

Natalia Franco Netto Bittencourt

**Fatores preditores para o aumento do valgismo
dinâmico do joelho em atletas**

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2010

Natalia Franco Netto Bittencourt

**Fatores preditores para o aumento do valgismo
dinâmico do joelho em atletas**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação
do curso de Ciências da Reabilitação da Universidade
Federal de Minas Gerais, como requisito a obtenção de
título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho motor e Funcional
Humano

Orientador: Prof.Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Co-Orientadora: Profa. Dra. Juliana M. Ocarino

Belo Horizonte

2010

PREFÁCIO

De acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG, a estrutura deste trabalho é composta por três partes. A primeira parte é composta por uma introdução, com o objetivo de apresentar a revisão bibliográfica sobre o tema, a problematização e a justificativa do estudo, bem como pela descrição detalhada de toda a metodologia utilizada. A segunda parte é composta por um artigo em que os resultados e a discussão são apresentados, redigidos de acordo com as normas adotadas pela *American Medical Association Manual of Style*, 9^a edição, preconizadas pelo periódico para o qual este trabalho será posteriormente enviado para publicação (*Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy -JOSPT*). Por fim, na terceira parte do trabalho, são apresentadas as considerações finais relacionadas aos resultados encontrados.

AGRADECIMENTOS

Aos meus queridos pais pelo incentivo incondicional. Pai, obrigada por não medir esforços para que eu realizasse meus sonhos e por estar ao meu lado nos momentos de dúvida e dificuldade. Mãe, você é um exemplo para mim, uma grande mulher, mãe e profissional!!!

À minha família (Vovó Lila, Vovô, irmãos Gabriel e Pedro, Dinda, Lin e Tia Ligia) pelo apoio e momentos de alegria, onde recarreguei minhas energias ao longo dos 2 anos de mestrado.

À minha amiga, irmã e parceira: Luciana de Michelis. Lu, esse projeto também é seu! Obrigada pela cumplicidade, competência e persistência!!! Obrigada a Táta também!!!

À Giovana pelas coletas e ajuda durante o processo de revisão da dissertação.

À Mayara, Livia, Thiago, Viviane, Vanessa, Luciana Signorini e demais colegas do LAPREV pela dedicação as coletas e profissionalismo ao longo das análises!

À Deborah por acreditar e tornar realidade a avaliação fisioterapêutica pré-temporada do Minas Tênis Clube. À Izabel e a Gabriela por viabilizar através do NICE- MTC toda a estrutura necessária para as coletas.

À Juliana Ocarino pela eficiência e profissionalismo ao longo das análises e revisão. Obrigada Ju!!!!

Ao Prof. Sergio Fonseca por guiar com sabedoria este longo processo e desafio de levar a padronização científica para a prática da fisioterapia esportiva. E também pelo aprendizado ao longo do mestrado!

Ao Prof. Anderson pelo apoio irrestrito do LAPREV a este projeto e principalmente pela vinda do Prof. Hewett.

Ao Thales pelas sábias idéias ao longo do desenvolvimento da medida do pé.

As amigas Aline e Pati que mesmo longe do país sempre acreditaram em mim!!

Ao Hugo pela tranquilidade , paciência e amor ao logo do processo.

RESUMO

O aumento do valgismo dinâmico do joelho está relacionado com lesões dos membros inferiores em atletas, como ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), síndrome patelofemoral e tendinopatia patelar. A redução da força dos músculos da articulação do quadril tem sido relacionada ao aumento da excursão do joelho no plano frontal. Além disso, atletas que apresentam pronação excessiva da subtalar realizam maior valgismo do joelho. Entretanto, a interdependência da biomecânica dos segmentos distais e proximais da cadeia cinética dos membros inferiores tem sido pouco investigada. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi analisar como os fatores preditores para a ocorrência do aumento do valgismo dinâmico do joelho se interagem durante atividades funcionais. Para tanto, foram avaliados 227 atletas durante a avaliação pré-temporada do Minas Tênis Clube. O valgismo dinâmico do joelho (variável dependente) foi operacionalizado como ângulo de projeção frontal do joelho (APFJ). As variáveis independentes foram: torque isométrico abdutor do quadril; ADM passiva de rotação interna do quadril e o alinhamento tibia-antepé. A Árvore de Classificação e Regressão (CART), uma análise estatística não-paramétrica e que captura a relação não-linear entre as variáveis independentes foi utilizada para desenvolver as regras de decisão para os fatores preditores relacionados aos maiores ângulos de projeção frontal do joelho. Os resultados deste estudo demonstraram que, durante o agachamento a ocorrência de maiores valores do APFJ foi resultado da interação entre o torque abductor do quadril e a ADM passiva de RI do quadril. Por outro lado, durante a aterrissagem o alinhamento tibia-antepé, juntamente

com o torque abdutor do quadril e a ADM passiva de RI do quadril foram os fatores preditores para a ocorrência de maiores angulos de projeção frontal do joelho. Além disso, com a utilização da CART foi possível identificar os pontos de corte para cada preditor, facilitando o raciocínio clínico do fisioterapeuta esportivo durante o planejamento de intervenções preventivas efetivas. Dessa forma, a avaliação pré-temporada de atletas deve incluir a mensuração da força dos abdutores do quadril, da ADM passiva de RI do quadril e do alinhamento tibia-antepé.

ABSTRACT

Excessive dynamic knee valgus has been identified as a contributing factor to many lower extremity injuries, such as anterior cruciate ligament rupture, patellofemoral joint pain and patellar tendinopathy. Some factors related to the hip joint, such as decreased hip abductor strength, have been associated to increased knee valgus angle. In addition, athletes with excessive foot pronation have increased frontal plane knee excursion. However, the biomechanical interdependence of distal and proximal segments of the lower limb kinetic chain has been poorly investigated. Thus, the purpose of this study was to analyze how some typical predictors of increased dynamic knee valgus angle interact to produce altered knee alignment during functional tasks. During preseason, 227 athletes belonging to a sport club were evaluated. The dynamic knee valgus (dependent variable) was measured as the frontal plane projection angle of the knee (FPPAK), in two different conditions: single leg squat and landing from vertical jump. The independent variables were: isometric hip abductor torque, passive range of motion (ROM) of hip internal rotation (IR) and shank-forefoot alignment. Classification and Regression Trees (CART), a non-parametric statistical analysis that incorporates nonlinear relationships between predictors, was used to develop decision rules to predict the presence of excessive FPPAK. The results demonstrated that during squat the occurrence of high FPPAK was due to interaction between hip abductor torque and passive ROM of hip IR. During landing, the shank-forefoot alignment together with abductor torque and passive hip IR were the predictors of high FPPAK. In addition, the CART model identified meaningful cut-off points that classified the sample into the outcome categories of High and Low-FPPAK. These findings may guide

sports professionals to plan preventive programs and suggest that preseason assessments must include measurements of hip abductor torque, passive ROM of hip IR and shank-forefoot alignment.

SUMÁRIO

Capítulo1 – INTRODUÇÃO	11
1.1 - Pressuposto do estudo	16
Capítulo 2 - MATERIAIS E MÉTODOS	17
2.1 – Amostra	17
2.2 – Procedimentos	18
2.3 - Redução dos dados	22
2.4 - Análise estatística	24
Capítulo 3 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	27
Capítulo 4 - “PREDICTING DINAMIC KNEE VALGUS IN ATHLETES USING CLASSIFICATION TREE APPROACH”.....	31
Capítulo 5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS	61
ANEXO – Aprovação do Comitê de Ética.....	64

Capítulo 1- INTRODUÇÃO

A incidência de lesões nos membros inferiores (MMII), durante a prática de esportes como voleibol, basquetebol e futebol é alta e as regiões mais frequentemente acometidas são o joelho e tornozelo^{1,2}. Lesões como síndrome patelofemoral (SPF), tendinopatia patelar e ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) são as lesões com maior tempo de afastamento da prática esportiva e necessitam maior tempo para recuperação em relação às lesões de tornozelo (131%) e em relação às lesões de coluna, quadril e coxa (41%)³. Além disso, um maior gasto financeiro está envolvido no tratamento das lesões do joelho, sendo que a lesão do LCA gera um custo estimado de aproximadamente U\$17.000,00 por atleta⁴. A alta ocorrência de lesões nessa articulação parece estar relacionada com as demandas sobre o sistema musculoesquelético produzidas pelo esporte. Por exemplo, aproximadamente 63% das lesões no joelho ocorrem durante o movimento de impulsão e aterrissagem do salto vertical no voleibol e 43% no basquetebol^{1,5}. Dessa forma, é necessário um melhor entendimento dos mecanismos envolvidos nestas lesões para que o tratamento e as intervenções preventivas sejam desenvolvidas de maneira eficiente.

Um dos fatores que podem contribuir para as lesões na articulação do joelho é a incapacidade do atleta em manter um bom alinhamento dinâmico entre os segmentos corporais dos membros inferiores (MMII) nos planos frontal e transverso durante a prática esportiva^{6,7,8,9}. Hewett et al¹⁰ demonstraram que a presença de valgismo (momento abdutor) dinâmico de joelho é um importante preditor para ruptura do LCA em atletas¹⁰. Essa alteração de alinhamento dinâmico impõe forças rotacionais e de cisalhamento na articulação do joelho, gerando aumento da

sobrecarga no LCA¹⁰. A presença do valgismo durante os movimentos do membro inferior pode, também, alterar dinamicamente o alinhamento da patela, o que pode aumentar a sobrecarga em estruturas como os retináculos patelares, cartilagem articular e coxim adiposo e predispor o desenvolvimento de dor anterior no joelho (Síndrome Patelofemoral)¹¹. Além disso, o padrão de movimento incorreto e, consequentemente, a alteração de alinhamento da patela podem promover um aumento das forças de cisalhamento no tendão patelar, favorecendo o surgimento de tendinopatias patelares¹². Portanto, alterações dinâmicas da articulação do joelho associadas à demanda complexa envolvida em esportes como vôlei, basquete e futebol parecem aumentar a demanda imposta sobre o sistema músculo-esquelético do atleta, contribuindo para o desenvolvimento de vários tipos de lesões e disfunções na articulação do joelho.

