retropé, observou-se maiores valores de ângulo do retropé no GHV em relação ao GHA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 2,36) e no GMV em relação ao GMA ($P < 0,001$; tamanho do efeito = 3,59).

Tabela 1. Características demográficas da amostra e dados de alinhamento dos pés

	GHV	GHA	GMV	GMA
Idade (anos)	16,91 ± 1,04	15,82 ± 1,60	16,45 ± 1,04	16,45 ± 1,51
Massa Corporal (kg)	65,14 ± 5,76	68,28 ± 10,21	54,63 ± 6,09	54,73 ± 5,97
Altura (m)	1,74 ± 0,06	1,75 ± 0,06	1,61 ± 0,09	1,63 ± 0,05
IMC (m/cm ²)	21,51 ± 1,23	22,11 ± 2,33	20,98 ± 2,03	20,54 ± 1,61
Varismo de Antepé (°)	10,45 ± 2,79*	3,70 ± 2,23	11,42 ± 2,38*	3,19 ± 2,22
Ângulo do Retropé (°)	14,59 ± 3,58*	6,79 ± 3,35	14,79 ± 3,75*	4,66 ± 1,85

GHV: Grupo de homens com varismo; GHA: Grupo de homens alinhado; GMV: Grupo de mulheres com varismo; GMA: Grupo de mulheres alinhado; IMC: Índice de massa corporal.

* Diferença significativa comparando-se com o grupo alinhado do respectivo sexo ($P \leq 0,05$).

A medida de alinhamento do antepé apresentou índice de confiabilidade (ICC_{3,3}) intra-examinador de 0,99 com erro padrão da medida de 0,55°, sendo, dessa forma, observada excelente confiabilidade para essa medida. Os resultados de média do torque

excêntrico normalizado pela massa corporal das mulheres e dos homens estão apresentados nas Tabelas 2 e 3, respectivamente.

Tabela 2. Média do pico de torque excêntrico do quadril normalizado pela massa corporal das mulheres

	Grupo Varismo de Antepé (GMV)	Grupo Antepé Alinhado (GMA)	<i>p</i> valor	Tamanho do Efeito
Abdução	106,22 ± 37,96	101,61 ± 26,10	0,99	0,15
Adução	154,33 ± 33,12	171,36 ± 38,23	0,78	0,50
Rotação Lateral	56,56 ± 16,72	63,03 ± 13,75	0,87	0,44
Rotação Medial	98,27 ± 36,82	109,63 ± 35,80	0,91	0,33
Extensão	159,33 ± 46,42*	214,78 ± 65,94	0,03	1,02
Flexão	199,34 ± 81,27*	294,39 ± 45,30	0,03	1,52

Valores médios ± desvio padrão [(N.m/kg) x 100]

* $P \leq 0,05$

Tabela 3. Média do pico de torque excêntrico do quadril normalizado pela massa corporal dos homens

	Grupo Varismo de Antepé (GHV)	Grupo Antepé Alinhado (GHA)	<i>p</i> valor	Tamanho do Efeito
Abdução	124,83 ± 25,59	125,26 ± 41,83	1,00	0,01
Adução	186,08 ± 39,20	199,99 ± 56,40	0,87	0,30
Rotação Lateral	84,58 ± 23,99	87,24 ± 20,35	0,99	0,13
Rotação Medial	154,75 ± 44,14	147,60 ± 38,03	0,97	0,18
Extensão	255,01 ± 62,92	281,78 ± 54,19	0,29	0,48
Flexão	334,64 ± 69,44	324,03 ± 51,54	0,79	0,18

Valores médios ± desvio padrão [(N.m/kg) x 100]

Com relação às variáveis de torque no plano sagital, observou-se, quanto ao torque extensor do quadril, um efeito principal de grupo ($F=5,37$; $P=0,026$), de modo que os indivíduos com VA apresentaram menor média de pico de torque excêntrico extensor do quadril quando comparados com indivíduos com alinhamento normal do antepé. Além disso, observou-se efeito de interação (Sexo x Grupo) quanto a essa variável, e a análise *post hoc* revelou que o GMV apresentou menor torque excêntrico extensor do quadril quando comparado ao GMA ($P=0,035$), não havendo diferença entre o GHV e o GHA ($P=0,29$). Quanto ao torque flexor do quadril, observou-se um efeito de interação (Sexo x

Grupo) e a análise *post hoc* revelou que o GMV apresentou menor torque excêntrico flexor do quadril quando comparado ao GMA ($P=0,026$), não sendo observada diferença entre o GHV e o GHA ($P=0,79$).

Não foram observados efeitos de interação (Sexo x Grupo) quanto às variáveis de torque excêntrico abductor, adutor, rotador medial e rotador lateral do quadril, de maneira que nenhuma diferença foi observada entre o GMV e o GMA, ou entre o GHV e o GHA quanto a essas variáveis ($P>0,05$). Por fim, os resultados evidenciaram que os homens apresentaram maiores valores médios de pico de torque excêntrico normalizado pela massa corporal em abdução (efeito principal de sexo, $F=4,34$; $P=0,043$), adução (efeito principal de sexo, $F=5,51$; $P=0,024$), rotação medial (efeito principal de sexo, $F=15,83$; $P<0,001$), rotação lateral (efeito principal de sexo, $F=19,96$; $P<0,001$), extensão (efeito principal de sexo, $F=21,01$; $P<0,001$) e flexão (efeito principal de sexo, $F=8,24$; $P=0,007$) do quadril quando comparados com as mulheres.

4. DISCUSSÃO

Acredita-se que a rotação medial excessiva do membro inferior que ocorre em decorrência da hiperpronação subtalar apresente implicações significativas para o joelho (TIBERIO, 1987), quadril (GROSS *et al.*, 2007) e/ou coluna lombar (TIBERIO, 1988; BIRD & PAYNE, 1999; FONSECA *et al.*, 2007). Contudo, nenhum estudo prévio avaliou os efeitos de mau-alinhamentos dos pés na capacidade de geração de torque do quadril. Considerando-se que alguns estudos vêm confirmando que a hiperpronação subtalar de fato está associada a maiores movimentos do membro inferior no plano transversal durante a marcha (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009), foi levantada a hipótese de que indivíduos com hiperpronação subtalar apresentariam redução no torque excêntrico dos músculos do quadril, para permitir que esse movimento rotacional excessivo pudesse ocorrer e para permitir que o joelho pudesse realizar o movimento de extensão na fase de apoio da marcha.

Nossos resultados mostraram que o GMV apresentou menor torque excêntrico extensor e flexor do quadril quando comparado ao GMA ($P < 0,05$). Entretanto, não foi observada diferença entre os grupos quanto ao torque de adução/abdução e rotação medial/lateral ($P > 0,05$). Esses resultados podem significar que o VA apresenta um efeito mais significativo na musculatura que atua no plano sagital. Suportando essa teoria, Cobb *et al.* (2004) observaram que indivíduos com VA apresentam menor estabilidade postural ântero-posterior quando comparados com indivíduos com alinhamento normal do antepé, sem diferença entre os grupos quanto à estabilidade postural médio-lateral (COBB *et al.*, 2004). Também de acordo com essa teoria, Snook (2001) demonstrou que indivíduos

com hiperpronação subtalar apresentam menor torque isocinético de flexão plantar do tornozelo quando comparados com sujeitos com alinhamento normal do pé, mas não foi observada diferença entre os grupos quanto ao torque de inversão e eversão do tornozelo (SNOOK, 2001). Uma possível explicação para esses déficits de força excêntrica no plano sagital pode estar relacionada com a dissipação das forças de reação do solo. Considerando-se que uma importante função da articulação subtalar é contribuir para a dissipação de forças de reação do solo (HAMILL & KNUTZEN, 2009), maiores movimentos na articulação subtalar podem implicar em maior dissipação de força nessa articulação na forma de energia cinética, de maneira que a articulação do quadril seria menos requisitada a gerar torque excêntrico extensor do quadril para dissipar as forças impostas ao sistema em cadeia cinética fechada.

Os déficits de força no plano sagital observados no presente estudo podem apresentar significativa relevância clínica, uma vez que eles podem estar relacionados ao desenvolvimento de disfunções no complexo lombo-pélvico, como dores lombares inespecíficas. Os músculos que agem na flexão e extensão do quadril também são descritos como importantes estabilizadores das articulações sacroilíacas e da coluna lombar (ANDERSSON *et al.*, 1995; GIBBONS, 2007) e, dessa forma, o VA pode estar relacionado à ocorrência de dores lombares ao produzir déficits de força nesses músculos em indivíduos jovens. Esses achados contribuem para um maior esclarecimento na relação existente entre mau-alinhamentos nos pés e disfunções lombo-pélvicas (TIBERIO, 1988; BIRD & PAYNE 1999; FONSECA *et al.*, 2007).

Os resultados observados no presente estudo, com menor torque excêntrico de extensão e flexão do quadril, sem diferença no torque de rotação medial e lateral do

quadril entre os grupos foram um tanto quanto inesperados, entretanto, deve-se ressaltar que o glúteo máximo, o principal músculo que realiza a extensão do quadril, é também o principal músculo que realiza a rotação lateral dessa articulação (NEUMANN, 2002) e foi demonstrado que esse músculo precisa contrair-se excentricamente durante a fase de apoio da corrida para controlar os movimentos de flexão e rotação medial do quadril (SWANSON & CALDWELL, 2000). De maneira similar, embora o íliaco e o psoas maior sejam considerados músculos primários para a flexão do quadril (NEUMANN, 2002), esses músculos também atuam como rotadores laterais dessa articulação (BENKHE, 2006), e, conseqüentemente, precisam contrair excentricamente para controlar a rotação medial do quadril em cadeia cinética fechada. Dessa forma, nossos resultados indicam que o VA está relacionado com déficits de força excêntrica de importantes músculos que realizam a rotação lateral do quadril, possivelmente em decorrência da excessiva rotação medial que ocorre no membro inferior como conseqüência da hiperpronação subtalar (LAFORTUNE *et al.*, 1994; SOUZA *et al.*, 2009).

É possível que a posição escolhida para realização do teste de rotação medial/lateral no presente estudo tenha influenciado na verificação de diferenças significativas entre os grupos. Nós avaliamos os voluntários em posição sentada, com 90° de flexão do quadril, como sugerido pelo manual de instruções do equipamento. Entretanto, tem sido demonstrado que, com o quadril em 90° de flexão, o potencial para geração de torque rotador lateral do quadril diminui significativamente, uma vez que vários músculos que atuam como rotadores laterais do quadril quando este se encontra em posição neutra, mudam sua linha de ação na angulação de 90° de flexão e se tornam

rotadores mediais (DELP *et al.*, 1999). Além disso, apesar de o glúteo máximo atuar como rotador lateral do quadril independentemente da angulação de flexão do quadril, o braço de momento desse músculo para a rotação lateral diminui drasticamente na posição de 90° de flexão (DELP *et al.*, 1999). Portanto, a posição de teste pode ter subestimado a geração de torque rotador lateral nas avaliações realizadas, dessa forma limitando a identificação de possíveis diferenças entre os grupos.

É interessante notar que não houve diferença quanto ao torque dos indivíduos do sexo masculino com e sem VA no presente estudo. É possível que o VA e a conseqüente hiperpronação subtalar apresentem um efeito mais significativo em mulheres jovens, quando comparadas aos homens. Entretanto, não foram encontrados estudos que tenham realizado comparações entre os sexos com relação aos efeitos de mau-alinhamentos nos pés na biomecânica do membro inferior. Os estudos que avaliaram a cinemática da marcha, após se induzir uma hiperpronação subtalar, utilizaram voluntários do sexo masculino (LAFORTUNE *et al.*, 1994) ou voluntários de ambos os sexos como um único grupo, sem distinção (SOUZA *et al.*, 2009), de forma que não é possível estabelecer se as alterações de alinhamento dos pés apresentam efeitos diferentes em indivíduos de diferentes sexos. Obviamente, vários outros fatores estão relacionados com as diferenças biomecânicas entre os sexos em indivíduos jovens, como características anatômicas (GRIFFIN *et al.*, 2000) e hormonais (SLAUTERBECK & HARDY, 2001) que divergem entre os sexos. Porém, os resultados do presente estudo ressaltam que alterações de alinhamento nos pés podem, também, apresentar um papel significativo nas diferenças biomecânicas entre os sexos em indivíduos na fase final da puberdade.