O joelho, por ser uma articulação intermediária na cadeia cinemática, depende do comportamento mecânico adequado do quadril e do tornozelo para atenuar e distribuir adequadamente as forças impostas ao sistema músculo-esquelético durante as atividades esportivas¹³. Várias alterações cinéticas e cinemáticas nas articulações proximais e distais dos MMII podem predispor o atleta a apresentar um aumento do valgismo dinâmico no joelho durante a realização de suas atividades esportivas^{14,15,16}. Por exemplo, o valgismo dinâmico do joelho pode ser resultado do aumento da rotação interna e da adução do fêmur e da pronação do pé^{16,17,18,19}. Durante a adução do quadril, o fêmur roda internamente e o joelho é colocado em posição de valgismo²⁰. Essas alterações dinâmicas do quadril podem ocorrer devido a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores externos do quadril, principalmente glúteo médio e máximo^{3,20,21}. Em uma revisão sistemática, Prins e

Wurff²² demonstraram que mulheres com SPF possuem menor força muscular dos abdutores, rotadores externos e extensores de quadril no lado afetado quando comparado com indivíduos controle²². Além disso, um estudo prospectivo demonstrou que atletas não lesionados apresentaram maior força dos abdutores e rotadores externos de quadril do que aqueles que apresentaram lesões nos membros inferiores³. Finalmente, Geiser et al²³ induziram um protocolo de fadiga específico para os abdutores de quadril em participantes fisicamente ativos e concluíram que o joelho encontrava-se em uma posição mais aduzida no plano frontal, aumentando o valgismo dinâmico em atividades funcionais²³. Estes estudos demonstram, portanto, que os movimentos de quadril e, mais especificamente, a força dos músculos abdutores do quadril são fatores que parecem influenciar o grau de valgismo de joelho apresentado por atletas durante as atividades esportivas.

O aumento da excursão do joelho no plano frontal, além de ser influenciado pela força dos músculos abdutores de quadril, parece também estar associado a amplitude de movimento (ADM) disponível de rotação do quadril²⁴. Tradicionalmente, a ADM é avaliada com aplicação de um torque externo e assim essa medida pode ser mais influenciada pela tolerância do indivíduo ao alongamento²⁵. Tendo em vista essa questão, se a ADM de rotação for avaliada de forma que ela represente a posição em que o torque produzido pelos pesos da perna e pé se iguale ao torque de resistência passiva gerado pelo quadril, essa medida seria mais informativa da rigidez dessa articulação ao movimento de rotação. Essa rigidez representa a mudança do torque de resistência passiva, fornecida pelos tecidos da articulação do quadril (músculos, ligamentos, capsula e fáscia), ao longo do movimento articular¹³. Sendo assim, durante algumas

atividades funcionais, mecanismos passivos de uma articulação podem contribuir para impedir um movimento exagerado ou manter um alinhamento adequado. Além disso, Gleim et al²⁶ verificaram que indivíduos com maior rigidez passiva de tronco e MMII apresentaram menor gasto energético em relação aos indivíduos com baixos níveis de rigidez passiva durante a marcha e corrida²⁶. Dessa forma, níveis adequados de rigidez tecidual podem ser necessários para garantir uma transferência eficiente de energia entre os segmentos da cadeia cinética. Essa maior eficiência em transferência de energia permitiria padrões de movimento adequados com menor gasto energético e sobrecarga dos tecidos do sistema músculo-esquelético¹³.

Além da influência dos movimentos do quadril para a ocorrência de valgismo no joelho, a rotação interna do membro inferior e a eversão do calcâneo também têm sido apontados como fatores que contribuem para a cinemática inadequada do joelho^{14,16}. O eixo da articulação subtalar por ser inclinado a 45º em relação a horizontal permite o acoplamento do movimento do pé no plano frontal (eversão do calcâneo) com o movimento no plano transverso (rotação interna do talus e membro inferior), com uma correlação relatada de $r^2= 0.991$ ²⁷. Essa forte associação sugere que, alterações nos movimentos da subtalar podem levar a compensações na articulação do joelho²⁷. Mc Clay et al²⁸ observaram que corredores classificados como pronadores (*overpronators*) aterrissavam com maior valgismo de joelho no momento do choque de calcanhar durante a corrida²⁸. Além disso, atletas que utilizavam palmilhas com 5º de elevação da borda medial do pé apresentaram uma redução do valgismo de joelho e eversão/pronação do calcâneo durante a aterrissagem do salto²⁹. Essa pronação excessiva tem sido relacionada com a

presença do alinhamento em varo do antepé, o qual pode aumentar o torque eversor no complexo tornozelo-pé após o contato do antepé com a superfície de suporte^{12,30}. Esses achados reforçam a necessidade de incluir a mensuração padronizada do antepé na avaliação de atletas, pois a presença de varismo excessivo no antepé pode gerar compensações biomecânicas de todo o membro inferior, influenciando a ocorrência de lesões.

As evidências relacionadas aos fatores que influenciam a ocorrência de valgismo na articulação do joelho de atletas durante atividades esportivas, indicam que o alinhamento dinâmico adequado do joelho depende de características anatômicas e biomecânicas dos segmentos distais e proximais da cadeia cinética^{3,16,20,24}. Neste contexto, tanto alterações biomecânicas do quadril e tronco como as do pé podem influenciar a cinemática da articulação do joelho e, dependendo das características da atividade executada, impor diferentes demandas sobre cada componente da cadeia cinética. Sendo assim, as forças externas geradas durante um salto vertical precisam ser absorvidas e dissipadas pelos segmentos do MMII em um curto período de tempo⁹. Por outro lado, durante o agachamento, a perna apoiada no chão precisa apresentar grande estabilidade e resistência ao longo de toda a amplitude do movimento²⁰.

Alguns estudos têm utilizado análises baseadas na contribuição linear e individualizada de cada fator biomecânico para predizer o valgismo dinâmico do joelho^{20,24}. Entretanto, o mau alinhamento estático e dinâmico desta articulação possui característica multifatorial e depende da maneira como o sistema musculo-esquelético se adapta as possíveis interações entre força muscular, rigidez tecidual e alinhamento articular dos segmentos proximais e distais da cadeia cinética¹³. Essa

interação entre fatores é essencial para o desenvolvimento de uma melhor capacidade de estabilização dinâmica durante a demanda imposta por uma determinada atividade. Sendo assim, para identificar as interações clínicas relevantes que podem não ter sido capturadas por estudos prévios que focam na investigação de efeitos estatísticos principais (*main effects*), o objetivo do presente estudo foi identificar os fatores preditores para o aumento do ângulo de projeção frontal do joelho (APFJ) durante o agachamento unipodal e aterrissagem do salto vertical em atletas. A Árvore de Classificação e Regressão (*Classification and Regression Trees –CART*) foi utilizada como um método estatístico que permite capturar relações não lineares entre as variáveis preditoras e de desfecho.

1.1 Pressuposto do estudo

Este estudo pressupõe a contribuição dos segmentos distais e proximais dos MMII para o aumento do APFJ e a interdependência da biomecânica do complexo do tornozelo-pé e da articulação do quadril para a cinemática do joelho no plano frontal durante atividades esportivas.

Capítulo 2- MATERIAIS E MÉTODO

2.1- Amostra

Este estudo observacional analítico foi realizado no Minas Tênis Clube e no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportivas (LAPREV), que pertence ao Centro de Excelência Esportiva - CENESP da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal Minas Gerais (UFMG).

Foram recrutados 227 atletas (78 do sexo feminino e 149 do sexo masculino) participantes dos treinamentos e competições de basquete, futebol, voleibol e ginástica olímpica. Os atletas foram avaliados durante o período de pré-temporada. A idade média foi de $16,59 \pm 5$ anos; massa corporal média de $67,16 \pm 16,4$ Kg e altura média de $157 \pm 59,43$ cm. Para participação no estudo não havia restrição em relação ao tempo de prática esportiva. Os critérios de inclusão do estudo foram: ausência de dor ou história de cirurgia nos membros inferiores nos últimos seis meses. Aqueles atletas que apresentaram dor durante a realização de qualquer teste foram excluídos do estudo. Cada participante leu e assinou o termo de consentimento livre e esclarecido concordando com sua participação no estudo. O protocolo do mesmo foi aprovado pelo Comite de Ética e Pesquisa da UFMG (nº ETIC 493/2009)

2.2- Procedimentos

Avaliação da Força dos Músculos Abdutores de Quadril

Para avaliação da força muscular isométrica dos abdutores de quadril, o indivíduo foi posicionado em decúbito lateral em uma maca com os membros superiores posicionados na frente do corpo. Uma faixa estabilizadora foi utilizada para fixação do tronco e outra, posicionada cinco centímetros superiormente a interlinha articular do joelho, foi utilizada para limitar a amplitude de movimento de abdução de quadril e para posicionar um dinamômetro manual (*Hand Held – Microfet2 ®*) (Figura 1). Antes do início do teste, foi realizado um procedimento de familiarização e em seguida o atleta foi solicitado a realizar contração isométrica máxima dos abdutores de quadril durante 5 segundos. Este procedimento foi realizado três vezes com intervalo de 15 segundos entre cada contração isométrica. Durante o teste, foi dado incentivo verbal para garantir que o atleta realizasse a contração máxima. Em um estudo piloto prévio para determinar a confiabilidade das medidas, foi encontrado um Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI) intra-examinador de 0.94 e o erro padrão da medida (SEM) de 8.64 Nm/Kg .



Figura 1. Posicionamento para a avaliação do torque isométrico dos abdutores do quadril

Avaliação da Amplitude de Movimento (ADM) Passiva de Rotação Interna do Quadril

O participante foi posicionado em decúbito ventral na maca com a pelve estabilizada por uma faixa e o joelho flexionado a 90° Para a realização do teste, foi solicitado ao atleta que estivesse o mais relaxado possível. Se o avaliador observasse qualquer contração muscular visualmente ou por meio de palpação, a medida era descartada e, então, repetida. O examinador permitiu o movimento passivo de rotação interna (RI) de quadril, produzido pelo peso da perna e pé do atleta, até que a tensão das estruturas passivas e musculares do quadril interrompesse este movimento. Neste momento, a ADM passiva de RI de quadril foi mensurada com um inclinômetro (Starrett®) posicionado 5 cm distalmente a tuberosidade anterior da tíbia (Figura 2). O examinador apoiava a perna do atleta apenas para manter os 90° de flexão de joelho, com o cuidado para não aplicar nenhuma força externa que favorecesse ou impedisse o movimento passivo de RI. Foram realizadas três medidas e a média, em graus, foi utilizada para análise. O Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI) intra-examinador foi 0.99 e o erro padrão da medida (SEM) foi 1,4°.

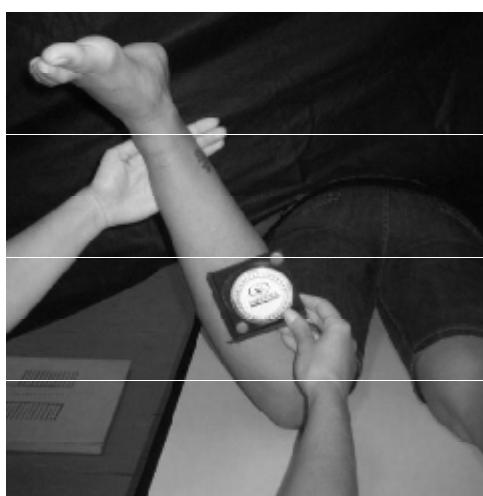


Figura 2. Posicionamento para a avaliação da ADM passiva de RI do quadril

Avaliação do Alinhamento Tibia-Antepé (Shank-Forefoot Alignment- SFA).