Por fim, os homens do presente estudo apresentaram maiores valores de torque excêntrico do quadril quando comparados com as mulheres, em todos os grupos musculares avaliados, independentemente do alinhamento dos pés ($P < 0,05$). Considerando-se que os dados foram normalizados pela massa corporal de cada sujeito, esses achados reforçam os resultados de estudos prévios que observaram a ocorrência do estirão neuromuscular em menor proporção em mulheres após a puberdade (HEWETT *et al.*, 2004; QUATMAN *et al.*, 2006). Além disso, nossos resultados também indicam que o VA apresenta um efeito significativo na geração de torque excêntrico do quadril de mulheres pós-puberdade e pode estar relacionado aos padrões alterados de movimento observados em mulheres após a puberdade (JACOBS *et al.*, 2007; BALDON *et al.*, 2011) e à maior incidência de lesão no joelho observada nessa população (SHEA *et al.*, 2004; MYER *et al.*, 2010).

5. CONCLUSÃO

Em conclusão, foram observados déficits de força excêntrica no quadril de mulheres jovens com VA quando comparadas com mulheres com alinhamento normal de antepé. O GMV apresentou menor pico de torque normalizado pela massa corporal em extensão do quadril e flexão do quadril quando comparado ao GMA. Esses déficits de força podem ocorrer em consequência da excessiva rotação medial associada à hiperpronação subtalar em cadeia cinética fechada, e podem estar relacionados à ocorrência de lesões nos membros inferiores e complexo lombo-pélvico em mulheres jovens.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALONSO-VÁZQUEZ, A. *et al.* Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. **Gait Posture**, v. 29, p. 214-219, 2009.

ANDERSSON, E., *et al.* The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. **Scan J Med Sci Sports**, v. 5, p. 10-16, 1995.

BALDON, R.M., *et al.* Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. **J Athl Train**, v. 44, p. 490-496, 2009.

BALDON, R.M., *et al.* Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. **J Appl Biomech**, v. 27, p. 223-232, 2011.

BALDON, R.M., *et al.* Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. **Med Sci Sports Exerc**, v. 44, p. 135-145, 2012.

BENKHE, R.S. **Kinetic anatomy**. Champaign: Human Kinetics, 2006.

BEUNEN, G.; MALINA, R.M. Growth and physical performance relative to the timing of the adolescent spurt. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 16, p. 503-540, 1988.

BIRD, A.R.; PAYNE, C.B. Foot function and low back pain. **Foot**, v. 9, p. 175-180, 1999.

BOLING, M.C.; PADUA, D.A.; CREIGHTON, R.A. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. **J Athl Train**, v. 44, p. 7-13, 2009.

BUCHANAN, K.R.; DAVIS, J. The relationship between forefoot midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 35, p. 559-566, 2005.

COBB, S.C., *et al.* The effect of forefoot varus on postural stability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 34, p. 79-85, 2004.

DELP, S.L., *et al.* Variation of rotation moment arms with hip flexion. **J Biomech**, v. 32, p. 493-501, 1999.

ELVERU, R.A.; ROTHSTEIN, J.M.; LAMB, R.L. Goniometric reliability in a clinical setting: subtalar and ankle joint measurements. **Phys Ther**, v. 68, p. 672-677, 1988.

FONSECA, S.T., *et al.* Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKI, J.E.; QUILLEN, W.S. **Scientific foundations and**

principles of practice in musculoskeletal rehabilitation. St Louis: Saunders Elsevier, 2007. p. 476-486.

GIBBONS, S. Clinical anatomy and function of psoas major and deep sacral gluteus maximus. In: VLEEMING, A.; MOONEY, V.; STOECKART, R. **Movement, stability and lumbopelvic pain: Integration of research and therapy.** Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 2007. p. 95-102.

GRIFFIN, L.Y., *et al.* Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 8, p. 141-150, 2000.

GROSS, K.D., *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthr Rheum**, v. 56, p. 2993-2998, 2007.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Biomechanical basis of human movement.** Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2009.

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K.R. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. **J Bone Joint Surg**, v. 86, p. 1601-1608, 2004.

HLAVAC, H.F. Compensated forefoot varus. **J Am Podiatr Assoc**, v. 60, p. 229-233, 1970.

JACOBS, C.A., *et al.* Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: Sex differences. **J Athl Train**, v. 42, p. 76-83, 2007.

JOHANSON, M.A., *et al.* Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. **Phys Ther**, v. 74, p. 149-161, 1994.

LAFORTUNE, M.A., *et al.* Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. **J Orthop Res**, v. 12, p. 412-420, 1994.

LEETUN, D.T., *et al.* Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, p. 926-934, 2004.

MYER, G.D., FORD, K.R., HEWETT, T.E. Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention in female athletes. **J Athl Train**, v. 39, p. 352-364, 2004.

MYER, G.D., *et al.* Longitudinal assessment of non-contact anterior cruciate ligament injury risk factors during maturation in a female athlete: a case report. **J Athl Train**, v. 44, p. 101-109, 2009.

MYER, G.D., *et al.* The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. **Clin Biomech**, v. 25, p. 700-707, 2010.

NEUMANN, D.A. **Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation**. St. Louis: Mosby, 2002.

POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, p. 42-51, 2010.

QUATMAN, C.E., *et al.* Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. **Am J Sports Med**, v. 34, p. 806-813, 2006.

ROCKAR, P.A. The subtalar joint: anatomy and joint motion. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 21, p. 361-372, 1995.

ROOT, M.L.; ORIEN, W.P.; WEED, J.H. **Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics**. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp, 1977.

SCHMITZ, R.J.; SHULTZ, S.J.; NGUYEN, A.D. Dynamic valgus alignment and functional strength in males and females during maturation. **J Athl Train**, p. 44, p. 26-32, 2009.

SHEA, K.G., *et al.* Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: an analysis of insurance data. **J Pediatr Orthop**, v. 24, p. 623-628, 2004.

SLAUTERBECK, J.R.; HARDY, D.M. Sex hormones and knee ligament injuries in female athletes. **Am J Med Sci**, v. 322, p. 196-199, 2001.

SNOOK, A.G. The relationship between excessive pronation as measured by navicular drop and isokinetic strength of the ankle musculature. **Foot Ankle Int**, v. 22, p. 234-240, 2001.

SOUZA, T.R., *et al.* Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 99, p. 503-511, 2009.

SOUZA, T.R., *et al.* Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech**, v. 25, p. 745-748, 2010.

SWANSON, S.C.; CALDWELL, G.E. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, p. 1146-1155, 2000.

TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 9, p. 160-169, 1987.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Phys Ther**, v. 68, p. 1840-1849, 1988.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os estudos apresentados na presente dissertação verificaram que o VA apresenta um efeito significativo na biomecânica de articulações proximais do membro inferior de mulheres jovens. As mulheres com VA apresentaram menor movimento em rotação medial do joelho e em abdução do joelho durante a realização de uma tarefa de agachamento unipodal, quando comparadas a mulheres com alinhamento normal do antepé. É possível que esse resultado se deva a estratégias compensatórias realizadas pelas mulheres para evitar um padrão de movimento potencialmente lesivo, envolvendo a combinação de hiperpronação subtalar e abdução do joelho.

Além disso, as mulheres com VA apresentaram menor torque excêntrico extensor e flexor do quadril quando comparadas a mulheres sem VA. Esses achados confirmam a hipótese de que o VA e a consequente hiperpronação subtalar apresentam interferência na capacidade de geração de torque da articulação do quadril, e podem contribuir para um maior esclarecimento na relação existente entre mau-alinhamentos nos pés e disfunções no joelho, quadril e complexo lombo-pélvico.

Não foram verificadas diferenças entre os homens com e sem VA em nenhuma das variáveis analisadas no presente estudo, de maneira que essa alteração de alinhamento dos pés possivelmente apresenta um efeito mais significativo em mulheres. Também foi verificado que os homens apresentaram maior abdução do quadril, maior adução e maior rotação medial do joelho e menor adução do quadril e menor abdução do joelho quando comparados com as mulheres durante o agachamento. Quanto à avaliação isocinética, verificou-se que os homens apresentaram maior torque excêntrico em todos os grupos musculares avaliados quando comparados às mulheres, mesmo após a

normalização dos dados pela massa corporal. Essas diferenças biomecânicas entre os sexos em indivíduos na fase final da puberdade podem auxiliar na melhor compreensão da grande diferença de incidência de lesão no joelho que ocorre a partir dessa faixa etária.

ATIVIDADES REALIZADAS DURANTE O MESTRADO

Durante o período de realização das atividades do Mestrado, outras atividades concomitantes foram desenvolvidas. O artigo referente às atividades de iniciação científica, sob orientação do Prof. Fábio Serrão, intitulado “*Acceleration Time, Peak Torque and Time to Peak Torque in Elite Karate Athletes*” foi publicado no periódico *Science & Sports*, no final de 2011. O artigo de revisão intitulado “Alterações Neuromusculares no Quadril Associadas a Entorses do Tornozelo: Revisão de Literatura”, foi publicado na Revista Fisioterapia em Movimento, também em 2011. Além disso, o artigo de revisão intitulado “Relação entre Hiperpronação Subtalar e as Lesões do Ligamento Cruzado Anterior do Joelho: Revisão de Literatura” (APÊNDICE C) foi submetido à Revista Fisioterapia em Movimento em 2011 e encontra-se, atualmente, em fase de revisão.

Nesse período também foram realizadas atividades de co-orientação de trabalhos de Iniciação Científica. A aluna Ana Luisa Granado Ferreira foi co-orientada por mim ao desenvolver o projeto intitulado “Relação entre Varismo de Antepé, Torque Excêntrico Abdutor e Rotador Lateral do Quadril e Valgo do Joelho Durante o Agachamento Unipodal em Mulheres na Fase Final da Puberdade”. Da mesma forma, a aluna Lívia Maria Veronese foi por mim co-orientada ao desenvolver o projeto intitulado “Relação entre Torque Excêntrico dos Músculos Abdutores e Rotadores Laterais do Quadril e Valgo do Joelho Durante a Descida de Degrau em Indivíduos na Fase Final da Puberdade: Comparação entre Sexos”.

Por fim, também foram realizadas nesse período, atividades docentes, onde atuei ministrando aulas como professor convidado ou ministrando cursos em eventos da área

de Fisioterapia. Como professor convidado, atuei ministrando aulas de cinesiologia, biomecânica e terapia manual para os cursos de Graduação em Fisioterapia, Graduação em Educação Física e Pós-Graduação em Fisioterapia Geriátrica da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), nos anos de 2010 e 2011. Também foi ministrada a palestra intitulada “Fisioterapia no Futebol: Prevenção da Lesão do Ligamento Cruzado Anterior no Esporte” no I Encontro de Fisioterapia Esportiva da UNISEB-COC (Ribeirão Preto) em maio de 2011. Além disso, foi ministrado, juntamente com o pós-graduando Rodrigo de Marche Baldon, o curso de “Terapia Manual Baseada em Evidência” na Universidade Estadual de São Paulo (UNESP-Marília) e na UFSCar e o curso de “Introdução à Neurodinâmica Clínica” na UFSCar, no ano de 2011.

APÊNDICE A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
Via Washington Luiz, Km 235 - C.P.676 - 13565-905 -
São Carlos/SP - Brasil
TEL: (16) 3351-8754 FAX: (16) 3361-2081
E-mail: fserrao@power.ufscar.br

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO -

Voluntário

Nome do projeto: “**Relação entre Varismo de Antepé, Valgo Dinâmico do Joelho e Alterações Neuromusculares no Quadril de Mulheres Pós-puberdade**”

Responsáveis:

Ft. Esp. Rodrigo Scattone da Silva – PPG-Ft – Mestrando UFSCar

Ana Luisa Granado Ferreira – Graduada do curso de Fisioterapia – UFSCar

Lívia Maria Veronese – Graduada do curso de Fisioterapia – UFSCar

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão – Departamento de Fisioterapia – UFSCar

Os objetivos deste estudo são: a) verificar o efeito do varismo do antepé (alteração de alinhamento do pé) em características de força e recrutamento dos músculos do quadril de indivíduos sadios pós-puberdade; b) verificar o efeito do varismo do antepé (alteração de alinhamento do pé) em características cinemáticas (relacionadas ao movimento do membro inferior) de indivíduos sadios pós-puberdade, durante a realização de atividades funcionais; c) estabelecer comparações entre gêneros (masculino e feminino) para as variáveis de estudo analisadas. Você está sendo convidado a participar deste estudo.

a) Caso aceite participar do projeto você será, inicialmente, submetido(a) a uma avaliação física para avaliação do alinhamento dos pés e para a verificação de presença de algum dos critérios de exclusão do trabalho para posterior inclusão no presente estudo.

b) Caso selecionado(a), você será submetido(a) a uma avaliação cinemática do membro inferior durante a descida anterior de degraus e durante o agachamento em uma perna. Para tanto, será utilizado o *Flock of Birds*® (miniBird®) *hardware*, aparelho que capta os movimentos dos segmentos corporais no espaço. Esta avaliação será realizada em ambiente reservado, no Laboratório de Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), pertencente ao Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Além disso, você será submetido(a) a uma avaliação isocinética (força) dos músculos do quadril em um dinamômetro isocinético *Biodex Multi-Joint System II*, alocado na Unidade Saúde-Escola (USE) - UFSCar.

c) Essas avaliações fornecerão maiores informações sobre a influência das alterações de alinhamento dos pés sobre os movimentos do membro inferior e sobre a força e recrutamento dos músculos do quadril. Essas novas informações auxiliarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema, bem como poderão beneficiar diretamente a atenção fisioterapêutica primária e secundária, em relação à prevenção e ao tratamento de lesões do joelho.

d) Os resultados dos testes realizados serão disponibilizados e esclarecidos para você, ao final de sua participação neste estudo.

e) Os dados deste estudo são considerados propriedade exclusiva dos pesquisadores envolvidos no mesmo. Tais dados serão mantidos em sigilo absoluto. No entanto, poderão ser utilizados para fins científicos, a critério dos pesquisadores envolvidos.

f) Sua identidade será preservada (em anonimato) em toda e qualquer situação que envolva discussão, apresentação ou publicação dos resultados desta pesquisa.

g) Sua participação no presente estudo envolve riscos biológicos, psicológicos ou sociais mínimos. Embora exista a possibilidade de ocorrência de dor muscular (imediate ou tardia) de baixa intensidade decorrente de alguma etapa da avaliação, a mesma prevê condições de ser bem suportada por você, pois se assemelha àquela decorrente de qualquer prática inicial de exercícios específicos de força e resistência muscular, até a ocorrência de mecanismos adaptativos aos mesmos. Você participará das avaliações de acordo com os seus limites físicos, tendo respeitada pelos pesquisadores a sua percepção de esforço.

h) Não haverá qualquer tipo de comparação direta ou indireta, na sua presença, de seu desempenho com o de outros voluntários do estudo. Além disso, as avaliações serão realizadas em locais reservados, sem observadores externos ao projeto, para garantir maior privacidade a você. Por fim, sua participação neste estudo obedecerá rigorosamente a sua disponibilidade de horários livres para tanto. Em nenhuma hipótese será solicitado que você abra mão de algum compromisso ou atividade social para a sua participação no mesmo.

i) Os pesquisadores zelarão pela organização do ambiente onde as avaliações serão realizadas, a fim de diminuir qualquer possibilidade de acidentes no local. Ainda assim, no caso de ocorrer riscos não previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros, bem como por qualquer tipo de avaliação e/ou tratamento fisioterapêutico como resultado de dano físico, tão logo haja a manifestação desses sinais. Se constatados danos de maior gravidade, os pesquisadores se responsabilizam em acompanhá-lo a um ortopedista, para a realização do tratamento adequado.

j) Sua participação nesse estudo é estritamente voluntária. Sua recusa em participar de qualquer etapa do mesmo não trará qualquer prejuízo a você, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento em que julgar necessário. Se houver qualquer questionamento neste momento ou futuramente, por favor, pergunte-nos.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

São Carlos, _____ de _____ de 201__.

Nome e Assinatura do(a) Voluntário(a)

Responsáveis pelo Projeto:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
Orientador do Projeto

Ft. Esp. Rodrigo Scattone da Silva
Mestrando em Fisioterapia

Ana Luisa Granado Ferreira
Graduanda em Fisioterapia

Lívia Maria Veronese
Graduanda em Fisioterapia



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
Via Washington Luiz, Km 235 - C.P.676 - 13565-905 -
São Carlos/SP - Brasil
TEL: (16) 3351-8754 FAX: (16) 3361-2081
E-mail: fserrao@power.ufscar.br

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO -

Responsável

Nome do projeto: “**Relação entre Varismo de Antepé, Valgo Dinâmico do Joelho e Alterações Neuromusculares no Quadril de Mulheres Pós-puberdade**”

Responsáveis:

Ft. Esp. Rodrigo Scattone da Silva – PPG-Ft – Mestrando UFSCar

Ana Luisa Granado Ferreira – Graduanda do curso de Fisioterapia – UFSCar

Lívia Maria Veronese – Graduanda do curso de Fisioterapia – UFSCar

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão – Departamento de Fisioterapia – UFSCar

Os objetivos deste estudo são: a) verificar o efeito do varismo do antepé (alteração de alinhamento do pé) em características de força e recrutamento dos músculos do quadril de indivíduos sadios pós-puberdade; b) verificar o efeito do varismo do antepé (alteração de alinhamento do pé) em características cinemáticas (relacionadas ao movimento do membro inferior) de indivíduos sadios pós-puberdade, durante a realização de atividades funcionais; c)

estabelecer comparações entre gêneros (masculino e feminino) para as variáveis de estudo analisadas. Seu(sua) filho(a) está sendo convidado a participar deste estudo.

a) Caso concorde com a participação de seu(sua) filho(a) no projeto ele(a) será, inicialmente, submetido(a) a uma avaliação física para avaliação do alinhamento dos pés e para a verificação de presença de algum dos critérios de exclusão do trabalho para posterior inclusão no presente estudo.

b) Caso selecionado(a), ele(a) será submetido(a) a uma avaliação cinemática do membro inferior durante a descida anterior de degraus e durante o agachamento em uma perna. Para tanto, será utilizado o *Flock of Birds*® (miniBird®) *hardware*, aparelho que capta os movimentos dos segmentos corporais no espaço. Esta avaliação será realizada em ambiente reservado, no Laboratório de Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), pertencente ao Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Além disso, ele(a) será submetido(a) a uma avaliação isocinética (força) dos músculos do quadril em um dinamômetro isocinético *Biodex Multi-Joint System II*, alocado na Unidade Saúde-Escola (USE) - UFSCar.

c) Essas avaliações fornecerão maiores informações sobre a influência das alterações de alinhamento dos pés sobre os movimentos do membro inferior e sobre a força e recrutamento dos músculos do quadril. Essas novas informações auxiliarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema, bem como poderão beneficiar diretamente a atenção fisioterapêutica primária e secundária, em relação à prevenção e ao tratamento de lesões do joelho.

d) Os resultados dos testes realizados serão disponibilizados e esclarecidos a você e a seu(sua) filho(a), ao final da participação neste estudo.

e) Os dados deste estudo são considerados propriedade exclusiva dos pesquisadores envolvidos no mesmo. Tais dados serão mantidos em sigilo absoluto. No entanto, poderão ser utilizados para fins científicos, a critério dos pesquisadores envolvidos.

f) A identidade de seu(sua) filho(a) será preservada (em anonimato) em toda e qualquer situação que envolva discussão, apresentação ou publicação dos resultados desta pesquisa.

g) A participação de seu(sua) filho(a) no presente estudo envolve riscos biológicos, psicológicos ou sociais mínimos. Embora exista a possibilidade de ocorrência de dor muscular (imediate ou tardia) de baixa intensidade decorrente de alguma etapa da avaliação, a mesma prevê condições de ser bem suportada por ele(a), pois se assemelha àquela decorrente de qualquer prática inicial de exercícios específicos de força e resistência muscular, até a ocorrência de mecanismos adaptativos aos mesmos. Ele(a) participará das avaliações de acordo com os seus limites físicos, tendo respeitada pelos pesquisadores a sua percepção de esforço.

h) Não haverá qualquer tipo de comparação direta ou indireta, na presença de vocês, do desempenho de seu(sua) filho(a) com o de outros voluntários do estudo. Além disso, as avaliações serão realizadas em locais reservados, sem observadores externos ao projeto, para garantir maior privacidade a ele(a). Por fim, a participação de seu(sua) filho(a) neste estudo obedecerá rigorosamente a sua disponibilidade de horários livres para tanto. Em nenhuma hipótese será solicitado que vocês abram mão de algum compromisso ou atividade social para a participação no mesmo.

i) Os pesquisadores zelarão pela organização do ambiente onde as avaliações serão realizadas, a fim de diminuir qualquer possibilidade de acidentes no local. Ainda assim, no caso de ocorrer riscos não previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros, bem como por qualquer tipo de avaliação e/ou tratamento fisioterapêutico como resultado de dano físico, tão logo haja a manifestação desses sinais. Se constatados danos de maior gravidade, os pesquisadores se responsabilizam em acompanhá-los a um ortopedista, para a realização do tratamento adequado.

j) A participação de seu(sua) filho(a) neste estudo é estritamente voluntária. A recusa em participar de qualquer etapa do mesmo não trará qualquer prejuízo a vocês, de modo que seu(sua) filho(a) estará livre para abandonar o experimento a qualquer momento em que julgar

necessário. Se houver qualquer questionamento neste momento ou futuramente, por favor, pergunte-nos.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

São Carlos, _____ de _____ de 201__.

Nome e Assinatura do(a) Responsável pelo Voluntário

Nome do Menor (Voluntário)

Responsáveis pelo Projeto:

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão
Orientador do Projeto

Ft. Esp. Rodrigo Scattone da Silva
Mestrando em Fisioterapia

Ana Luisa Granado Ferreira
Graduanda em Fisioterapia

Lívia Maria Veronese
Graduanda em Fisioterapia

APÊNDICE B

Manuscrito submetido ao periódico *Clinical Biomechanics*

Elsevier Editorial SystemTM

CLINICAL BIOMECHANICS Contact us Help ?

home | main menu | submit paper | guide for authors | register | change details | log out

Username: Scattone
Role: Author

Version: EES 2011.1.3

Submissions Being Processed for Author Rodrigo Scattone Silva, PT

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

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status
Action Links		The Influence of Varus Forefoot on Hip and Knee Kinematics in Young Subjects	Jan 22, 2012	Jan 22, 2012	Submitted to Journal

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

<< Author Main Menu

Title Page

The Influence of Varus Forefoot on Hip and Knee Kinematics in Young Subjects

Rodrigo Scattone Silva¹, Ana Luisa G. Ferreira¹, Livia M. Veronese¹, Carlos D. Maciel², Fábio V. Serrão¹

1 Laboratory of Intervention and Assessment in Orthopaedics and Traumatology. Department of Physical Therapy. Federal University of São Carlos (UFSCar). São Carlos, São Paulo, Brazil.

2 Electrical Engineering Department, University of São Paulo (USP), São Carlos, São Paulo, Brazil.

Address for correspondence: Rodrigo Scattone Silva,
Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, Rodovia Washington Luis, km 235, CEP: 13565-905, São Carlos, SP, Brasil;
E-mail: rodrigo_scattone@hotmail.com

Phone: +55 16 3351 8754

Fax number: +55 16 3351 8302

Word count: Abstract = 250; Main text = 3.853;

Number of tables: 3

Number of figures: 0

ABSTRACT

Background: There is a high incidence of knee injuries in young subjects and foot misalignments have been related to some of these injuries. It is believed that varus forefoot (VF) is a cause for subtalar hyperpronation, and this misalignment has been correlated to injuries in other joints of the lower limb, including patellofemoral disorders. However, the repercussion of this misalignment in the kinematics of proximal joints in the lower limb in dynamic activities is still unknown. Therefore, the purpose of this study was to compare the knee and hip movement patterns, in young subjects of both genders, with and without VF, during a dynamic task. *Methods:* Forty-six healthy subjects were divided into 4 groups: group of males with VF (GMV, n=11), group of males with aligned forefoot (GMA, n=11), group of females with VF (GFV, n=12), group of females with aligned forefoot (GFA, n=12). Three-dimensional kinematics was assessed while the subjects performed a single-leg squat task. Inter-group comparison was performed with two-way ANOVAs.

Findings: The GFV presented lower values of knee abduction ($P=0.05$) and knee medial rotation ($P=0.03$) when compared to the GFA. No other differences were observed and there was no difference between GMV and GMA in any of the variables ($P>0.05$).

Interpretation: These results indicate that VF influences the lower limb movement patterns of young females in a dynamic slow-velocity task, and it is possible that these movement patterns are compensatory strategies adopted to prevent a potentially hazardous pattern, involving the combination of subtalar hyperpronation and knee abduction.

Keywords: Hyperpronation, Subtalar, Patellofemoral Pain, Biomechanics.

1. Introduction

Alterations in the mechanics of the foot in the stance phase of gait may affect the movement patterns of proximal joints, predisposing to the occurrence of musculoskeletal overload injuries (Tiberio, 1988; Fonseca et al., 2007). Varus forefoot (VF) is a foot deformity in which the plane of the metatarsal heads is supinated in relation to the rearfoot, when the subtalar joint is fixed in neutral position (Root et al., 1977). It is believed that VF increases the pronation of the subtalar joint (subtalar hyperpronation) during foot stance, in order to allow the medial metatarsals to contact the floor (Alonso-Vázquez et al., 2009). Therefore, this foot misalignment may produce significant compensations in other body segments and may present important clinical relevance, especially considering that an association has been observed between VF and injuries in proximal joints of the lower limb, such as the hip (Gross et al., 2007) and the knee (Lun et al., 2004).