Inicialmente, o atleta foi posicionado em decúbito ventral com os pés para fora da maca. Uma câmera digital (Nikon D5000®) com um tripé foram posicionados na extremidade direita da maca, de forma que a câmera estivesse a 90º em relação a superfície horizontal da maca. O avaliador estabeleceu o ponto médio entre os platôs tibiais, entre os maléolos e através da palpação determinou as extremidades laterais e mediais do ápice do calcâneo e dois pontos 1,5 cm distal a estas referências. Em seguida, foi traçada uma linha sobre a tíbia, unindo os pontos médios entre os platôs tibiais e os maléolos (Figura 3-A). Após as marcações, o avaliador fixou uma haste metálica no antepé (região metatarsofalangiana) por meio de uma faixa estabilizadora. O membro inferior do atleta foi posicionado de forma que o calcâneo estivesse direcionado para cima e que todas as suas marcações estivessem proporcionalmente visíveis no visor da câmera. Em seguida, com o auxílio de um goniômetro universal (Cinci ®), o avaliador posicionou o pé do atleta a 90º de dorsiflexão de tornozelo, solicitou que o mesmo mantivesse ativamente essa posição e tirou a foto (Figura 3-B). Este último procedimento foi realizado três vezes.

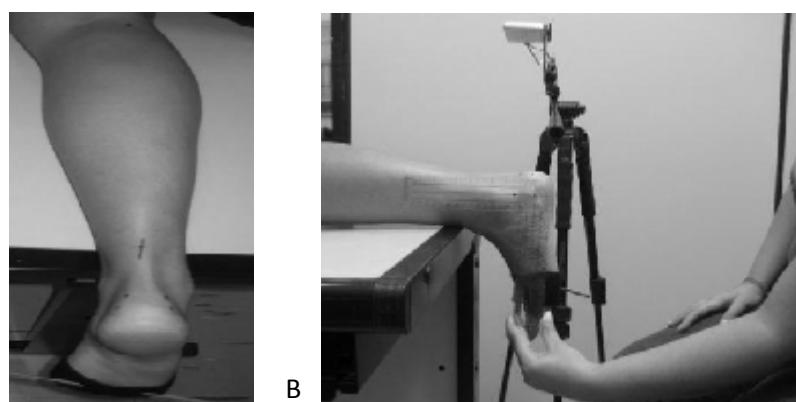


Figura 3. A: Marcações correspondentes a bissecção do platô tibial, maléolos e do calcâneo e B: Posição do atleta para avaliação do SFA

Avaliação do Ângulo de Projeção Frontal do Joelho (APFJ)

Para a avaliação do APFJ nas atividades de agachamento e salto, foram fixados marcadores reflexivos nas espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), nos epicôndilos medial e lateral do joelho e no ponto médio entre os maléolos medial e lateral do tornozelo (anteriormente). Em seguida, o atleta foi solicitado a realizar um agachamento unipodal até 60° de flexão dos joelhos. Essa angulação foi previamente determinada pelo avaliador com um goniômetro e então um suporte foi posicionado na parede, na altura da região glútea do atleta, para ser utilizado como referência para a posição de 60° de flexão de joelho (Figura 4-A). O atleta realizou três agachamentos unipodais, alternando entre os membros inferiores direito e esquerdo, para evitar fadiga. Após cinco minutos de repouso, o atleta foi solicitado a realizar três saltos verticais bipodais com as mãos posicionadas na cintura (Figura 4-B). Foi dado um intervalo de 5 segundos entre cada um dos saltos. Os agachamentos e os saltos de cada atleta foram filmados para posterior análise.

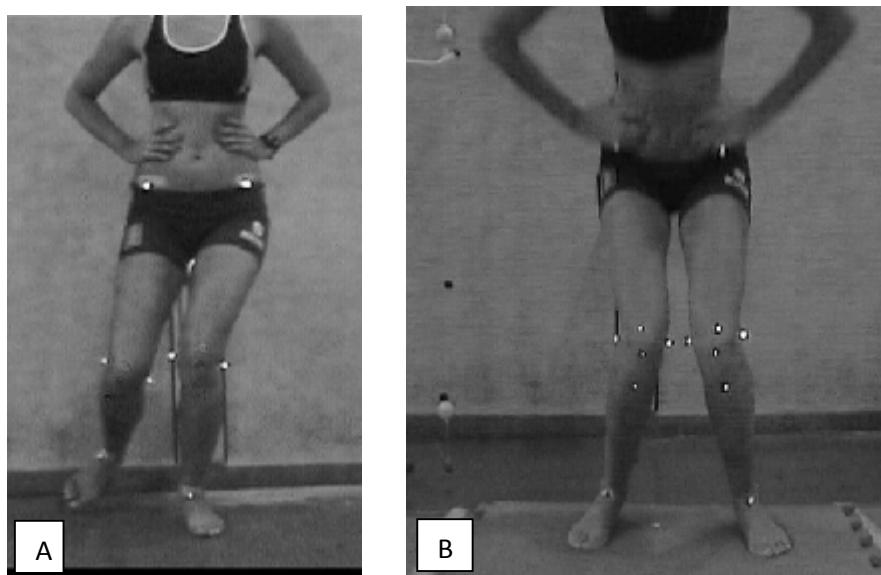


Figura 4. Posição do agachamento unipodal a 60° de flexão (A) e do salto vertical (B)

2.3- Redução dos Dados

O torque produzido pelos músculos abdutores de quadril foi calculado como o produto da média das três medidas de força e a distância do trocânter maior até cinco centímetros acima da linha articular do joelho, local em que o dinamômetro manual foi posicionado. O valor de torque foi normalizado pelo respectivo peso corporal do atleta (Nm/kg).

O alinhamento da tibia-antepé (SFA) foi determinado por meio da análise das fotos pelo software Simi Motion Twinner®. O ângulo do alinhamento tibia-antepé foi definido como sendo o ângulo formado pela linha de bissecção da tibia e a linha sob a haste posicionada na região metatarsofalangiana, correspondente ao antepé (Figura 5). Essa análise foi realizada nas três fotos para se obter a média do ângulo do SFA. O CCI intra-examinador para esta medida foi 0.81 e o SEM foi de 3,89º .

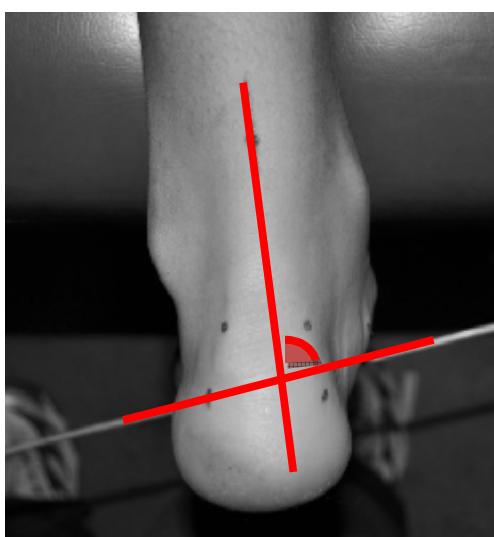


Figura 5. Analise do SFA: ângulo entre a bissecção da tibia e a linha correspondente ao antepé.

Para a determinação do APFJ, os vídeos referentes aos agachamentos e saltos foram analisados no software Simi Motion Twinner®. O APFJ foi definido através da união entre o ponto referente a EIAS, o ponto médio entre os epicôndilos femorais (realizado através do software Simi Motion Twinner®) e o ponto médio

entre os maléolos (Figura 6). Este ângulo foi medido com o indivíduo na posição unipodal estática e a 60° de flexão durante o agachamento unipodal. O CCI intra-examinador obtido para esta medida foi de 0.83 e o SEM foi de 1,65º. A média de três medidas foi calculada produzindo um valor do APFJ do joelho dominante para condição estática e para o agachamento.

Na atividade de salto, o APFJ foi analisado no momento da aterrissagem do salto. A aterrissagem foi definida como os dois quadros (frames) após o choque de calcanhar. As médias de três APFJ de ambas as pernas na aterrissagem do salto foram utilizadas para análise. O CCI intra-examinador obtido para esta medida foi de 0.88 e o SEM foi de 1,93º.



Figura 6. Analise do APFJ: união entre o ponto referente a EIAS, o ponto médio entre os epicôndilos femorais e o ponto médio entre os maléolos.

2.4- Análise estatística

Estatística descritiva foi utilizada para caracterizar a amostra em relação às variáveis APFJ, sexo, torque dos abdutores normalizado pelo peso corporal, alinhamento tibia ante-pé e ADM passiva de RI de quadril.

A árvore de classificação e regressão (*Classification and Regression Trees – CART*) foi utilizada para avaliar quais os fatores preditivos influenciam a ocorrência de um FPKA aumentado nos atletas avaliados no presente estudo. A CART é um modelo de classificação (regressão) multivariado, não-paramétrico que desenvolve uma árvore de decisão, a qual representa graficamente a associação entre as variáveis preditoras e a variável desfecho³¹. Essa árvore de decisão é criada por meio de divisões binárias sucessivas do conjunto inicial de dados que ocorrem até que futuras divisões não sejam possíveis ou que critérios pré-estabelecidos para o crescimento da árvore sejam alcançados³¹. Para cada uma dessas divisões, todas as variáveis preditoras são avaliadas e todos os possíveis pontos de corte (no caso de variável preditora do tipo contínua) são considerados para se estabelecer aquele preditor que melhor divide os dados em subgrupos (nodos) cada vez mais homogêneos^{31,32,33}. A ordem de entrada das variáveis preditoras no modelo ilustra hierarquicamente a força de associação entre cada preditor e a variável desfecho, e as divisões subsequentes a divisão inicial identificam possíveis interações entre preditores. A escolha da CART para análise dos dados do presente estudo foi baseada, portanto, no fato dessa ser uma análise robusta, que consegue capturar a relação não-linear entre preditores e por produzir resultados de fácil aplicação por meio de regras de tomada de decisão clínica^{32,34,35,36}.

No presente estudo, para a construção da CART, a variável dependente foi dicotomizada como Maior - APFJ e Menor - APFJ. Este procedimento foi realizado por meio da utilização dos percentis equivalentes ao terço com os maiores valores do APFJ e ao terço com os menores valores de APFJ. Foram desenvolvidos dois modelos: um para avaliar os fatores preditivos do APFJ da perna dominante durante o agachamento unipodal e o outro modelo para a aterrissagem do salto vertical da perna dominante. As variáveis preditoras foram: sexo, torque dos músculos abdutores de quadril normalizado pelo corporal, ADM passiva de RI de quadril e alinhamento tibia-antepé (SFA). Foram estabelecidos os seguintes critérios para o processo de divisão e, consequente, desenvolvimento da árvore: número mínimo de 8 indivíduos em cada subgrupo (nodo) para permitir a divisão, número mínimo de 4 indivíduos para que um subgrupo (nodo) seja gerado, para maximizar a homogeneidade dos nodos em cada divisão foi selecionado o índice Gini como medida de impureza com um nível de diminuição da impureza de 0,0001 para que ocorra uma divisão. O custo para classificações incorretas foi considerado simétrico entre as categorias da variável desfecho. Um procedimento denominado poda da árvore (*pruning*) foi utilizado, quando necessário, para se obter a melhor árvore de classificação dos dados, através da eliminação dos nodos com informações redundantes. Além disso, no modelo desenvolvido para a atividade do agachamento foi considerado como variável de influência o APFJ da perna dominante na condição estática. No modelo desenvolvido para a aterrissagem, o APFJ da perna contralateral foi utilizado com variável de influência. O risco de classificação incorreta e a porcentagem de classificação total do modelo foram utilizados para expressar a acurácia preditiva do modelo.

A área sob a curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) foi calculada também para avaliar a acurácia preditiva (performance) dos modelos desenvolvidos no presente estudo. A curva ROC representa a habilidade do teste (modelo) para fazer a distinção entre as categorias da variável desfecho dados todos os valores de corte possíveis. Um modelo com acurácia preditiva perfeita apresenta uma área sob a curva ROC igual a 1. Quando essa área é igual ou menor do que 0,5 o modelo é considerado não acurado para predizer as diferentes categorias da variável desfecho, ou seja, a distinção que o modelo faz entre ter ou não ter a categoria alvo da variável desfecho é meramente ao acaso. Um nível de significância de 0,05 foi estabelecido para verificar se a área sob a curva ROC de cada modelo desenvolvido no presente estudo foi diferente de 0,5.

Os dois modelos de predição foram desenvolvidos e a área sob a curva ROC foi calculada utilizando o software SPSS v.17.0 para Windows.

Capítulo 3- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) SALCI, Y., KENTEL, B. B., HEYCAN, C., AKIN, S., KORKUSUZ, F. Comparison of Landing Maneuvers Between Male and Female College Volleyball Players. **Clinical Biomechanics**, v.19, p.622-628, 2004.
- (2) HOOTMAN, J., DICK, R., ANGEL, J. Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives. **Journal of Athletic Training**, v. 42, p. 311-319, 2007.
- (3) LEETUN, D. T.; IRELAND, M. L., WILLSON, J. D., BALLANTYNE, B. T., DAVIS, I. M. Core Stability Measures As Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, p.926-934, 2004.
- (4) HEWETT, T. E., LINDENFELD, T. N., RICCOPENE, J. V., NOYES, F. R. The Effect of Neuromuscular Training on the Incidence of Knee Injury in Female Athletes. A Prospective Study. **American Journal of Sports Medicine**, v.27, p.699-706, 1999.
- (5) BURNHAM, B. R., COPLEY, G. B., SHIM, M. J., KEMP, P. A. Mechanisms of Basketball Injuries Reported to the HQ Air Force Safety Center a 10-Year Descriptive Study, 1993-2002. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 38, S134-S140, 2010.
- (6) FORD, K. R., MYER, G. D., HEWETT, T. E. Valgus Knee Motion During Landing in High School Female and Male Basketball Players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, p.1745-1750, 2003.
- (7) POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: a Theoretical Perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, p.639-646, 2003.
- (8) HEWETT, T., SNYDER-MACKLER, L., SPINDLER, K. P. The Drop-Jump Screening Test: Difference in Lower Limb Control by Gender and Effect of Neuromuscular Training in Female Athletes. **American Journal of Sports Medicine**, v.35, p.145-147, 2007.
- (9) NOYES, F. R., BARBER-WESTIN, S. D., FLECKENSTEIN, C., WALSH, C., WEST, J. The Drop-Jump Screening Test: Difference in Lower Limb Control by Gender and Effect of Neuromuscular Training in Female Athletes. **American Journal of Sports Medicine**, v.33, p.197-207, 2005.
- (10) HEWETT, T. E., MYER, G. D., FORD, K. R., HEIDT, R. S. Jr., COLOSIMO, A. J., MCLEAN, S. G., VAN DEN BOGERT, A. J., PATERNO, M. V., SUCCOP, P. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: a Prospective Study. **American Journal of Sports Medicine**, v.33, p.492-501, 2005.

- (11) BOLGLA, L. A., MALONE, T. R., UMBERGER, B. R., UHL, T. L. Hip Strength and Hip and Knee Kinematics During Stair Descent in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.38, p.12-18, 2008.
- (12) MENDONÇA, L. D. M., MACEDO, L. G., FONSECA, S. T., SILVA, A. A. Comparação do alinhamento anatômico de membros inferiores entre indivíduos saudáveis e indivíduos com tendinose patelar. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9, n.1, p.101-107, 2005.
- (13) FONSECA, S. T., OCARINO, J. M., SILVA, P. L. P. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS. **Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St. Louis: Saunders, 2007.
- (14) BELLCHAMBER, T. L., VAN DEN BOGERT, A. J. Contributions of Proximal and Distal Moments to Axial Tibial Rotation During Walking and Running. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.1397-1403, 2000.
- (15) FREDERICSON, M., COOKINGHAM, C. L., CHAUDHARI, A. M., DOWDELL, B. C., OESTREICHER, N., SAHRMANN, S. A. Hip Abductor Weakness in Distance Runners With Iliotibial Band Syndrome. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v.10, p.169-175, 2000.
- (16) DONATELLI, R., WOODEN, M., EKEDAHL, S. R., WILKES, J. S., COOPER, J., BUSH, A. J. Relationship Between Static and Dynamic Foot Postures in Professional Baseball Players. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 29, p.316-325, 1999.
- (17) HEWETT, T. E., MYER, G. D., FORD, K. R., SLAUTERBECK, J. R. Dynamic Neuromuscular Analysis Training for Preventing Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes. **Instructional Course Lectures**, v.56, p.397-406, 2007.
- (18) JACOBS, C. A., UHL, T. L.; MATTACOLA, C. G., SHAPIRO, R., RAYENS, W. S. Hip Abductor Function and Lower Extremity Landing Kinematics: Sex Differences. **Journal of Athletic Training**, v.42, p.76-83, 2007.
- (19) NIEMUTH, P.E., JOHNSON, R.J., MYERS M.J., THIEMAN T.J. Hip Muscles Weakness and Overuse Injuries in Recreational Runners. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v. 15, p.14-21, 2005.
- (20) ZELLER, B. L., MCCRORY, J. L., KIBLER, W. B., UHL, T. L. Differences in Kinematics and Electromyographic Activity Between Men and Women During the Single-Legged Squat. **American Journal of Sports Medicine**, v.31, p.449-456, 2003.

- (21) HEINERT, B. L., KERNOZEK, T. W., GREANY, J. F., FATER, D. C. Hip Abductor Weakness and Lower Extremity Kinematics During Running. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.17, p.243-256, 2008.
- (22) PRINS, M. R., VAN DER WURFF, P. Females With Patellofemoral Pain Syndrome Have Weak Hip Muscles: a Systematic Review. **Australian Journal of Physiotherapy**, v.55, p.9-15, 2009.
- (23) GEISER, C. F., O'CONNOR, K. M., EARL, J. E. Effects of Isolated Hip Abductor Fatigue on Frontal Plane Knee Mechanics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.42, p.535-545, 2010.
- (24) SIGWARD, S. M., OTA, S., POWERS, C. M. Predictors of Frontal Plane Knee Excursion During a Drop Land in Young Female Soccer Players. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.38, p.661-667, 2008.
- (25) DE AQUINO, C. F., GONÇALVES, G. G. P., FONSECA.S.T., MANCINI, M. C. Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.12, n.4, p.195-200, 2006.
- (26) GLEIM, G. W., MCHUGH, M. P. Flexibility and Its Effects on Sports Injury and Performance. **Sports Medicine**, v.24, p.289-299, 1997.
- (27) NIGG, B. M., COLE, G. K., NACHBAUER, W. Effects of Arch Height of the Foot on Angular Motion of the Lower Extremities in Running. **Journal of Biomechanics**, v.26, p.909-916, 1993.
- (28) MCCLAY, I., MANAL, K. A. Comparison of Three-Dimensional Lower Extremity Kinematics During Running Between Excessive Pronators and Normals. **Clinical Biomechanics**, v.13, p.195-203, 1998.
- (29) JOSEPH M., TIBERIO, D., BAIRD, J.L., TROJIAN, T.H., ANDERSON, J.M., KRAEMER, W.J., MARESH, C.M. Knee Valgus During Drop Jumps in National Collegiate Athletic Association Division I Female Athletes. **American Journal of Sports Medicine**, v.36, p.285-289, 2008.
- (30) SOUZA, T. R., PINTO, R. Z., TREDE, R. G., KIRKWOOD, R. N., PERTENCE, A. E., FONSECA, S. T. Late Rearfoot Eversion and Lower-Limb Internal Rotation Caused by Changes in the Interaction Between Forefoot and Support Surface. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v.99, p.503-511, 2009.
- (31) BREIMAN, L., FRIEDMAN, J. H., OLSHEN, R. A., et al. **Classification and Regression Trees**. Belmont, Calif: Wadsworth International, 1984.
- (32) LEMON, S. C., ROY, J., CLARK, M. A., FRIEDMANN, P. D., RAKOWSKI, W. Classification and Regression Tree Analysis in Public Health: Methodological Review and Comparison With Logistic Regression. **Annals Behavioral Medicine**, v.26, p.172-181, 2003.

- (33) D'ALISA, S., MISCIO, G., BAUDO, S., SIMONE, A., TESIO, L., MAURO, A. Depression Is the Main Determinant of Quality of Life in Multiple Sclerosis: a Classification-Regression (CART) Study. **Disability and Rehabilitation**, v.28, p.307-314, 2006.
- (34) FALCONER, J. A., NAUGHTON, B. J., DUNLOP, D. D., ROTH, E. J., STRASSER, D. C., SINACORE, J. M. Predicting Stroke Inpatient Rehabilitation Outcome Using a Classification Tree Approach. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.75, p.619-625, 1994.
- (35) TEMKIN, N. R., HOLUBKOV, R., MACHAMER, J. E., WINN, H. R., DIKMEN, S. S. Classification and Regression Trees (CART) for Prediction of Function at 1 Year Following Head Trauma. **Journal of Neurosurgery**, v.82, p.764-771, 1995.
- (36) MANCINI, M. C., COSTER, W. J., TROMBLY, C. A., HEEREN, T. C. Predicting Elementary School Participation in Children With Disabilities. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p.339-347, 2000.

CAPÍTULO 4 - ARTIGO

"Predicting dynamic knee valgus in athletes using a classification and regression tree approach"

Abstract

STUDY DESIGN: Cross-sectional.

OBJECTIVE: To analyze how typical predictors of increased dynamic knee valgus angle interact to produce altered knee alignment during functional tasks

BACKGROUND: Excessive dynamic knee valgus is thought to be a contributing factor to many lower extremity injuries. Decreased hip abductor strength have been associated to increased knee valgus angle. In addition, athletes with excessive foot pronation have increased frontal plane knee excursion. However, the biomechanical interdependence of distal and proximal segments of the lower limb kinetic chain has been poorly investigated.