Patelofemoral pain syndrome (PFPS) is the most common overload dysfunction observed in orthopaedic rehabilitation centers (Taunton et al., 2002). It is characterized by retropatellar or peripatellar pain that is related to activities such as squatting or step descent (Fulkerson, 2002). A significant relationship has been observed between VF and PFPS in young subjects (Lun et al., 2004), and subtalar hyperpronation was recently established as a risk factor for the development of PFPS (Boling et al., 2009). Theories formulated to determine the influence of subtalar hyperpronation in the development of PFPS have established that, considering that there is an obligatory relationship between subtalar pronation and tibial internal rotation in closed kinetic chain, subtalar hyperpronation would result in excessive internal rotation of the tibia and femur in

weight-bearing, which could significantly influence patellofemoral joint mechanics (Tiberio, 1987; Powers, 2003). Some studies have attempted to confirm the correlation between foot misalignments and altered movement patterns in the lower limb, and it was demonstrated that inducing subtalar hyperpronation in subjects with normal foot alignment, indeed produces kinematic alterations in the rearfoot, tibia and femur in gait (Lafortune et al., 1994; Souza et al., 2009). However, there are no studies evaluating the lower limb biomechanics of subjects that in fact present VF.

Recently, it was demonstrated that there is a high incidence of non-traumatic knee injuries in adolescents, with 25% of subjects in this population presenting knee pain (Mølgaard et al., 2011). Also, adolescents with PFPS present more pronation in the subtalar joint when compared to adolescent without knee pain, and the incidence of PFPS is two times greater in female adolescents when compared to males at the same age range (Mølgaard et al., 2011). Considering that it has been demonstrated that a long duration of symptoms and older age decrease the chance of treatment success in the rehabilitation of patients with PFPS (Blond and Hansen, 1998; Collins et al., 2010), the early identification of biomechanical alterations in young subjects, associated to foot misalignments, is important for the effective establishment of rehabilitation and prevention interventions.

In spite of the evidences demonstrating that misalignments at the foot present significant proximal compensations in the lower limb, to present date, very few studies have attempted to evaluate the impact that foot misalignments have in the knee and hip movement patterns of young subjects. Moreover, the influence of foot misalignments in the lower limb biomechanics has been evaluated during gait (Lafortune et al., 1994;

Souza et al., 2009) however, the effects of these misalignments in the lower limb movement patterns in other functional activities, such as the single-leg squat, are still unknown. The identification of altered patterns of movement in subjects with VF could allow the establishment of interventions, such as the implementation of foot orthosis, to improve movement patterns and, possibly, prevent lower limb injuries, such as PFPS. Therefore, the purpose of the present study was to compare the kinematic patterns of the knee and hip between young subjects of both genders, with and without VF, during a single-leg squat task.

2. Methods

2.1. Subjects

Forty-six healthy sedentary subjects volunteered to this study and were divided into 4 groups: Group of males (n=11) presenting compensated forefoot varus (GMV), group of males (n=11) presenting aligned forefoot (GMA), group of females (n=12) presenting compensated forefoot varus (GFV), group of females (n=12) presenting aligned forefoot (GFA). The subjects were considered to have compensated forefoot varus if they presented an angle of forefoot varism $\geq 8^\circ$ and a rearfoot eversion $\geq 10^\circ$. These angulations were based on the findings of Buchanan and Davis (2005) and this criterion was established so that it was assured that the included subjects presented excessive pronation of the subtalar joint, possibly trying to compensate for the presence of varus forefoot, as suggested by Hlavac (1970) and Tiberio (1988). The subjects were recruited from local high-schools and, to be included in this study, would have to have 14 to 18 years of age.

The following exclusion criteria were established for this study: 1) History of congenital deformity or surgery in the lower extremities (Buchanan and Davis, 2005); 2) Injury to either lower extremity in the previous 6 months (Buchanan and Davis, 2005); 2) Regular practice of physical activity, in a frequency of 3 times a week or greater; 3) Presence of valgus forefoot (Cobb et al., 2004); 4) Presence of any medical or neurological condition that would impair their ability to perform the proposed evaluations.

The subjects were invited to voluntarily participate in the study. Each participant signed an informed consent form, as required by the university's institutional Ethics Committee, which approved the study. For the volunteers younger than 18 of age, parental or guardian consent was also obtained.

2.2. Foot alignment assessment

For this evaluation, subjects were positioned lying prone, with one hip in neutral position, with the knee extended and the foot positioned outside of the examining table. The other leg was positioned in flexion, abduction and external rotation of the hip, and knee flexion of approximately 90°. A line was drawn on the extended leg bisecting the lower one third of the leg and another line was drawn bisecting the calcaneus (Buchanan and Davis, 2005). The alignment of the forefoot was measured with the subtalar joint held in neutral position. Subtalar joint neutral was determined using a palpation method as previously performed by Elveru et al. (1988) and Buchanan and Davis (2005). The angle of forefoot varism was measured with a universal goniometer. While one hand held the subject's subtalar joint in its neutral position, the opposite hand was used to align the goniometer in such a way that the fixed arm was positioned perpendicular to the bisection

of the calcaneus, and the moveable arm was aligned to an imaginary line drawn through the metatarsal heads (Johanson et al., 1994; Cobb et al., 2004; Buchanan and Davis, 2005). Both lower limbs were evaluated, at a random order, and the measurements were taken 3 times and an average was calculated for greater reliability (Cobb et al., 2004; Buchanan and Davis, 2005).

In 15 randomly selected subjects, the anatomical landmarks were erased after the first set of measurements with an alcohol swab. A second averaged set of 3 measurements for each static forefoot position was performed approximately 2 hours after the first assessment (at the end of the kinematic evaluation) in order to quantify intrarater reliability of this measure.

For the assessment of the rearfoot eversion angle, the subject stood on a 45.0 cm-high box that was positioned close to a wall. The rearfoot angle was assessed with a universal goniometer and was measured as the angle between the bisection of the lower one third of the leg and the bisection of the calcaneus, with the subject in single-leg relaxed stance (Buchanan and Davis, 2005). For this measurement, the subject flexed the opposite knee and was allowed to touch the wall with both hands for balance, if necessary. The same examiner performed all assessments and the measurements were taken 3 times and an average was calculated for greater reliability (Cobb et al., 2004; Buchanan and Davis, 2005). A previous study has demonstrated excellent intra-rater reliability for this measure (ICC=0.90) (Buchanan and Davis, 2005).

Afterwards, the lower limb presenting greater VF was submitted to a kinematic evaluation in the subjects from the GMV and GFV groups. Subjects from the GMA and GFA groups were matched to the subjects from the GMV and GFV, respectively,

regarding anthropometric variables and regarding the lower limb that would be submitted to the kinematic evaluation.

2.3. Kinematic assessment

Three-dimensional kinematics of the knee and hip was assessed through electromagnetic tracking, with the Flock of Birds[®] (miniBird[®]) hardware (Ascension Technology Corporation, Burlington, VT) integrated to the MotionMonitor[™] software (Innovative Sports Training, Inc. Chicago, IL). This device is a 6-degree-of-freedom measuring system that simultaneously tracks the position and orientation of the receivers by a transmitter, which consists of 3 orthogonal coils generating a magnetic field. Electromagnetic sensors fixated in body segments allow the collection of changes in the electromagnetic flux in the field generated by the transmitter. In a free of metal environment, up to a distance of 76 cm of the transmitter, the Flock of Birds[®] device presents accuracy of 0.5° for orientation and 0.18 cm for sensor position in space, according to specifications of the manufacturer. The kinematic data were collected at a sampling rate of 90 Hz.

For the kinematic assessment, four electromagnetic sensors were attached to the sacrum (S2), the distal lateral thighs and the anteromedial aspect of the proximal tibia (Boling et al., 2009). Each sensor was placed over an area of least muscle mass, to minimize potential sensor movement and was then secured using double-sided tape and adhesive tape (3M[™] Transpore[™] Medical Tape, MN). Before dynamic testing, the medial and lateral malleoli and femoral epicondyles were digitized to determine the ankle joint center and knee joint center, respectively. The hip joint center was estimated using

the functional approach described by Leardini et al. (1999), with the data being collected as subjects moved the hip into 15 different static positions, representing positive and negative rotations around all 3 axes. When the sensors were digitized, a static file was taken with the subject in anatomic position, for the determination of the angles in neutral alignment for the hip and knee joints of each subject.

The subjects were evaluated in a single-leg squat task. This task was chosen because it is a dynamic maneuver that demands high activation of the lower limb muscles (Beutler et al., 2002). For the single-leg squat, the subject was oriented to flex the knee of the non-tested limb to 90° and cross the arms over the chest. The subject was, then, instructed to squat down as far as possible (Zeller et al., 2003) during a 2-second period, and then return to a single-legged stand without losing balance, during a further 2-second period. Therefore, the single-leg squat task was performed in a total time of 4 seconds monitored by digital metronome. The task was performed at least 3 times before data collection, for familiarization purposes. Next, three valid trials were collected for analysis, with a 1 minute rest interval between trials, to prevent any possible influence of fatigue on the evaluations. A trial was considered valid if the subjects performed the single-leg squat with at least 60° of knee flexion, within a 4-second period, without losing their balance.

2.4. Data reduction

All the kinematic data were filtered using a fourth order, zero lag, low-pass Butterworth filter at 6 Hz (Zeller et al., 2003). The Euler angles were calculated using the joint coordinate systems definitions recommended by the International Society of Biomechanics (Wu et al., 2002) using the MotionMonitor™ software. The variables of

interest consisted of peak angles of hip adduction/abduction and internal/external rotation, and knee adduction/abduction and internal/external rotation, during the single-leg squat. The kinematic data were reduced using custom Matlab software (version 2008a, MathWorks, Natick, Massachusetts).

2.5. Statistical analysis

The data were analyzed with respect to their statistical distribution and variance homogeneity using the Shapiro-Wilk W and Levene tests, respectively. Two-way ANOVAs (Sex x Group) were carried out for each dependent variable. When significant interactions or main effects were present, Tukey's *post-hoc* tests were used to further analyze the group differences. Effect sizes (Cohen's d) were calculated to determine the meaningfulness of any differences observed. For the determination of the intra-class correlation coefficient ($ICC_{3,3}$) of the varus forefoot measure, the SPSS software (version 10.0; SPSS Inc, Chicago, IL) was used. For all statistical tests, a preset alpha level of 0.05 was used.

3. Results

Data regarding anthropometric and foot alignment variables are presented in the Table 1. No difference was observed between the GMV and GMA, and GFV and GFA regarding age, body mass, height and body mass index ($P>0.05$). The foot alignment data analysis revealed a main effect of group regarding the variables forefoot varus angle ($F=113.22$; $P<0.001$) and rearfoot angle ($F=86.18$; $P<0.001$). *Post hoc* analysis revealed higher values of forefoot varus angles in the GMV in comparison to the GMA ($P<0.001$; effect size=2.80) and on the GFV in comparison to the GFA ($P<0.001$; effect size=3.84). Regarding the rearfoot angles, it was observed a higher value of rearfoot angle on the GMV when compared to the GMA ($P<0.001$; effect size=2.36) and on the GFV when compared to the GFA ($P<0.001$; effect size=3.42).

The measure of forefoot varus angle presented an intra-class correlation coefficient ($ICC_{3,3}$) of 0.99 with a standard error of measurement (SEM) of 0.55° , therefore, an excellent intra-rater reliability of this measure was observed. The results from the kinematic assessment of the hip and knee during single-leg squat for women and men are presented in Tables 2 and 3, respectively.

Regarding the hip joint kinematic data, there were no significant interaction effects and no difference was observed between the GMV and GMA, and GFV and GFA, in any of the variables ($P>0.05$). However, women presented greater hip adduction (main effect of sex, $F=4.06$; $P=0.05$) and smaller hip abduction (main effect of sex, $F=9.91$; $P=0.012$) when compared to men, regardless of foot alignment.

For the knee joint, the subjects with VF presented smaller values of knee internal rotation (main effect of group, $F=4.88$; $P=0.033$) when compared to the subjects with

normal forefoot alignment. The *post hoc* analysis showed that the GFV presented smaller values of knee internal rotation when compared to the GFA ($P=0.031$; effect size=0.87). No difference was observed between the GMV and GMA in this variable ($P=0.36$). Also, it was observed that men presented greater values of knee internal rotation (main effect of sex, $F=5.31$; $P=0.026$) when compared to women, regardless of foot alignment. No difference was observed between the GMV and GMA, and GFV and GFA for knee external rotation ($P>0.05$).

Regarding the knee movements in the frontal plane, a significant interaction effect was observed for knee abduction ($F=9.05$; $P=0.004$) and the *post hoc* analysis showed that the GFV presented smaller values of knee abduction in comparison to the GFA ($P=0.05$; effect size=1.08), with no difference between the GMV and GMA ($P=0.38$). No difference was observed between the GMV and GMA, and GFV and GFA for knee adduction ($P>0.05$). Finally, the women presented greater values of knee abduction (main effect of sex, $F=26.27$; $P<0.001$) and smaller values of knee adduction (main effect of sex, $F=11.80$; $P=0.001$) when compared to men, regardless of foot alignment.

4. Discussion

Our results showed no difference between the GMV and GMA, and the GFV and GFA during the single-leg squat task regarding hip kinematic data ($P>0.05$). Previous studies have demonstrated that increasing calcaneal eversion (subtalar hyperpronation) with lateral wedges in asymptomatic subjects with normal foot alignment, resulted in significant increases in internal rotation of the tibia and femur in static bipodal stance (Khamis and Yizhar, 2007) and in femur internal rotation in static unipodal stance (Tateuchi et al., 2011). However, these studies performed static kinematic assessments and, therefore, they showed a significant impact of inducing calcaneal eversion in orthostatic posture, but there is a large scarcity of studies assessing the effects of subtalar hyperpronation in the movement patterns of the hip joint.

Souza et al. (2010) have demonstrated that there is, in fact, a significant movement coupling between subtalar pronation/supination and hip internal/external rotation in gait. The same authors have also shown that using sandals with a lateral wedge on the forefoot, so that the foot would present a similar behavior to the foot of a subject with VF, resulted in higher values of internal rotation of the tibia and femur during gait, suggesting that subtalar hyperpronation could have a significant effect in the movement pattern of the hip joint (Souza et al., 2009). Our results do not support these findings, since no difference was observed between groups regarding hip kinematics, and it is possible that these different results are due to methodological differences between the studies, especially regarding the tasks performed during the evaluations.

Also supporting the theory of a significant impact of foot misalignments in the proximal joints of the lower limb, a recent study has demonstrated that there is a

significant relationship between VF and degenerative injuries in the hip of older adults (Gross et al., 2007). Gross et al. (2007) have found a greater incidence of total hip arthroplasty in elderly with VF when compared to elderly with normal forefoot alignment. The authors proposed that a greater hip internal rotation caused by a VF, could overload this joint and possibly result in degenerative alterations (Gross et al., 2007). However, this study did not perform a kinematic evaluation to confirm this hypothesis, and more studies are necessary for further enlightenment regarding foot misalignments and altered hip movement patterns and injuries.

Regarding the knee joint, it was verified that the GFV presented smaller values of knee internal rotation when compared to the GFA (6.05° and 11.62° , respectively; $P=0.03$), and no difference was observed between the GMV and GMA ($P>0.05$). These results are contrary to others in the literature that have observed a greater knee internal rotation in circumstances that induced subtalar hyperpronation in subjects with normal foot alignment (Lafortune et al., 1994; Souza et al., 2009). These conflicting results are probably due to methodological differences, especially considering that these studies have assessed the acute effects of inducing subtalar hyperpronation in subjects with normal foot alignment during gait (Lafortune et al., 1994; Souza et al., 2009), and we evaluated subjects that actually presented VF and subtalar hyperpronation during a single-leg squat.

Concerning the knee movements in the frontal plane, it was expected that subjects with VF would present greater knee abduction than subjects with aligned forefoot, because it has been stated that excessive calcaneal eversion is related to greater knee abduction (Riegger-Krugh and Keysor, 1996). However, our findings were contrary to

this hypothesis, and women with VF presented smaller values of knee abduction when compared to women with normal forefoot alignment (6.03° and 10.81° , respectively). A possible explanation for this result is that women from the GFV may have utilized compensatory strategies of muscle recruitment and/or trunk and pelvis inclination in order to minimize knee abduction, so the lower limb wouldn't adopt a potentially hazardous movement pattern, involving the combination of subtalar hyperpronation and knee abduction. For example, a contralateral trunk inclination, while executing the task, results in a shift in the center of mass away from the stance limb, which increases the distance from the resultant ground reaction force vector and the knee joint center, thereby increasing the adductor moment at the knee (Powers, 2010). These strategies might be valid for maintaining dynamic alignment in slow activities without external perturbation, such as squatting in controlled laboratory circumstances. However, this might not occur in higher demand activities and it is possible that, not being able to use these strategies in high-speed activities, women with subtalar hyperpronation are not able to maintain lower limb dynamic alignment, which could result in knee injuries.

In agreement with these results, McClay and Manal (1998) have also demonstrated that subjects with excessive rearfoot pronation present less frontal plane knee motion while running when compared to subjects with normal rearfoot alignment. Considering that recent studies have observed a significant relationship between subtalar hyperpronation and medial tibiofemoral osteoarthritis (Reilly et al., 2009; Levinger et al., 2010), it is possible that a greater range of motion is important for dissipation of the forces imposed to this joint in functional activities, and the occurrence of this motions in

smaller ranges could facilitate the occurrence of degenerative injuries in this joint in long-term, but more studies are necessary for the establishment of this relationship.

Lastly, men of this study presented significant lower limb kinematic differences when compared to women. Men presented greater hip abduction, greater knee adduction and knee internal rotation and smaller hip adduction and knee abduction when compared to women ($P < 0.05$). These biomechanical differences between genders are in agreement with the results of kinematic assessments during single-leg squat from other studies (Zeller et al., 2003; Willson et al., 2006; Baldon et al., 2011) and are probably related to the higher knee injury incidence that is observed in young women.

The present study had some limitation that should be recognized. The kinematic evaluation was restricted to the hip and knee joints. A more comprehensive evaluation, including trunk and pelvis movements, and including an electromyographic analysis of the lower limb muscles, could provide further enlightenment regarding the compensatory strategies adopted in this context. Another important limitation is the non-inclusion of the foot movements in the kinematic assessment, considering that this assessment could verify if the subtalar hyperpronation, measured statically, in fact occurred in the dynamic task. Lastly, since the subtalar joint was not maintained in neutral position during the determination of the static anatomic position for the knee and hip joint angles in the kinematic assessment, it is possible that the lower limb of the subjects with VF was already at a position of internal rotation before starting the squat task. Therefore, the range of motion in internal rotation of these subjects may have been underestimated. In spite of these limitations, to our knowledge, the present study is the first to perform a kinematic assessment of the hip and knee in a dynamic task in subjects with VF.

5. Conclusion

In conclusion, movement pattern alterations on the knee in the frontal and transverse planes were observed in young women with VF when compared to women with normal forefoot alignment, but no difference was observed between men with and without VF. The GFV presented less knee abduction and knee internal rotation during a single-leg squat task when compared to the GFA. It is possible that these altered movement patterns are secondary to compensatory strategies adopted by the subjects while performing the task, in order to prevent the lower limb from going into a potentially hazardous movement pattern, involving the combination of subtalar hyperpronation and knee abduction.

Acknowledgements

The authors would like to thank all of the volunteers and the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) for the financial support to this research. This sponsor had no involvement with the study design, data collection, analysis and interpretation of data, in the writing of this manuscript, or in the decision to submit for publication.

References

Alonso-Vázquez, A., Villarroya, M.A., Franco, M.A., Asín, J., Calvo, B., 2009. Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait Posture*. 29, 214-219.

Baldon, R.M., Lobato, D.F., Carvalho, L.P., Santiago, P.R., Benze, B.G., Serrão, F.V., 2011. Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. *J. Appl. Biomech*. 27, 223-232.

Beutler, A.I., Cooper, L.W., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., 2002. Electromyographic analysis of single-leg, closed chain exercises: implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Athl. Train*. 37, 13-18.

Blond, L., Hansen, L., 1998. Patellofemoral pain syndrome in athletes: a 5.7-year retrospective follow-up study of 250 athletes. *Acta Orthop. Belg*. 64, 393-400.

Boling, M.C., Padua, D.A., Marshall, S.W., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A., 2009. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury cohort. *Am. J. Sports Med*. 37, 2108-2116.

Buchanan, K.R., Davis, J., 2005. The relationship between forefoot midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 35, 559-566.

Cobb, S.C., Tis, L.L., Johnson, B.F., Higbie, E.J., 2004. The effect of forefoot varus on postural stability. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 34, 79-85.

Collins, N.J., Crossley, K.M., Darnell, R., Vicenzino, B., 2010. Predictors of short and long term outcome in patellofemoral pain syndrome: a prospective longitudinal study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 19, 11-11.

Elveru, R.A., Rothstein, J.M., Lamb, R.L., 1988. Goniometric reliability in a clinical setting: subtalar and ankle joint measurements. *Phys. Ther.* 68, 672-677.

Fonseca, S.T., Ocarino, J.M., Silva, P.L., Aquino, C.F., 2007. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain, in: Magee, D.J., Zachazewski, J.E., Quillen, W.S., (Eds.), *Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation*, St Louis, Saunders Elsevier, pp. 476-486.

Fulkerson, J.P., 2002. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am. J. Sports Med.* 30, 447-456.

Gross, K.D., Niu, J., Zhang, Y.Q., Felson, D.T., McLennan, C., Hannan, M.T., et al., 2007. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthr. Rheum.* 56, 2993-2998.

Hlavac, H.F., 1970. Compensated forefoot varus. *J. Am. Podiatr. Assoc.* 60, 229-233.

Johanson, M.A., Donatelli, R., Wooden, M.J., Andrew, P.D., Cummings, G., 1994. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys. Ther.* 74, 149-161.

Khamis, S., Yizhar, Z., 2007. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture.* 25, 127-134.

Lafortune, M.A., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J. III, Kalenak, A., 1994. Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J. Orthop. Res.* 12, 412-420.

Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., et al., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J. Biomech.* 32, 99-103.

Levinger, P., Menz, H.B., Fotoohabadi, M.R., Feller, J.A., Bartlett, J.R., Bergman, N.R., 2010. Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J. Foot Ankle Res.* 3:1-8.

Lun, V., Meeuwisse, W.H., Stergiou, P., Stefanyshyn, D., 2004. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br. J. Sports Med.* 38, 576-580.

McClay, I., Manal, K., 1998. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin. Biomech.* 13, 195-203.

Mølgaard, C., Rathleff, M.S., Simonsen, O., 2011. Patellofemoral pain syndrome and its association with hip, ankle, and foot function in 16-to18-year-old high school students: a single-blind case-control study. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 101, 215-222.

Powers, C.M., 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 33, 639-646.

Powers, C.M., 2010. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40, 42-51.

Reilly, K., Barker, K., Shamley, D., Newman, M., Oskrochi, G.R., Sandall, S., 2009. The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiot.* 95, 164-169.

Riegger-Krugh, C., Keysor, J.J., 1996. Skeletal malalignment of the lower quarter: correlated and compensatory motions and postures. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 23, 164-170.

Root, M.L., Orien, W.P., Weed, J.H., 1977. Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics. Clinical Biomechanics Corp, Los Angeles.

Souza, T.R., Pinto, R.Z., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., Pertence, A.E., Fonseca, S.T., 2009. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 99, 503-11.

Souza, T.R., Pinto, R.Z., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., Fonseca, S.T., 2010. Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clin. Biomech.* 25, 745-748.

Tateuchi, H., Wada, O., Ichihashi, N., 2011. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum. Mov. Sci.* 30, 566-573.

Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D., 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br. J. Sports Med.* 36, 95-101.

Tiberio, D., 1987. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 9, 160-169.

Tiberio, D., 1988. Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys. Ther.* 68, 1840-1849.

Willson, J.D., Ireland, M.L., Davis I., 2006. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 38, 945-952.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al., 2002. ISB recommendations on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part 1: ankle, hip, and spine. *J. Biomech.* 35, 543-548.

Zeller, B.L., McCrory, J.L., Kibler, W.B., Uhl, T.L., 2003. Differences in kinematic and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am. J. Sports Med.* 31, 449-456.