METHODS AND MEASURES: During preseason, 227 athletes belonging to a sport club were evaluated. The dynamic knee valgus (dependent variable) was measured as the frontal plane projection angle of the knee (FPPAK), in two different conditions: single leg squat (SLS) and landing. The independent variables were: isometric hip abductor torque, passive range of motion (ROM) of hip internal rotation (IR) and shank-forefoot alignment (SFA). Classification and Regression Trees (CART), a non-parametric statistical analysis that incorporates nonlinear relationships between predictors, was used to develop decision rules to predict the presence of excessive FPPAK

RESULTS: During SLS the occurrence of high FPPAK was due to interaction between hip abductor torque and passive ROM of hip IR. During landing, the SFA together with abductor torque and passive hip IR were the predictors of high FPPAK. In addition, the CART model identified meaningful cut-off points that classified the sample into the outcome categories of High and Low-FPPAK.

CONCLUSION: These findings may guide sports professionals to plan preventive programs and indicate that preseason assessments must include measurements of hip abductor torque, passive ROM of hip IR and shank-forefoot alignment.

KEY WORDS: Knee valgus, hip strength, CART, sports injuries, lower limb.

Authors: Natalia Franco N. Bittencourt, Luciana De Michelis Macedo, Juliana M. Ocarino, Sergio Teixeira da Fonseca. Journal: *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy -JOSPT*

website: <http://mc.manuscriptcentral.com/jospt>

INTRODUCTION

Knee injuries such as patellofemoral syndrome (PFS), patellar tendinopathy and Anterior Cruciate Ligament (ACL) tear require longer time to recover than ankle injuries (131%), hip and thigh injuries (41%)¹⁸ and result in increased time away from sports. Furthermore, an ACL injury generates an estimated cost of approximately U\$17,000.00 per athlete¹³. Knee joint injury seems to be related to the demands on musculoskeletal system produced by sports activities. For example, approximately 63% of knee injuries occur during takeoff and landing from vertical jump in volleyball and 43% in basketball^{4,27}. Thus, a better understanding of the mechanisms involved in these injuries may help the development of effective treatment and preventive interventions.

One factor that may contribute to production of knee injuries in sports is the athlete's inability to maintain a proper dynamic alignment among lower limb segments in the frontal and transverse planes during sports practice^{10, 21, 24}. Hewett et al¹⁴ demonstrated that the presence of dynamic knee valgus (abductor moment) is an important predictor of ACL rupture in athletes¹⁴. The presence of knee valgus during lower limb movement can also lead to dynamic changes in patellar alignment. Such changes have been related to increases in the overload of structures such as the retinaculum patellar, articular cartilage and fat pad, predisposing the development of anterior knee pain (Patellofemoral Syndrome)². Moreover, incorrect movement patterns and the related change in patella alignment may increase patellar tendon shear forces, predisposing the development of patellar tendinopathy²². Therefore, dynamic changes in knee alignment associated with the complex demands involved in sports like volleyball, basketball and soccer seem to increase the load imposed on

the musculoskeletal system of the athlete, contributing to the development of various types of injuries and disorders around the knee joint.

The knee is an intermediate joint in the kinematic chain, and thus depends on appropriated mechanical behavior of hip and ankle joints to dissipate and/or properly distribute the forces imposed on the musculoskeletal system during sports activities⁹. For example, during performance of close kinetic chain activities dynamic knee valgus may result from excessive femur internal rotation and hip adduction^{12,16,17}. This altered kinematics of the hip joint may occur due to weakness of the hip abductors and/or external rotators, especially gluteus medius and maximus^{12,18}. In a systematic review, Prins and Wurff²⁶ demonstrated that women with PFS have decreased strength of hip muscles, in particular hip abductors, external rotators and extensors on the affected side when compared with healthy participants²⁶. Geiser et al¹¹ induced a fatigue protocol specific to hip abductors in physically active subjects and observed that the knee joint assumed a more adducted position in frontal plane, which resulted in an increased dynamic knee valgus during functional activities¹¹. These studies demonstrate, therefore, that excessive hip movement particularly those associated with reduced hip abductor strength appear to influence the degree of knee valgus in athletes during the performance of sports activities.

Excessive knee excursion in the frontal plane is not only influenced by hip abductor muscle strength but seems to be also associated with the available hip range of motion (ROM)²⁸. Traditionally, the ROM of a joint is assessed by applying to it an external torque, as the total motion produced is recorded. Thus, this measure may be highly influenced by the tolerance to stretching of the subject⁶. If the transverse plane ROM is assessed so that it represents the position where the torque

produced by the leg and foot weights equals the passive resistance torque generated by the hip, this measure could be informative about joint stiffness. This stiffness represents the change in the torque of passive resistance supplied by the tissues of the hip joint (muscles, ligaments, capsule and fascia), offered against the joint motion⁹. Thus, for some functional activities, passive mechanisms of a joint can help to prevent an exaggerated movement or maintain proper alignment.

In addition the influence of hip movements for the knee valgus occurrence, excessive lower limb internal rotation and calcaneal eversion have also been postulated to contribute to inadequate knee kinematics ^{1,7,20}. The subtalar joint axis, which is tilted 45° from horizontal plane, allows the coupling of the motion of the foot in frontal plane (calcaneal eversion) with the motions in transverse plane (talus and lower limb rotation), with a reported correlation of $r^2 = 0.991$ ²³. This strong association indicates that changes in the subtalar joint movements may lead to compensation at knee joint¹. In addition, athletes who wore foot orthosis wedged 5° medially showed a decrease in knee valgus and calcaneal eversion/pronation during landing¹⁷. Excessive pronation has been linked with the presence of forefoot varus alignment, which can increase the eversion torque in ankle-foot complex after forefoot contact with the support surface^{22,29}. These findings reinforce the need to include the standardized measurement of the forefoot in the assessment of athletes, since the presence of excessive forefoot varus can cause biomechanical compensations throughout the lower limb and influence the occurrence of injuries.

Some studies have used analysis based on linear and individual contribution of each biomechanical factor to predict dynamic knee valgus^{5, 28}. However, the occurrence of increased static and dynamic valgus alignment of the knee has

multifactorial nature and depends on how the musculoskeletal system adapts to the possible interactions between muscle strength, tissue stiffness and joint alignment of proximal and distal segments of the kinetic chain⁹. This interaction between factors is essential to develop a greater capability for dynamic stabilization during the demand imposed by a particular activity. Therefore, to identify clinically relevant interactions that may not have been captured by previous studies that focus on the investigation of statistical main effects, the aim of this study was to determine the predicting factors of increased frontal plane projection angle of the knee during the single leg squat and landing in athletes. The Classification and Regression Trees (CART) was used as the statistical method for analysis, since it captures nonlinear relationships between the predictors and outcome variables.

METHODS

Participants

In this study, 227 athletes (78 female and 149 male), who regularly participated in training and competitions of basketball, soccer, volleyball and gymnastics, were recruited during pre-season. The mean age was 16.59 ± 5 years; the mean body mass was 67.16 ± 16.4 kg and the mean height was 157 ± 59.43 cm. There was no restriction regarding the time of sports practice in this study. The inclusion criteria were: absence of pain or a history of lower extremity surgery in the last six months. Those athletes who felt pain or discomfort while performing any test were excluded from the study. The University's Institutional Ethics Review Committee approved the procedures of this study and all participants signed an informed consent (ETIC No. 493/2009).

Procedures

Strength Testing

Isometric strength of the hip abductors was measured using a manual dynamometer (Hand Held - Microfet2 ®). The subject was positioned in side lying on a treatment table with arms in front of the body. The dynamometer was positioned under a stabilizing strap five centimeters above the knee joint line. A second strap was used for trunk stabilization (Figure 1). After a familiarization procedure the athlete was asked to perform maximal isometric contractions of the hip abductors for 5 seconds. This procedure was repeated three times with intervals of 15 seconds between each isometric contraction. During testing, verbal encouragement was given to ensure that the athlete would produce maximum contraction.

Hip abductor muscle torque was calculated as the product of the mean of the three strength measures and the distance from the greater trochanter to five centimeters above the knee joint line, where the manual dynamometer was positioned. The torque value was normalized by the respective body weight (Nm/kg) of the athlete. Reliability analysis of this measure yielded an intrarater Intraclass Correlation Coefficient (ICC) was 0.94 and the standard error of measurement (SEM) was 8.64 Nm/kg.



Figure 1. Testing position for isometric hip abductor torque assessment.

Passive Range of Motion (ROM) of Hip Internal Rotation

The subject was positioned in prone position on a treatment table with the pelvis stabilized and the knee flexed at 90°. The athlete was instructed to remain as relaxed as possible. If the examiner observed any muscle contraction visually or by palpation, the measurement was rejected and repeated. The examiner allowed the passive movement of hip internal rotation (IR), produced by the weight of the leg and

foot of the athlete, until the tension produced by the hip structures interrupted this movement. At this position, the passive hip IR ROM was measured with an inclinometer (Starrett®) positioned 5 cm distal to the anterior tibial tuberosity (Figure 2). The examiner supported carefully the leg of the athlete to maintain 90° of knee flexion, without applying any additional external forces that could favor or hinder the hip passive movement. Three measurements were performed and the mean, in degrees, was used for analysis.

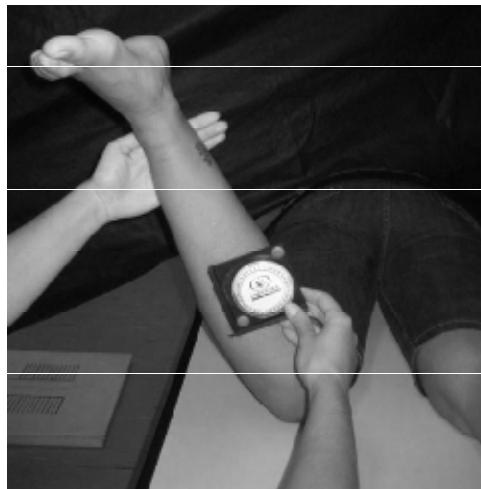


Figure 2. Test position for hip passive IR ROM assessment

Shank-Forefoot Alignment-SFA Assessment

The athlete was positioned in prone with the feet of the treatment table. A digital camera (Nikon D5000®) with a tripod was positioned at the right end of the treatment table, so that the camera was 90° in relation to the treatment table. The examiner located and marked the midpoint of the tibial plateau, the central area between the malleolus and, by palpation, determined the lateral and medial extremities of the apex of the calcaneus and identified two points 1.5 cm distal to

these references. Then a line was drawn on the tibia, by joining the points marked on the tibial plateaus and between the malleolus (Figure 3-A). After, bisecting the tibia, the examiner positioned a metal rod on the plantar area of the forefoot, following the orientation of the metatarsophalangeal heads. The lower limb of the athlete was positioned so that the calcaneus was directed upwards and that all markings were visible on the center of the camera display. With the aid of an universal goniometer (Carcí®), the examiner positioned the foot of the athlete at 90° of ankle dorsiflexion, requested the athlete to actively maintain this position and took a still photograph (Figure 3-B). This procedure was performed three times.