APÊNDICE C

Manuscrito submetido ao periódico Fisioterapia em Movimento



RELAÇÃO ENTRE HIPEPRONAÇÃO SUBTALAR E AS LESÕES DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR DO JOELHO: REVISÃO DE LITERATURA

Relationship between subtalar hyperpronation and injuries of the anterior cruciate ligament of the knee: Literature review

Rodrigo Scattone da Silva^[a]; Ana Luisa Granado Ferreira^[b]; Lívia Maria Veronese^[c]; Patrícia Driusso^[d]; Fábio Viadanna Serrão^[e]

^[a] Mestrando Bolsista da Coordenação de Apoio a Pessoal de Ensino Superior (CAPES) – Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP – Brasil, e-mail: scattone@fcm.unicamp.br

^[b] Bolsista de Iniciação Científica da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) – Graduanda em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP – Brasil, e-mail: anagranado@live.com

^[c] Bolsista de Iniciação Científica da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). Graduanda em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP – Brasil, e-mail: livia_veronese@hotmail.com

^[d] Doutora em Ciências Fisiológicas pela Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Professora Adjunta do Departamento de Fisioterapia, UFSCar, São Carlos, SP – Brasil, e-mail: pdriusso@ufscar.br

^[e] Doutor em Fisioterapia pela Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Professor Adjunto do Departamento de Fisioterapia, UFSCar, São Carlos, SP – Brasil, e-mail: fserrao@ufscar.br

Resumo

Introdução: A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma lesão severa, que resulta em instabilidade funcional e em distúrbios articulares degenerativos. Fatores de risco proximais à articulação do joelho têm sido bastante enfatizados na última década, mas menor atenção tem sido voltada para os fatores de risco distais ao joelho. A hiperpronação subtalar (HS) foi sugerida por alguns autores como um possível fator de risco para as lesões do LCA, mas as evidências da literatura a respeito dessa questão são escassas e pouco conclusivas. **Objetivo:** O propósito deste estudo foi realizar uma revisão dos estudos da literatura que realizaram uma avaliação das alterações de alinhamento da articulação subtalar associadas à lesão do LCA ou associadas a outros fatores de risco conhecidos para essa lesão. **Materiais e Métodos:** Foi realizada uma busca em bases eletrônicas (PubMed, MEDLINE, COCHRANE, *Web of Science*, PEDro, SciELO, LILACS e EMBASE) de 1966 até 2011. **Resultados e Discussão:** Foram encontrados 9 estudos clínicos considerados pertinentes ao tema. Desses trabalhos, quatro identificaram HS em indivíduos com lesão do LCA e 1 encontrou correlação entre HS e outros fatores de risco para lesões do LCA. A não identificação de correlação entre essas variáveis nos demais estudos se deve provavelmente a diferenças metodológicas nas avaliações. Deve-se ressaltar que a natureza retrospectiva dos estudos encontrados não permite o estabelecimento de causa e consequência nesse contexto. São necessários estudos prospectivos, com maior uniformidade metodológica, para o definitivo estabelecimento da HS como efetivo fator de risco para as lesões do LCA.

Palavras-chave: Pronação, Articulação Talocalcânea, Ligamento Cruzado Anterior, Articulação do Joelho.

Abstract

Introduction: Anterior cruciate ligament (ACL) rupture is a severe knee injury, leading to functional instability and degenerative joint disease. Risk factors proximal to the knee joint have been highly emphasized in the last decade, but less attention has been focused on risk factors located distal to the knee. Subtalar hyperpronation (SH) has been suggested by some authors as a possible risk factor for ACL injuries, but the evidences regarding this matter are still scarce and inconclusive. **Objective:** The purpose of this study was to carry out a review of the literature studies that have performed assessments of the subtalar joint alignment associated to ACL injuries or associated to other known risk factors for this injury. **Materials and Methods:** A search in electronic databases (PubMed, MEDLINE, COCHRANE, *Web of Science*, PEDro, SciELO, LILACS and EMBASE) was performed from 1966 to 2011. **Results and Discussion:** Nine clinical studies were found to be pertinent to this matter. Among these, four studies have identified SH in subjects with ACL injury and 1 study has found a correlation between SH and other risk factors for ACL injury. The inexistence of correlation between these variables in the other studies is probably due to methodological differences in the assessments. It should be noted that the retrospective nature of the studies found does not allow the establishment of cause and consequence in this context. Prospective studies, with more methodological uniformity, are necessary for the definitive establishment of SH as an effective risk factor for ACL injuries.

Keywords: Pronation, Talocalcaneal Joint, Anterior Cruciate Ligament, Knee Joint.

INTRODUÇÃO

A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma lesão ligamentar severa, que resulta em instabilidade funcional à curto prazo e a distúrbios articulares degenerativos à longo prazo (1). Essa lesão é tradicionalmente descrita como a lesão ligamentar mais comum da articulação do joelho (2) e seu tratamento envolve um custo financeiro bastante significativo, considerando-se que é estimado um gasto de aproximadamente 17 mil dólares entre tratamento cirúrgico e reabilitação de um paciente com essa lesão, o que resulta em um gasto superior a 1,7 bilhões de dólares, somente nos Estados Unidos, com o tratamento dessa condição (3). As implicações físicas, mentais, emocionais e econômicas da lesão do LCA têm motivado a realização de análises dos fatores de risco e dos mecanismos envolvidos na lesão, para que estratégias preventivas eficazes possam ser adequadamente estabelecidas (4, 5).

Tem sido reportado que aproximadamente 80% das lesões do LCA ocorrem sem um trauma direto (6), o que vem incentivando a comunidade científica a buscar identificar fatores de risco intrínsecos e extrínsecos ao indivíduo que possam estar relacionados à lesão. Vários fatores de risco para as lesões do LCA já foram estabelecidos na literatura e incluem fatores locais, fatores proximais e fatores distais à articulação do joelho (4, 5). Fatores locais, como um excesso de translação anterior da tíbia em relação ao fêmur, vêm sendo tradicionalmente considerados como aspectos relevantes na gênese da lesão do LCA (7), e, mais recentemente, alguns fatores de risco mais proximais também têm sido bastante enfatizados como fatores predisponentes a essa lesão (8). Alterações cinemáticas no tronco, pelve e quadril e alterações de força e recrutamento dos músculos estabilizadores do complexo lombo-pélvico podem favorecer a ocorrência do chamado valgo dinâmico do joelho, movimento que produz significativo estresse no LCA e predispõe o mesmo à lesão (8, 9, 10). Outro possível fator de risco, que vem recebendo menor atenção nos estudos da literatura, e que se encontra distal à articulação do joelho, é uma alteração de alinhamento caracterizada por excesso de pronação da articulação subtalar (hiperpronação subtalar).

Alguns modelos teóricos foram levantados ao longo dos anos numa tentativa de elucidar os mecanismos pelos quais a hiperpronação da articulação subtalar pode

favorecer a ocorrência de lesões no joelho, quadril e coluna vertebral (11, 12, 13). A hiperpronação subtalar vêm sendo correlacionada com alterações cinemáticas na articulação do joelho (14, 15), com alterações de alinhamento da pelve (16) e com inúmeras lesões que incluem fraturas por estresse (17), síndrome da dor femoropatelar (18), lesões degenerativas no quadril (19), dentre outras. Além disso, têm sido observadas correlações significativas entre o alinhamento estático da articulação subtalar e as lesões do LCA (20, 21, 22, 23), mas ainda há pouco entendimento sobre os mecanismos pelos quais esse mau-alinhamento influencia a função neuromuscular e a biomecânica durante atividades esportivas, apresentando um papel como fator de risco para essa lesão (24). Um melhor entendimento das relações entre as alterações de alinhamento nos pés com as lesões do LCA poderia favorecer a implementação mais efetiva de condutas preventivas abrangentes para a redução nos índices de lesão do LCA.

Considerando-se a origem multifatorial das lesões atraumáticas do LCA (4) e a inerente interrelação existente entre as articulações do membro inferior, torna-se necessária uma abordagem de avaliação abrangente do indivíduo, para a identificação precoce de fatores de risco e prevenção efetiva da lesão. Apesar das indicações de que existe uma relação entre o excesso de pronação da articulação subtalar e as lesões do LCA (20, 21, 22, 23), pouca atenção tem sido voltada, especialmente na última década, para melhor elucidar essa questão, e os resultados dos estudos sobre o tema são contraditórios e pouco conclusivos. Assim, o propósito deste estudo foi realizar uma revisão dos estudos da literatura que tenham buscado identificar alterações de alinhamento da articulação subtalar (hiperpronação subtalar) associadas à lesão do LCA ou associadas a outros fatores de risco para essa lesão.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizada uma busca eletrônica nas bases de dados PubMed, MEDLINE, COCHRANE, *Web of Science*, PEDro, SciELO, LILACS e EMBASE de 1966 até 2011, no período compreendido entre os dias 25 de Abril a 03 de Maio de 2011, cruzando-se as seguintes palavras-chave: *pronation* (pronação), *subtalar* (subtalar), *anterior* (anterior), *cruciate* (cruzado), *ligament* (ligamento), *ACL* (LCA) e *injury* (lesão). Foram incluídos

no presente estudo, os artigos que apresentassem os seguintes critérios: 1) Avaliações do alinhamento dos pés (pronação subtalar) associadas a lesões do ligamento cruzado anterior do joelho de indivíduos de ambos os gêneros, sem distinção quanto à idade; 2) Avaliações do alinhamento dos pés (pronação subtalar) buscando correlacioná-las com fatores de risco para lesões do LCA e; 3) Artigos disponíveis na íntegra nos idiomas inglês ou português. Foram excluídos do estudo os trabalhos que analisassem o efeito de palmilhas como condutas de prevenção para a lesão do LCA, uma vez que estávamos interessados em avaliar a relação entre a hiperpronação subtalar e as lesões do LCA e não o efeito de diferentes condutas preventivas.

Os títulos e resumos dos trabalhos foram analisados e os estudos que preenchessem os critérios de inclusão foram obtidos na íntegra. As referências bibliográficas dos estudos também foram analisadas, buscando-se trabalhos que pudessem ser incluídos na revisão. Cada artigo teve seu conteúdo analisado por dois autores separadamente e, posteriormente, as informações coletadas por cada autor foram confrontadas e os dados que divergiram entre os autores foram analisados até que se chegasse a um consenso. O conteúdo dos artigos pesquisados deveria conter informações relevantes ao tópico explanado e ser passível de comparação com os demais artigos para que o mesmo fosse incluído na presente revisão.

RESULTADOS

Nas bases de dados SciELO, LILACS e PEDro não foram encontrados estudos sobre o presente tema, tendo sido encontrados, nas demais bases de dados, 11 estudos pertinentes ao tema abordado, todos na língua inglesa. Dos trabalhos selecionados, dois foram revisões de literatura (5, 25) e os 9 demais foram estudos clínicos (20, 21, 22, 23, 24, 26, 27, 28, 29). Desses estudos, seis buscaram identificar a presença de hiperpronação subtalar em indivíduos com lesão do LCA (20, 21, 22, 23, 26, 28) e os 3 demais avaliaram a relação entre a pronação subtalar e outros fatores de risco para lesões do LCA (24, 27, 29).

Com relação às avaliações, oito dos trabalhos avaliaram a pronação subtalar por meio do teste da queda do navicular (20, 21, 22, 23, 24, 26, 27, 28), um avaliou a

pronação subtalar por análise da distribuição da pressão plantar (29) e nenhum realizou ambas as avaliações do alinhamento dos pés. Todos os trabalhos que avaliaram correlação das lesões de LCA com a hiperpronação subtalar foram análises retrospectivas, ou seja, foi avaliado o alinhamento dos pés de sujeitos que já apresentavam a lesão do LCA.

As principais características dos estudos selecionados estão expostas na Tabela 1.

TABELA 1 - Caracterização dos artigos incluídos na revisão

Autores	Caracterização da Amostra	Variáveis Avaliadas	Resultados
Beckett et al, 1992 (20)	Grupo com Lesão do LCA (GL): 50 indivíduos (39 homens e 11 mulheres). Grupo Controle (GC): 50 indivíduos sem histórico de lesão (39 homens e 11 mulheres)	Foi avaliada a queda do navicular na transição da posição sentado para em pé.	O GL apresentou pronação subtalar significativamente maior em ambos os membros inferiores quando comparado ao GC. Os valores de queda do navicular do GL foram em média de 12,85mm e do GC foram em média de 6,9 mm.
Woodford-Rogers et al, 1994 (21)	Grupo com Lesão do LCA (GL): 22 indivíduos (14 homens e 8 mulheres). Grupo Controle (GC): 22 indivíduos sem histórico de lesão (14 homens e 8 mulheres).	Foi avaliada a queda do navicular na transição da posição sentado para em pé. Além disso, avaliou-se o ângulo de alinhamento do calcâneo e a translação anterior da tibia em relação ao fêmur com artrômetro KT-1000.	O GL apresentou maior queda do navicular do que o GC (8,4 mm e 5,9 mm, respectivamente). Além disso, os valores de queda do navicular e de translação anterior da tibia na análise discriminativa foram capazes de prever a classificação dos indivíduos nos respectivos grupos com precisão em 70,5% dos casos.
Loudon et al, 1996 (22)	Grupo com Lesão do LCA (GL): 20 indivíduos do sexo feminino Grupo Controle (GC): 20 indivíduos do sexo feminino sem histórico de lesão.	Foi avaliada a queda do navicular na transição da posição sentado para em pé. Além disso, avaliou-se o alinhamento pélvico, o ângulo de anteversão femoral, a flexibilidade dos isquiotibiais, a presença de hiperextensão tibiofemoral, o ângulo Q e a posição neutra da articulação subtalar.	Somente a queda do navicular e a presença de hiperextensão tibiofemoral foram capazes de prever a classificação dos indivíduos nos respectivos grupos com precisão na análise de regressão linear múltipla. Os valores exatos de queda do navicular não foram reportados, mas 15 indivíduos do GL apresentaram valores maiores do que 9 mm.
Smith et al, 1997 (26)	Grupo com Lesão do LCA (GL): 14 indivíduos (7 homens e 7 mulheres). Grupo Controle (GC): 14 indivíduos sem histórico de lesão (7 homens e 7 mulheres).	Foi avaliada a queda do navicular na transição da posição sentado para em pé. Além disso, avaliou-se o ângulo de alinhamento do calcâneo em apoio bipodal.	Não houve diferença entre os grupos quanto às variáveis avaliadas. Os valores de queda do navicular do GL foram em média de 6,33mm e do GC foram em média de 6,21 mm.
Bonci, 1999 (25)	Revisão de literatura estabelecendo fatores que vêm sendo levantados na literatura como predisponentes às lesões do LCA.	Busca na base de dados MEDLINE com as palavras-chave: <i>anterior cruciate ligament injury, knee joint stability, postural malalignments, structural abnormalities, static structural measures, musculo-skeletal strength imbalances, isokinetic testing, functional performance tests.</i>	Ressalta-se a hiperpronação subtalar como um dos fatores de risco estabelecidos na literatura como relacionado às lesões do LCA. Ressalta-se ainda a medida da queda do navicular como o principal método utilizado para avaliação da hiperpronação subtalar.
Allen e Glasoe, 2000 (23)	Grupo com Lesão do LCA (GL): 18 indivíduos (12 homens e 6 mulheres). Grupo Controle (GC): 18 indivíduos sem histórico de lesão (12 homens e 6 mulheres).	Avaliação da queda do navicular em apoio bipodal. A queda do navicular foi estabelecida como a diferença entre a altura do navicular estando a articulação subtalar em posição neutra e a altura do navicular com os pés relaxados. Utilizou-se o sistema Metrecom para a avaliação da altura do navicular.	O GL apresentou maior pronação subtalar em ambos os membros inferiores quando comparado ao GC. Os valores de queda do navicular do GL foram em média de 10,5 mm e do GC foram em média de 8,1 mm.

Trimble et al, 2002 (27)	<p>43 Indivíduos (16 homens e 27 mulheres) sem histórico de lesões nos membros inferiores.</p> <p>Avaliação de indivíduos sedentários jovens saudáveis buscando identificar fatores de risco para lesões do LCA e correlações entre os mesmos.</p>	<p>Avaliação do alinhamento dos membros inferiores (queda do navicular, torção tibial externa e presença de hiperextensão tibiofemoral) buscando correlação dessas variáveis com a translação anterior da tibia em relação ao fêmur (mensurada com o artrômetro KT-1000).</p>	<p>A queda do navicular foi a única das variáveis analisadas que apresentou correlação significativa com a translação anterior da tibia. Essa medida de pronação subtalar foi capaz de explicar 26% da variabilidade da translação anterior da tibia nas mulheres na análise de regressão múltipla.</p>
Hargrave et al, 2003 (24)	<p>Grupo com Maior Pronação: 16 indivíduos com queda do navicular (QN) > 10mm.</p> <p>Grupo com Maior Supinação: 16 indivíduos com QN < 5mm.</p> <p>Grupo com Alinhamento Neutro dos Pés: 16 indivíduos com 5mm ≤ QN ≤ 10mm.</p>	<p>Avaliação da força de reação do solo e da excursão de flexão do joelho na aterrissagem de salto unipodal nos indivíduos com diferentes alinhamentos dos pés, porém sem histórico de lesões nos membros inferiores.</p>	<p>Não se observou diferença entre os 3 grupos quanto as variáveis avaliadas.</p>
Jenkins et al, 2007 (28)	<p>Grupo com Lesão do LCA (GL): 16 indivíduos (2 homens e 14 mulheres).</p> <p>Grupo Controle (GC): 89 indivíduos sem histórico de lesão (50 homens e 39 mulheres).</p> <p>Os voluntários eram jogadores de futebol ou basquetebol.</p>	<p>Foi avaliada a queda do navicular na transição da posição sentado para em pé. Foi avaliado ainda o ângulo da articulação subtalar em posição neutra.</p>	<p>Não houve diferença entre os grupos quanto as variáveis avaliadas. O GL apresentou em média 10,6 mm de queda do navicular, enquanto o GC apresentou em média 10,0 mm (p=0,88).</p>
Mitchell et al, 2008 (29)	<p>Grupo com predominante distribuição de pressão plantar medial: 34 membros inferiores.</p> <p>Grupo com predominante distribuição de pressão plantar lateral: 32 membros inferiores.</p> <p>As voluntárias eram mulheres jogadoras de futebol e a divisão dos grupos foi feita por uma avaliação prévia da distribuição da pressão plantar na marcha.</p>	<p>Avaliação do tornozelo e joelho quanto à cinemática e cinética (inversão/eversão e dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo, flexão/extensão e adução/abdução do joelho) durante uma tarefa de salto vertical máximo (<i>Drop vertical jump</i>).</p>	<p>Não houve diferença entre os grupos em nenhuma das variáveis avaliadas, tanto para a articulação do tornozelo quanto para a articulação do joelho.</p>
Alentorn-Geli et al, 2009 (5)	<p>Revisão de literatura estabelecendo fatores que vêm sendo levantados na literatura como predisponentes às lesões do LCA, especialmente em jogadores de futebol.</p>	<p>Busca na base de dados MEDLINE com as palavras-chave: <i>ACL prevention, ACL injury risk factors, non-contact ACL injuries, mechanisms of ACL injuries, ACL injuries in soccer players, injuries in soccer</i>.</p>	<p>Estabelece-se que ainda há controvérsia na literatura quanto a relação entre a hiperpronação subtalar e as lesões do LCA. Ressalta-se grande escassez de estudos avaliando o alinhamento dos pés como fator de risco, especialmente em jogadores de futebol.</p>

DISCUSSÃO

A alta incidência, a severidade, o alto custo e a potencial incapacidade à longo prazo associadas à lesão do LCA fazem com que a prevenção da mesma tenha alta prioridade na comunidade científica (25). A adequada identificação de fatores de risco para essa lesão permite a implementação de condutas preventivas visando modificar esses fatores, buscando-se minimizar o índice dessa importante lesão, especialmente nas populações de risco. Na atual revisão foram encontradas evidências que suportam a hiperpronação subtalar, mensurada por meio do teste da queda do navicular, como potencial fator de risco para as lesões do LCA (20, 21, 22, 23, 27).

Tiberio (11) foi um dos primeiros autores a sugerir que a hiperpronação subtalar pode apresentar influência relevante na gênese e/ou perpetuação de lesões da articulação do joelho. Sabe-se que a pronação subtalar em cadeia fechada envolve os movimentos de eversão do calcâneo e flexão plantar e adução (rotação medial) do tálus (30), e que devido a íntima relação do tálus com a pinça maleolar os movimentos do tálus resultam em movimentos de rotação medial da tibia (31). Na fase de apoio médio da marcha, para que o joelho entre em extensão é necessário que ocorra o mecanismo de aparafusamento tibiofemoral, onde o fêmur roda medialmente para permanecer em rotação medial em relação à tibia (32). Se estiver ocorrendo uma hiperpronação na articulação subtalar e, conseqüentemente, um movimento associado de excesso de rotação medial da tibia, será necessária uma grande quantidade de rotação medial do fêmur para que a extensão do joelho possa ocorrer (11). Esse movimento rotatório excessivo do membro inferior pode favorecer a ocorrência de inúmeras lesões, como por exemplo, lesões degenerativas nas articulações do quadril (19) e femoropatelar (11, 12, 18). Apesar desse mecanismo estar relativamente bem estabelecido, a relação exata que existe entre a hiperpronação subtalar e as lesões do LCA ainda não está bem elucidada.

Beckett et al (20) foram os primeiros autores a identificar um excesso de pronação da articulação subtalar em ambos os membros inferiores de 50 indivíduos com ruptura unilateral do LCA, quando comparados a um grupo controle de 50 indivíduos saudáveis, sem histórico de lesão nos membros inferiores. Os indivíduos foram avaliados quanto à pronação subtalar com o teste de queda do navicular (avaliado como sendo a diferença

entre a altura do tubérculo do navicular na posição sentada estando a articulação subtalar em posição neutra e a altura do tubérculo do navicular na posição ortostática com o pé relaxado, como descrito por Brody (33)). No grupo de indivíduos com lesão do LCA os valores médios de queda do navicular foram de 13,0 mm no membro inferior direito e de 12,7 mm no membro inferior esquerdo, enquanto que o grupo controle apresentou em média 6,9 mm de queda do navicular em ambos os membros inferiores (20). Allen e Glasoe (23) também evidenciaram maior queda do navicular bilateralmente em indivíduos com lesão unilateral do LCA quando comparados com indivíduos sem histórico de lesão nos membros inferiores. Os autores apresentaram valores de queda do navicular bastante similares aos de Beckett et al (20), utilizando, porém, avaliações com o *Metrecom System*, uma ferramenta de análise eletromecânica tridimensional, considerada mais precisa para a avaliação da queda do navicular (23).

Em concordância com esses resultados, Woodford-Rogers et al (21) também evidenciaram uma maior pronação da articulação subtalar em indivíduos com histórico de lesão do LCA quando comparados a indivíduos sem lesões nos membros inferiores. Os autores optaram por realizar as avaliações no membro contra-lateral à lesão, para que possíveis alterações secundárias à lesão não interferissem nos resultados. Foram avaliados ainda o ângulo de alinhamento do calcâneo e a translação anterior da tíbia em relação ao fêmur com um artrômetro KT-1000. Os valores de queda do navicular foram de 8,4 mm e 5,9 mm nos grupos com lesão e controle, respectivamente ($p < 0,05$). Além disso, na análise discriminativa realizada no estudo, os valores de queda do navicular e de translação anterior da tíbia eram capazes de prever a classificação dos indivíduos nos respectivos grupos com precisão em 70,5% dos casos (21).

Loudon et al (22) avaliaram o alinhamento pélvico, o ângulo de torção femoral, o alinhamento estático do joelho nos planos sagital e frontal, a flexibilidade dos isquiotibiais e a queda do navicular em 20 indivíduos com histórico de lesão unilateral do LCA e 20 indivíduos sem histórico de lesão. Na análise de regressão linear múltipla realizada no estudo, somente a queda do navicular e a presença de hiperextensão tibiofemoral foram capazes de prever a classificação dos indivíduos nos respectivos grupos com precisão (22). Os autores ressaltaram a importância de se considerar esses aspectos, quando combinados, como importantes fatores de risco para a lesão do LCA e

ênfâtizaram a importância de condutas para prevenção de hiperextensões do joelho e para correção da hiperpronação subtalar (22).

Buscando identificar correlações entre diferentes variáveis reconhecidas como fatores de risco para lesões do LCA, Trimble et al (27) avaliaram 43 indivíduos sem histórico de lesão nos membros inferiores quanto à queda do navicular, quanto ao ângulo de torção tibial, quanto à translação anterior da tibia em relação ao fêmur e quanto à presença de hiperextensão tibiofemoral. Os autores identificaram que houve uma correlação significativa entre a hiperpronação subtalar (maior queda do navicular) e uma maior translação anterior da tibia em relação ao fêmur nos indivíduos avaliados, de modo que a queda do navicular foi capaz de explicar 26% da variabilidade da translação anterior da tibia em análise de regressão linear múltipla (27). Esses achados de correlação entre a hiperpronação subtalar e o excesso de translação anterior da tibia, um reconhecido fator de risco para as lesões do LCA (7), parecem indicar que o excesso de pronação da articulação subtalar pode favorecer, mesmo que indiretamente, a ocorrência da lesão.

Discordando dos resultados da literatura prévia, Smith et al (26) e Jenkins et al (28) não observaram diferença nos valores de queda do navicular ao compararem indivíduos com lesão do LCA e indivíduos sadios de um grupo controle. Nesses estudos, também não houve diferença entre o ângulo do calcâneo e o ângulo da articulação subtalar em posição neutra entre os grupos, apesar de ter sido utilizada uma metodologia similar aos estudos anteriores (26, 28). Esses resultados contraditórios indicam que não existe um consenso na literatura sobre o estabelecimento da hiperpronação subtalar como fator de risco efetivo para as lesões do LCA.