The shank-forefoot alignment (SFA) was measured by means of the analysis of the still photos. This analysis was performed with the program Simi Motion Twinner®. The angle of the shank-forefoot alignment was defined as the angle between the bisection line of the tibia and the line along the rod positioned on the metatarsophalangeal region, corresponding to the forefoot alignment. This analysis was performed on the three different photos to obtain the mean angle of the SFA. The intrarater ICC for this measure was 0.81 and the SEM was 3.89 °.

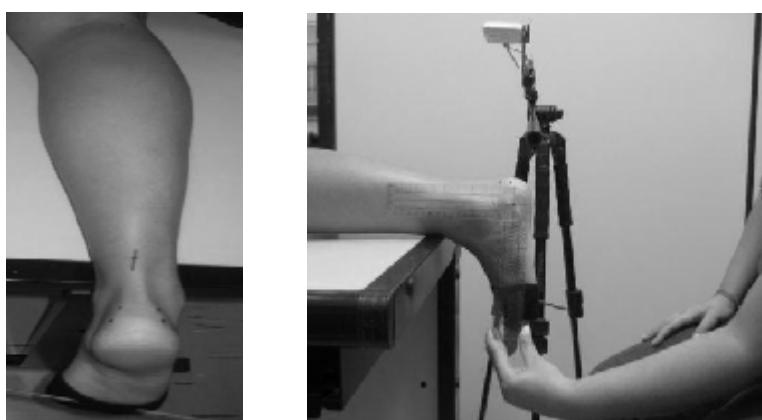


Figure 3. A: Markings corresponding to bisection of the tibial plateau, malleolus and the calcaneus and B: Athlete position for SFA assessment

Frontal Plane Projection Angle of the Knee (FPPAK)

To assess the FPPAK during SLS and landing from a jump, reflective markers were attached on the anterior superior iliac spines (ASIS), on the medial and lateral epicondyle of the knee and on the anterior aspect of the leg (midpoint between the medial and lateral malleolus of the ankle). The athlete was, then, asked to perform a single-leg squat up to 60° of flexion of the knee. This angle was previously determined by the examiner with a goniometer and then a support was placed on the wall, at the gluteal region of the athlete, to be used as a reference for 60° of knee flexion (Figure 4-A). The athlete performed three single leg squat (SLS), alternating between right and left legs, to avoid fatigue. After five minutes of rest, the athlete was asked to perform three two-legged vertical jumps with the hands placed on the waist (Figure 4-B). It was given a 5 second interval between each jump. The performance of each athlete was videotaped for later analysis

To determine the FPPAK, videos of the SLS and jumps were analyzed using the software Simi Motion Twinner ®. The FPPAK was defined by connecting the points concerning the location of the ASIS, the midpoint between the femoral epicondyles and the midpoint between the malleoli. This angle was measured with the subject in static single leg stance and in 60° of flexion during the SLS. The intrarater ICC obtained for this measure was 0.83 and the SEM was 1.65°. The mean of three measurements of the dominant knee in the static condition (before squatting) was used for the analysis.

The FPPAK was also analyzed at the moment of landing from a jump. The landing was defined as the second frame after the heel strike. The mean of three

FPPAK of both legs in landing were used for analysis. The intrarater ICC obtained for this measure was 0.88 and the SEM was 1.93°.

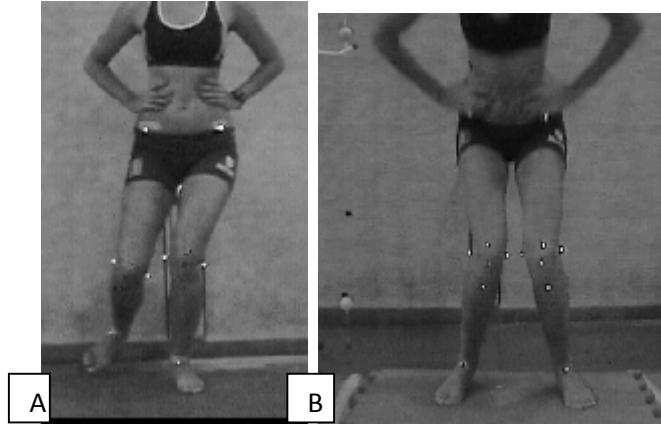


Figure 4. Position of the SLS to 60° of flexion (A) and of the vertical jump (B)

Statistics

Descriptive statistics were used to characterize the sample in relation to the variables: FPPAK, gender, normalized abductors torque, shank-forefoot alignment angle and hip internal rotation passive ROM. Classification and Regression Trees (CART) was used to assess which predictive factors influenced the occurrence of high- FPPAK. CART is a multivariate, nonparametric classification (regression) model, which develops a decision tree by successive binary divisions of the initial set of data that occur until further divisions are not possible or until pre-established criteria for tree growth are reached³. For each of these divisions, all possible cutoff points are considered to establish the predictor that best divides the data into subgroups (nodes) increasingly homogeneous^{3, 8}. The choice of CART to analyze the data of this study relies on the fact that it is a robust analysis, which can capture

the non-linear relationship between predictors and produce results easily applied by clinical decision rules^{8, 19, 30}.

To build the CART model, the dependent variable was dichotomized as High - FPPAK and Low-FPPAK. This procedure was performed by identifying the percentiles corresponding to the inferior (low- FPPAK) and superior (high- FPPAK) thirds of the sample's distribution. Two models were developed to assess the predictor factors of FPPAK of the dominant leg during the SLS and landing from a jump. The predictor variables were: gender, normalized hip abductor torque, passive ROM of hip IR and shank-forefoot alignment angle (SFA). In the SLS model the FPPAK of the dominant leg in the static condition was considered as an influence variable. In the landing model the FPPAK of the contralateral leg was used as influence variable. The area under the ROC curve (Receiver Operating Characteristics) was also calculated to assess the predictive performance of the models developed in this study. A significance level of 0.05 was established to verify whether the area under the ROC curve of each model developed in this study was different from 0.5.

RESULTS

The cut-off values of the inferior (Low FPPAK) and superior (High FPPAK) thirds of the FPPAK distribution during SLS were 4.69° e 8.16° , respectively. Considering that only subjects that had values below or above the cut-off values were included in the final sample, data from only 101 athletes were analysed. Fifty athletes had High- FPPAK (mean= 11.79° ; SD= ± 2.66) and fifty-one athletes had Low-FPPAK (mean= 2.86° ; SD= ± 1.36). During landing, the cut-off values for Low and High FPPAK were -0.09° e 3.59° , respectively. Due to this classification and to the use of the values of FPPAK of the opposite limb as influence variable, data from only 72 athletes were analysed. Thirty-three athletes had High- FPPAK (mean= 7.59° ; SD= ± 2.5) and thirty-nine athletes had Low-FPPAK (mean= -3.93° ; SD= ± 4.2). The mean and standard deviation of the sample's demographics characteristics and independent variables: normalized hip abductor torque, passive ROM of hip IR and shank-forefoot alignment angle (SFA) are presented in table 1.

Table 1: Mean and SD for demographics characteristics and independents variables

Variable	SLS Group (n = 101)	Landing Group (n= 72)
Age (years)	17.1 (5.3)	16.7 (4.6)
Body Mass (kg)	68.9 (17.3)	68.6 (16.9)
Sex		
Female	32 (31%)	22 (30%)
Male	69 (69%)	50 (70%)
Height (cm)	150.4 (68.1)	179.7 (14.7)
Shank-Forefoot Alignment ($^\circ$)	11.8 (8.2)	11.9 (8.9)
Passive ROM of Hip IR ($^\circ$)	43.01 (15.1)	45.7 (14.9)
Hip Abductor Torque (Nm/Kg)	117.92 (39.4)	127.55 (35.2)

Predictive model for Single Leg Squat (SLS)

The classification tree (Figure 5) has identified, from the four independent variables entered in the analysis, the normalized hip abductor torque and passive ROM of hip IR as FPPAK predictors during SLS. The normalized hip abductor torque, with cut-off point of 103 Nm/kg, was the first predictor to separate the sample into two groups. Twenty-three athletes of those who had normalized hip torque < 103 Nm/Kg (76.7%) had High- FPPAK, while only seven athletes had Low- FPPAK (node 1). Normalized hip torque values great than 103 Nm/Kg was predictor of Low-FPPAK in 62% (n=44) of the 71 athletes who had normalized hip torque great than 103 Nm/hg (node 2).

In the subgroup with normalized hip abductor torque of less than 103 Nm/kg, passive ROM of hip IR greater than 43° was a predictor for High- FPPAK in 90% of the athletes (node 4). Five athletes with low abductor torque and passive ROM of hip IR between 37° and 43° (83% of this subgroup) demonstrated Low-FPPAK (node 8), just one of those presented High- FPPAK. One hundred per cent (n=4) of the athletes that showed abductor torque less than 103Nm/kg and passive ROM of hip IR less than 37° presented High-FPPAK (node 7).

Among the athletes with hip abductor torque greater than 103 Nm/Kg (n=71), seven out of nine (77.8%) of those with hip IR passive ROM of less than 21.6° (node 5) had High-PPAK. The athletes who had hip IR passive ROM greater than 21.6°, were divided into two subgroups according to their normalized hip abductor torque in a new cutoff point. Normalized hip abductor torque greater than 148.8 Nm/Kg was predictor of Low -FPPAK in 90% of these athletes (n=19) (node 10). Similarly, 22 athletes with hip IR passive ROM greater than 21.6° and abductor torque between

103 and 139.1 Nm/kg had Low-FPPAK (node 11). However, seven among eight athletes with abductor torque between 139.1 and 148.8 Nm/Kg had High-FPPAK, during SLS (node 12).

The predictive model, after pruning, had classified correctly 36 of the 50 athletes with High- FPPAK (sensitivity, 72%) and 47 of the 51 athletes with Low-FPPAK during SLS (specificity, 92%), indicating that 82% of all outcomes were correctly classified. The CART created decision rules that discriminate athletes with High-FPPAK and Low-FPPAK (table 2). In addition, the area below the ROC curve was 0.74 (IC: 95% = 0.66-0.81; $p < 0.0001$), showing that athletes classification in High-FPPAK and Low –FPPAK, using this model, was different from chance.

Figura 5. Classification tree of predictors of the occurrence of High and Low- FPPAK during SLS.