Os trabalhos de Hargrave et al (24) e Mitchell et al (29) buscaram avaliar a relação entre a hiperpronação subtalar e outros fatores de risco para lesões do LCA. Hargrave et al (24) avaliaram as forças de reação do solo e a cinemática do joelho no plano sagital durante a aterrissagem de salto unipodal comparando indivíduos com maior pronação subtalar, indivíduos com alinhamento subtalar neutro e indivíduos com maior supinação subtalar. Não se observou diferença entre os grupos quanto às variáveis avaliadas. Mitchell et al (29) avaliaram a cinética e cinemática do joelho e tornozelo nos planos sagital e coronal em uma tarefa de aterrissagem de salto bipodal em indivíduos com maior pronação subtalar comparando-se com indivíduos com maior supinação

subtalar. Também não foi observada diferença entre os grupos nas variáveis avaliadas. Esses resultados poderiam indicar que diferenças no alinhamento da articulação subtalar apresentam pouca influência sobre a capacidade de dissipação de força e sobre a cinemática do membro inferior. Deve-se ressaltar, porém, que esses resultados provavelmente se devem a tarefa que foi avaliada nesses estudos. Ambos os trabalhos avaliaram os voluntários em uma tarefa de aterrissagem de salto, atividade em que o pé apresenta uma seqüência de contato com o solo que progride do antepé para o retropé, ao contrário do que ocorre na marcha e na corrida, onde a seqüência predominante de movimento progride do retropé para o antepé (11, 34). É possível que, em uma atividade de seqüência de antepé para retropé, o comportamento da articulação subtalar seja diferente do observado em tarefas com seqüência que segue do retropé para o antepé (24), de maneira que a articulação subtalar teria menor relevância em dissipação de força em tarefas como a aterrissagem de salto.

Outra explicação para não terem sido observadas diferenças entre os grupos nos estudos de Hargrave et al (24) e Mitchell et al (29) é o fato de que a pronação subtalar está principalmente associada a movimentos do membro inferior no plano transversal, resultando em rotações mediais da tíbia e do fêmur em atividades em cadeia cinética fechada (11, 35). A não avaliação de movimentos no plano transversal nesses estudos pode justificar a ausência de diferença significativa entre os grupos nas variáveis analisadas.

Ambas as revisões de literatura encontradas sobre o tema foram revisões sobre fatores de risco para lesões do LCA, sendo a revisão de Alentorn-Geli et al (5) específica para jogadores de futebol. Ambas as revisões envolveram busca de estudos somente na base de dados MEDLINE, sem busca em outras fontes de informação, o que pode ser considerado uma importante limitação. São ressaltados, em ambas as revisões, vários fatores de risco intrínsecos para as lesões do LCA que incluem desequilíbrios de força muscular, alterações de controle neuromuscular, frouxidão ligamentar, alterações cinemáticas de tronco, pelve e membro inferior, aspectos hormonais, e alterações de alinhamento estático do membro inferior, que incluem *genu recurvatum*, torção tibial externa excessiva, aumento do ângulo Q e hiperpronação subtalar (5, 25). A hiperpronação subtalar é estabelecida por esses autores como um importante fator de

risco, especialmente quando observada em associação com o *genu recurvatum*, apesar de os resultados serem ainda controversos e pouco conclusivos na literatura (5, 25).

Os mecanismos pelos quais a hiperpronação da articulação subtalar poderiam contribuir para as lesões sem contato (atraumáticas) do LCA ainda não estão bem esclarecidos. Considerando-se que foi demonstrado que o LCA tensiona-se durante a rotação medial da tíbia (36), e que a hiperpronação subtalar está associada com uma maior rotação medial da tíbia em atividades em cadeia cinética fechada (11, 14, 16) é possível que essa rotação medial excessiva esteja relacionada com um pré-tensionamento do LCA, que estaria mais sujeito a ruptura ao ser submetido a estresse adicional (20, 22, 37). Outro aspecto a se considerar é o fato de que os mecanismos de lesão sem contato do LCA vêm sendo descritos como envolvendo movimentos de excessivo valgo dinâmico do joelho, onde o fêmur encontra-se em adução e rotação medial, a tíbia encontra-se em abdução e rotação lateral e o pé encontra-se fixo no solo em pronação (4, 38), de maneira que o excesso de pronação poderia favorecer esse mecanismo.

Por fim a hiperpronação subtalar pode ainda contribuir para as lesões sem contato do LCA por um mecanismo indireto. De acordo com hipóteses teóricas e com algumas evidências recentes da literatura, a hiperpronação subtalar apresenta repercussões significativas em toda a cadeia cinética, ao produzir movimentos excessivos de rotação medial em todo o membro inferior (11, 13, 16). Foi demonstrado recentemente que existe, de fato, uma correlação significativa entre os movimentos de pronação/supinação da articulação subtalar com movimentos de rotação medial/rotação lateral do quadril durante a marcha (35). É provável que a pronação excessiva da articulação subtalar gere alterações adaptativas de rotação medial excessiva do fêmur em cada ciclo da marcha e é possível que tal evento atue como um estímulo para que os músculos rotadores laterais do quadril tenham sua força excêntrica reduzida. A redução da força excêntrica dos músculos rotadores laterais do quadril tem sido levantada como causadora de excesso de adução e rotação medial do fêmur em atividades em cadeia cinética fechada (8), movimentos que compõem o valgo dinâmico do joelho, o que resulta em significativo estresse no LCA predispondo o mesmo à lesão (8, 9, 10).

A controvérsia na literatura sobre a relação entre a hiperpronação subtalar e as lesões do LCA, com grande variabilidade nos resultados dos diferentes estudos, se deve a

algumas diferenças metodológicas, principalmente quanto às amostras de cada estudo (28). Os estudos de Beckett et al (20), Woodford-Rogers et al (21), Loudon et al (22), Allen e Glasoe (23) encontraram correlação entre maiores valores de queda do navicular com lesões do LCA, enquanto os trabalhos de Smith et al (26) e de Jenkins et al (28) não observaram tal correlação. Os estudos de Smith et al (26) e de Jenkins et al (28) utilizaram amostras com menor número de homens com lesão do LCA, o que implicou em valores de queda do navicular menores do que os observados nos demais estudos. Acredita-se que a maior estatura dos homens esteja relacionada com um arco plantar mais elevado e que esse fator, associado a maior massa corporal dos homens, possa resultar em uma maior excursão de queda do navicular em situações de suporte do peso corporal (21, 26).

Apesar de algumas evidências suportarem a hiperpronação subtalar como importante fator de risco para lesões do LCA, deve-se ter em mente que essa lesão apresenta origem multifatorial, envolvendo aspectos locais, proximais e distais a articulação do joelho e as medidas do alinhamento dos pés poderiam ser medidas pouco abrangentes para explicar a etiologia da lesão (28). Existe ainda muita controvérsia na literatura atual a respeito dos mecanismos biomecânicos relacionados às lesões sem contato do LCA (39). Tem-se estabelecido que um importante mecanismo de lesão é o colapso em valgo do joelho, em situações de mudança de direção ou aterrissagem de salto, quando o joelho encontra-se na condição denominada “posição sem retorno”, caracterizada por excesso de adução e rotação medial do fêmur associado a rotação externa da tíbia, estando o pé fixo no solo em hiperpronação subtalar (40), principalmente quando há, ainda, a inclinação do tronco para o lado do membro de apoio (38). Embora os fatores proximais possam apresentar relevância significativa nesse mecanismo, a hiperpronação subtalar não deve ser negligenciada como um dos componentes desse movimento extremo, sendo necessária sua avaliação em programas de prevenção de lesões no joelho.

CONCLUSÃO

Em conclusão, existem evidências na literatura que identificaram correlação da hiperpronação subtalar com as lesões do LCA (20, 21, 22, 23). Apesar disso, a natureza retrospectiva desses estudos não permite o estabelecimento de causa e consequência, ou seja, não se sabe ao certo se a hiperpronação subtalar apresentou-se nos indivíduos como consequência da lesão ou se foi um fator de risco para a mesma. Porém, as evidências parecem indicar que a hiperpronação subtalar é de fato um fator de risco para a lesão do LCA, uma vez que esta alteração de alinhamento foi observada bilateralmente nos indivíduos com lesão em alguns estudos (20, 22, 23) e parece pouco provável que uma lesão unilateral do LCA pudesse resultar em uma hiperpronação subtalar contra-lateral. Além disso, foi demonstrado que a hiperpronação subtalar apresenta correlação significativa com um excesso de translação anterior da tíbia em relação ao fêmur (27), outro fator que gera significativo estresse no LCA e predispõe o mesmo a lesão (7, 36). Dessa forma, a hiperpronação subtalar deve ser considerada como importante fator que pode estar relacionado às lesões do LCA e deve ser avaliada em situações em que a prevenção da lesão é desejada. São necessários estudos prospectivos, com maior uniformidade metodológica, para o definitivo estabelecimento da hiperpronação subtalar como efetivo fator de risco para as lesões do LCA.

REFERÊNCIAS

1. Hewett TE, Lynch TR, Myer GD, Ford KR, Gwin RC, Heidt Jr RS. Multiple risk factors related to familial predisposition to anterior cruciate ligament injury: Fraternal twin sisters with anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med.* 2010;44:848-55.
2. Johnson R. The anterior cruciate ligament problem. *Clin Orthop.* 1982;172:14-18.
3. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med.* 1999;27:699-706.
4. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1 - Mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006;34:299-311.
5. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. 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;17:705-29.
6. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Non-contact anterior cruciate ligament injuries: Risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8:141-50.
7. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC. Risk factors associated with non-contact injury of the anterior cruciate ligament: A prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sports Med.* 2003;31:831-42.
8. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:42-51.

9. Fung D, Zhang L. Modeling of ACL impingement against the intercondylar notch. *Clin Biomech.* 2003;18:933-41.
10. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. 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;33:492-501.
11. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: A theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9:160-9.
12. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:639-46.
13. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Aquino CF. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS (Editors). *Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation.* St Louis: Saunders Elsevier; 2007. p. 476-86.
14. Coplan JA. Rotational motion of the knee: A comparison of normal and pronating subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1989;11:366-369.
15. McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech.* 1998;13:195-203.
16. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture.* 2007;25:127-34.
17. Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners: Implications for injuries. *Sports Med.* 1998;26:169-176.

18. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, 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 cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37:2108-16.
19. Gross KD, Niu J, Zhang YQ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, et al. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthr Rheum.* 2007;56:2993-8.
20. Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: A clinical perspective. *J Athl Train.* 1992;27:58-62.
21. Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR. Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. *J Athl Train.* 1994; 29:343-6.
22. Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24:91-7.
23. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 2000;35:403-6.
24. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *J Athl Train.* 2003;38:18-23.
25. Bonci CM. Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 1999;34:155-64.
26. Smith J, Szczerba JE, Arnold BL, Martin DE, Perrin DH. Role of hyperpronation as a possible risk factor for anterior cruciate ligament injuries. *J Athl Train.* 1997;32:25-8.

27. Trimble MH, Bishop MD, Buckley BD, Fields LC, Rozea GD. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clin Biomech.* 2002;17: 286-90.
28. Jenkins WL, Killian CB, Williams DS, Loudon J, Raedeke SG. Anterior cruciate ligament injury in female and male athletes: The relationship between foot structure and injury. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2007;97:371-6.
29. Mitchell LC, Ford KR, Minning S, Myer GD, Mangine RE, Hewett TE. Medial foot loading on ankle and knee biomechanics. *N Am J Sports Phys Ther.* 2008;3:133-40.
30. Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings G. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys Ther.* 1994;74:149-61.
31. Rockar PA. The subtalar joint: Anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21:361-72.
32. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension-flexion. *J Biomech.* 2005;38:1075-83.
33. Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982; 13:542-58.
34. Purcell S. The causes of hyperpronation of the foot and resultant pathologies in the runner. *J Can Athl Ther Assoc.* 1986;13:9-12.
35. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech.* 2010;25:745-8.

36. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13:930-5.
37. Fish DJ. Ligament integrity protects against stress and strain. *Biomech.* 1998;5:49-53.
38. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. 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; 43:417-22.
39. Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: Is 'valgus collapse' a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med.* 2009;43:328-35.
40. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *J Athl Train.* 1999;34:150-154.

ANEXO

Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS
Via Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676
CEP 13.565-905 - São Carlos - SP - Brasil
Fones: (016) 3351-8028 Fax (016) 3351-8025 Telex 162369 - SCUF - BR
cephumanos@power.ufscar.br
<http://www.propq.ufscar.br>

Parecer Nº. 409/2010

CAAE: 0100.0.135.000-10

Grupo: III

Título do projeto: Relação entre Varismo de Antepé, Valgo Dinâmico do Joelho e Alterações Neuromusculares no Quadril de Mulheres Pós-puberdade

Área de conhecimento: 4.00 - Ciências da Saúde / 4.08 - Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Pesquisador Responsável: RODRIGO SCATTONE DA SILVA

Orientador: FABIO VIADANNA SERRAO

Colaborador(es): Lfvia Maria Veronese; Ana Luisa Granado Ferreira

Processo número: 23112.003646/2010-52

Conclusão

As pendências apontadas no Parecer nº. 359/2010 foram satisfatoriamente resolvidas. **Projeto aprovado.** Atende as exigências contidas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente dentro de 1 (um) ano a partir desta data e ao término do estudo.

São Carlos, 10 de novembro de 2010.


 Prof. Dr. Daniel Vendruscolo
 Coordenador do CEP/UFSCar