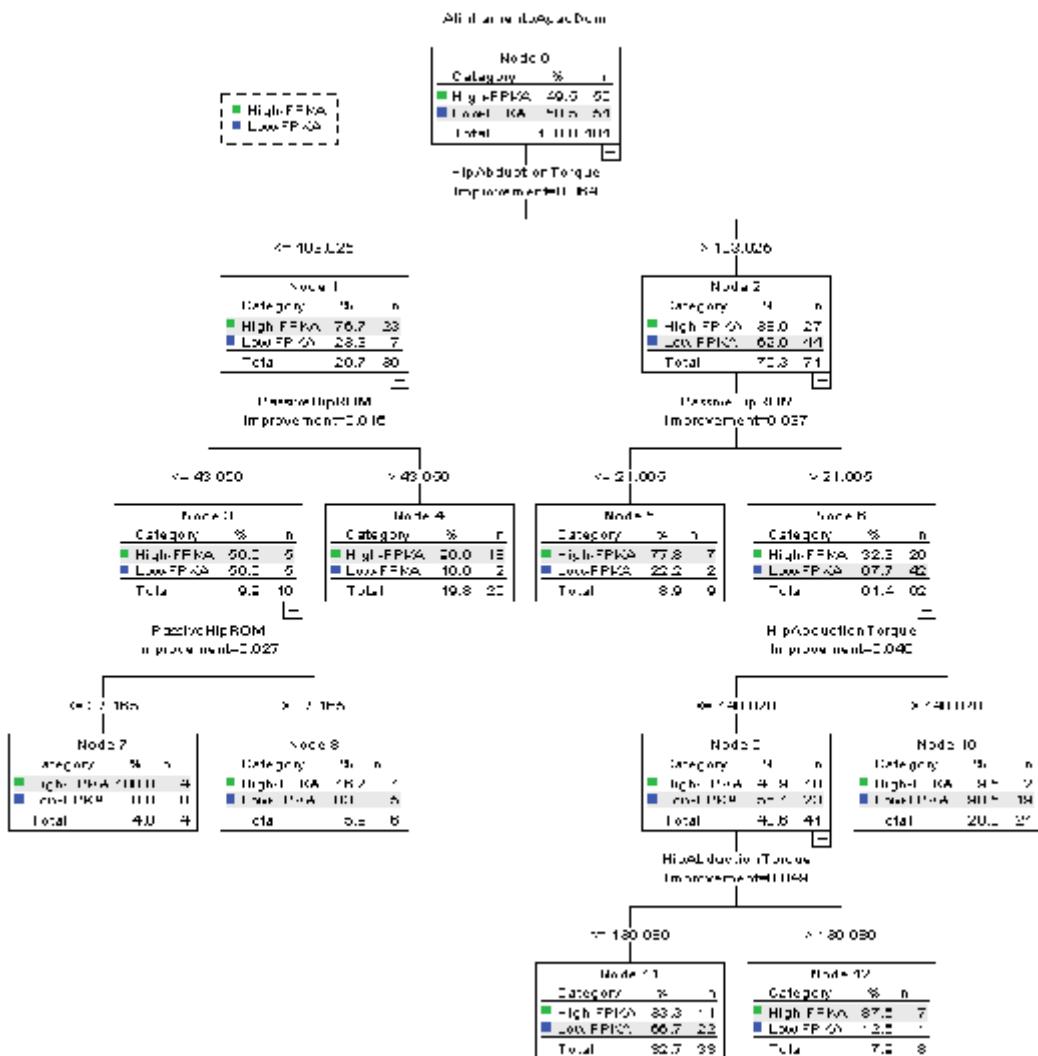


Table 2. Classification tree rules for predicting the occurrence of High and Low-FPPAK during SLS

I- Decision rules for occurrence of High-FPPAK

NODE 4 Hip Abductor Torque < 103 Nm/kg and Passive ROM of Hip IR > 43.6 °

NODE 5 Hip Abductor Torque > 103 Nm/kg and Passive ROM of Hip IR < 21.6 °

NODE 12 Hip Abductor Torque between 139 and 148 Nm/Kg and Passive ROM of Hip IR > 21.6 °

II- Decision rules for occurrence of Low-FPPAK

NODE 8 Hip Abductor Torque < 103 Nm/kg and Passive ROM of hip IR between 37 ° and 43.6 °

NODE 10 Hip Abductor Torque > 148 Nm/kg and Passive ROM of hip IR > 21.6 °

Predictive model for Landing

The CART model (Figure 6) selected SFA angle, normalized hip abductor torque and hip IR passive ROM as predicting factors for FPPAK during landing. The classification tree showed the SFA angle as the first predictor of High- FPPAK. About 60% (n=23) of the athletes with SFA angle great than 10.9° had High-FPPAK (node 2). Conversely, out of the 34 athletes with SFA angle lesser than 10.9°, 70.6 % (n=24) had Low-FPPAK, while only 10 athletes had High – FPPAK (node 1). In the subgroup of subjects with SFA lesser than 10.9°, normalized hip abductor torque lesser than 109 Nm/kg was predictor of High- FPPAK in 75% of athletes (n=9) (node 3). When the subjects had SFA angles lower than 10.9° and normalized hip abductor torque greater than 109 Nm/kg, 95% of the athletes (n=21) had Low-FPPAK (node 4).

In those athletes who had SFA angles higher than 10.9°, the model selected passive ROM of hip IR as second predictor. Among athletes with SFA > 10.9° and passive ROM smaller than 34°, five out of seven (71.4%) had Low-FPPAK (node 5). On the other hand, 21 of 31 athletes with passive ROM of hip IR greater than 34.3° (67%) had High-FPPAK (node 6). Fourteen athletes with passive ROM of hip IR between 34.3° and 47.8° presented high-FPPAK (node 7). Concerning the subgroup of athletes with passive ROM of hip IR greater than 47°, another split was based on shank-forefoot alignment angle: SFA values between 10.9° and 17.3° were associated to Low-FPPAK in 75% of athletes (n=6) (node 9). On the other hand, passive ROM of hip IR greater than 47.8° and SFA angle great than 17.3° were predictors of High-FPPAK in 83.3% of the athletes belonging to this subgroup (n=5) (node 10).

The CART model classified correctly 28 of the 33 athletes with High- FPPAK (sensitivity, 84%) and 32 of the 39 with Low- FPPAK (specificity, 82%) during landing, indicating that 83% of all outcomes were correctly classified. The CART model allowed the creation of decision rules that discriminate athletes with High-FPPAK and Low-FPPAK (Table 3). The area below the ROC curve was 0.79 (IC: 95% = 0.70-0.88; p < 0.0001), showing that athletes classification in High-FPPAK and Low –FPPAK, using this model, was not by chance.

Figure 6. Classification tree of the occurrence of High and Low- FPPAK during landing.

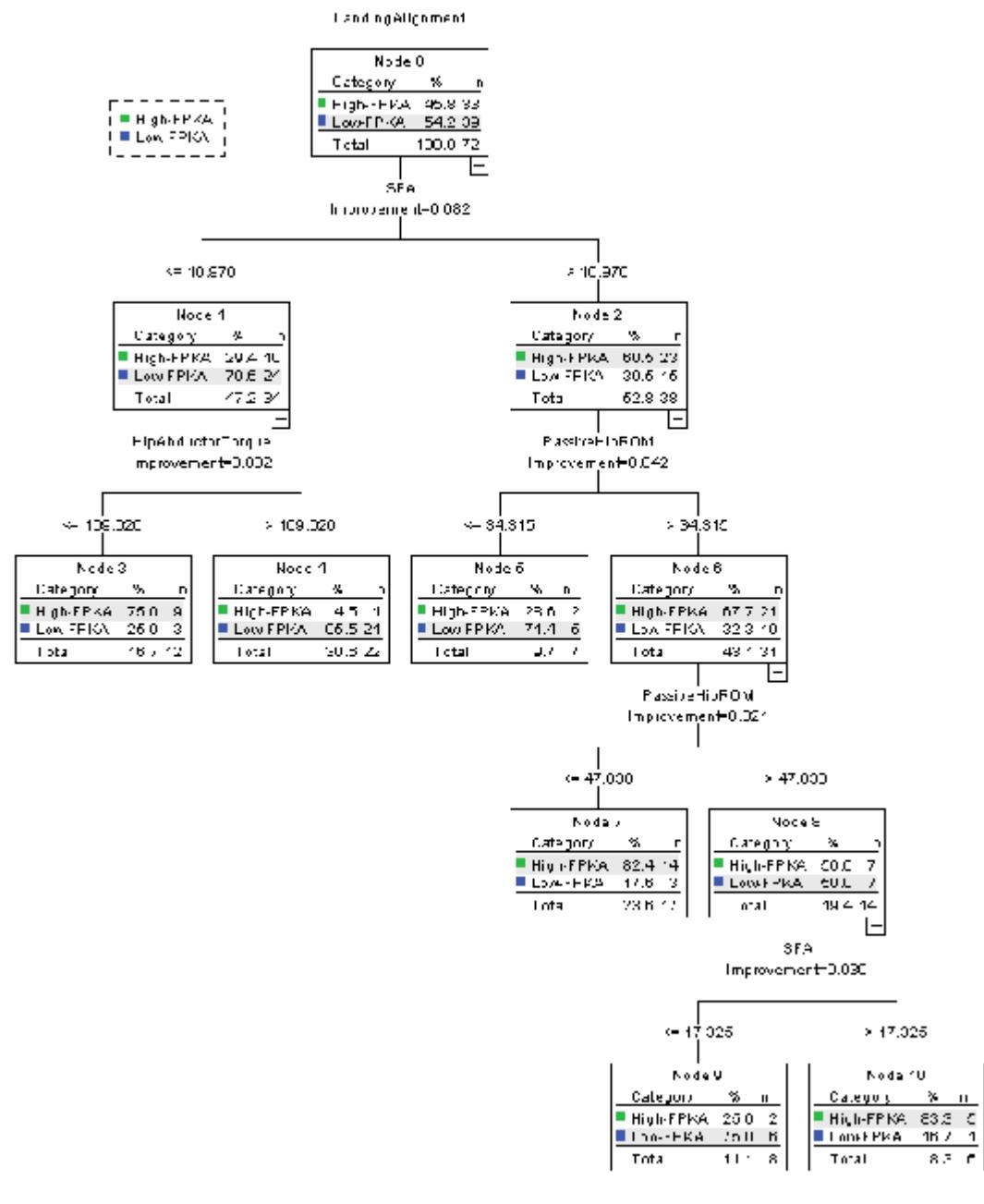


Table 3. Classification tree rules for predicting the occurrence of High and Low-FPPAK during landing

I- Decision rules for occurrence of High-FPPAK

NODE 3 SFA < 10.9° but Hip Abductor Torque < 109 Nm/kg

NODE 7 SFA > 10.9° and Passive ROM of hip IR between 34° and 47°

NODE 10 SFA > 17° and Passive ROM of hip IR > 47°

II- Decision rules for occurrence of Low-FPPAK

NODE 4 SFA < 10.9° and Hip Abductor Torque > 109 Nm/kg

NODE 5 SFA > 10.9° but Passive ROM of hip IR < 34°

NODE 9 Passive ROM of hip IR > 47° and SFA between 10.9° and 17°

DISCUSSION

The results of this study demonstrate that the occurrence of High-FPPAK during landing from a jump was due to an interaction between SFA angle, normalized abductor torque and passive ROM of hip IR. Similarly, during one leg squat, the occurrence of High-FPPAK was the result of the interaction between abductor torque and passive ROM of hip IR. These results illustrate the influence of biomechanical factors of the distal and proximal segments of the lower limb kinetic chain in the production of increased dynamic knee valgus (High-FPPAK) during functional activities. The findings of the present study are in agreement with previous studies, which identified significant association between lower limb biomechanical factors with the occurrence of knee valgus^{5, 28, 32}.

The results of the SLS analysis indicated that the hip abductor torque was the main predictor of High-FPPAK. This finding is consistent with the study of Claiborne et al⁵, which found that hip abductor torque alone explained 13% of the occurrence of increased FPPAK. However, Wilson et al³¹ tested the association between FPPAK and strength of hip abductors and external rotators during squat to 45° of knee flexion and found that only the external rotators had significant association with FPPAK ($r=0.40$). These results could be attributed to the smaller range of knee flexion used (45° as opposed to 60°), or to the lower mean of FPPAK shown by those subjects (4°) in comparison with athletes of the present study who demonstrated a mean of 7.59° in High-FPPAK group. The performance of the single leg squat to 60° increases the perpendicular distance from the knee joint axis to the body center of gravity, which increases the external knee flexor moment. This greater demand of stabilization at in this range may have increased the contribution of the hip abductors

to control the occurrence of knee valgus and values of normalized hip abduction torque smaller than 103 Nm/kg strongly contributes to the occurrence of high FPPAK.

Another relevant predictor selected by the classification tree, during SLS, was the passive ROM of hip IR. The inclusion of this variable allowed a better understanding of how the available range of hip internal rotation interacts with the abductor torque. The results of the present study indicated that the association of reduced hip abductor torque (<103 Nm/kg) with large range of hip internal rotation (>43°) was crucial for the occurrence of High-FPPAK. Furthermore, 90% of athletes with high abductor torque (>148 Nm/Kg), even showing available passive ROM of IR hip greater than 21° did not demonstrate High-FPPAK. This fact reinforces the influence of hip abductors strength in controlling knee kinematics. However, it is important to notice that seven athletes with torque between 139 and 148 Nm/kg and hip internal rotation passive ROM above 21° showed High-FPPAK. In this subgroup, it is possible that other factors not assessed in the present study, such as a decreased strength hip external rotators or level of athlete's sports ability could help explain the occurrence of High-FPPAK. Despite the existence of other possible contributor to increased knee valgus, the interaction between hip abductors strength and passive ROM of hip IR (as a possible index of hip stiffness), shown in the present study, suggests that clinical and preventive interventions should focus on both the contractile and passive elements of the hip joint.

Contrary to expectations that hip abductor strength and stiffness could help prevent the occurrence of knee valgus, seven athletes with hip abductor torque greater than 103Nm/Kg and marked decreased passive ROM of hip IR (<21°; subgroup mean angle of 17°) were classified into High-FPPAK group. This marked

restriction of available range of hip IR may indicate an existence of femoral neck retroversion, which can alter the kinematics behavior of the lower limb segments during the performance of activities required in this study. For example, if the athlete does not have the appropriate range of hip internal rotation to allow absorption of possible trunk and pelvis rotations resulting from squatting, it would cause that the projection of the body's center of gravity to fall outside of the base of support and require an increase in hip adduction and thus, an increase of knee valgus to allow control of the movement. In this case, not only low hip stiffness but also excessive hip stiffness may be related to the occurrence of knee valgus during certain functional activities.

During landing, the main predictor selected by CART was the shank-forefoot alignment (SFA) angle. Considering that the ankle-foot complex is the first segment to get in contact with the ground when landing from a jump, changes of the alignment of this structure seems to be crucial for kinematic and kinetic adaptations of other segments of the lower limb¹. The relationship between static forefoot varus measurements and foot kinematics is in agreement with the findings of Donatelli et al⁷ who observed increased foot pronation in baseball athletes with marked forefoot varus at heel strike during running. Furthermore, the present study demonstrated that inter-segmental relationships are complex, since, in the individuals with small SFA angle (below 10.9°), reduced normalized abductor torque (<109 Nm/kg) was the next predictor for athletes to show High-FPPAK. On the other hand, for those athletes SFA angle greater than 10.9°, increased passive ROM of hip IR (>34.3) was the most important factor in the production of High-FPPAK. Again, during landing from a jump,

structural factors such as foot alignment and hip stiffness seem to play important roles in controlling the motions of the knee joint.

In the analysis of landing in 2D, the FPPAK represents the combination of movements of hip adduction and internal rotation²¹. Athletes with small forefoot varus angle (SFA<10.9°), may have had a lower demand for lower limb internal rotation and the component of femur adduction became more relevant to knee kinematics. Once landing also imposes a high hip adduction moment, the athlete's inability to produce proper hip abductor torque influenced the occurrence of High-FPPAK, as 75% of the athletes who had low normalized hip adductor torque (< 109 Nm/kg) demonstrated knee valgus when landing. Heinert el al¹² also found lower values of hip abductor torque in athletes who had higher knee valgus angles when compared with athletes with higher values of torque. Thus, the findings of both studies reinforce the need of specific strengthening of hip abductors in athletes, independently of the degree of foot alignment.

In the subgroup with the largest degree of SFA angle (>10.9°), an increased in demand of lower limb internal rotation may have occurred, which would explain the increases in FPPAK. During landing from a jump, if the hip joint had less available ROM of IR, the femoral movements in the transverse plane would be more restricted and help prevent the occurrence of dynamic knee valgus. This happened in 71% of the athletes with an available range of hip internal rotation of less than 34°. In addition, when the athletes showed passive ROM of IR between 34° and 47°, allowing more movements of the femur in the transverse plane, there was an increase in the occurrence of High-FPPAK. It is interesting to observe that, in athletes with greater magnitude of ROM of hip IR available (>47.8°) and with high

SFA angle ($>17^\circ$), the demand for lower limb internal rotation was probably more pronounced, as it influenced the occurrence of High-FPPAK in high a percentage of athletes. Similarly, Sigward et al²⁸ found that the ROM of hip rotation and ankle dorsiflexion explained 27% of the variance of FPPAK during landing. Despite the difference between variables in both studies, these findings suggest that FPPAK is influenced by the adaptations of the passive distal and proximal structures of the kinetic chain. When an athlete with large magnitude of forefoot varus associated with a large ROM of hip IR lands from a jump, the knee joint accompanies the transfer of mechanical energy from the adjacent segments and, thus, demonstrates an increase in its frontal plane projection angle that is associated to the presence of increased dynamic knee valgus.

Several studies have indicated a higher prevalence of knee valgus in women^{15, 31, 32}. However, the independent variable gender was not selected as predictor of FPPAK in none of the CART models. Furthermore, data from this study demonstrated that changes in strength production capability, foot alignment and passive ROM of hip internal rotation are the most relevant factors related to increased knee excursion in the frontal plane, suggesting that the occurrence of knee valgus in women is not determined by gender, but by the biomechanical characteristics of these individuals. Therefore, the pre-season assessment of athletes of both genders should focus on screening of the biomechanical factors, revealed by the presented CART models, to prevent the occurrence of High-FPPAK.

The results of this study showed that the capacity of the musculoskeletal system to maintain good knee alignment against the demands imposed by the external moment during landing depends on the alignment of the forefoot in relation

to the tibia (SFA) and its interaction with hip strength and stiffness. The cross-sectional design of this study imposes limitations on the relation of cause and effect between the predictors and the outcome. Despite this limitation, the use of CART statistical method permitted the analysis of the interaction between predictors and identification of cutoff points for independent variables^{8, 19}. In this context, clinical decision rules were developed for the classification of athletes in High and Low-FPPAK groups with accuracy of 82% and 83% for single-leg squat and landing from a jump, respectively. In addition, the area under ROC curve also demonstrated the performance of both models to predict the target category of the dependent variable. In the SLS, the area indicated that a randomly selected athlete with increased frontal plane projection knee angle has a higher chance of being classified as High FPKA based on predictive model than an athlete with low FPKA in 74% of the time. In the landing model, this classification occurs in 79% of the time. Thus, these results demonstrated that measures of forefoot alignment, abductor torque and passive ROM of hip IR should be included in pre-season assessment of athletes. The identification of changes in these variables will enable preventive interventions aimed at correcting the factors relevant to the occurrence of high FPPAK during sports activities.

CONCLUSION

The results demonstrated that during SLS the occurrence of high FPPAK was due to interaction between hip abductor torque and passive ROM of hip IR. During landing, the SFA together with hip abductor torque and passive hip IR were the predictors of high FPPAK. These findings suggest that ankle-foot complex alignment, hip abductor strength and passive ROM of hip IR should be assessed in athletes to screen for knee valgus during dynamics task.

KEY POINTS

FINDINGS: During single leg squat, High- FPPAK was predicted by decreased hip abductor torque related to increase passive ROM of hip IR. During landing the excessive forefoot varus alignment together with increased passive ROM of hip IR and decreased hip abductor torque were the predictors of High-FPPAK. The gender variable was not associated to High- FPPAK.

IMPLICATIONS: ankle-foot complex alignment, hip abductor strength and passive ROM of hip IR should be measured in athlete's preseason assessment.

CAUTION: Athletes who had hip abductor torque > 103 Kg/Nm associated to excessive decreased passive ROM of hip IR (17°) produced High-FPPAK.

REFERENCES

- (1) Bellchamber TL, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech* 2000 November;33(11):1397-1403.
- (2) Bolgia LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008 January;38(1):12-18.
- (3) Breiman L, Friedman JH, Olshen RA, et al. Classification and Regression Trees.Belmont, Calif: Wadsworth International; 1984.
- (4) Burnham BR, Copley GB, Shim MJ, Kemp PA. Mechanisms of basketball injuries reported to the HQ Air Force Safety Center a 10-year descriptive study, 1993-2002. *Am J Prev Med* 2010 January;38(1 Suppl):S134-S140.
- (5) Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech* 2006 February;22(1):41-50.
- (6) De Aquino CF, Gonçalves GGP, da Fonseca S.T, Mancini MC. Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2006;12:195-200.
- (7) Donatelli R, Wooden M, Ekedahl SR, Wilkes JS, Cooper J, Bush AJ. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999 June;29(6):316-325.
- (8) Falconer JA, Naughton BJ, Dunlop DD, Roth EJ, Strasser DC, Sinacore JM. Predicting stroke inpatient rehabilitation outcome using a classification tree approach. *Arch Phys Med Rehabil* 1994 June;75(6):619-625.
- (9) Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PL. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain.In Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS. Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation. St. Louis: Saunders; 2007.
- (10) Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc* 2003 October;35(10):1745-1750.
- (11) Geiser CF, O'Connor KM, Earl JE. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. *Med Sci Sports Exerc* 2010 March;42(3):535-545.
- (12) Heinert BL, Kernozeck TW, Greany JF, Fater DC. Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *J Sport Rehabil* 2008 August;17(3):243-256.
- (13) 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 November;27(6):699-706.

- (14) Hewett TE, Myer GD, Ford KR 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 April;33(4):492-501.
- (15) Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Sauterbeck JR. Dynamic neuromuscular analysis training for preventing anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Instr Course Lect* 2007;56:397-406.
- (16) Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train* 2007 January;42(1):76-83.
- (17) Joseph M, Tiberio D, Baird J.L et al. Knee valgus during drop jumps in national collegiate athletic association division I female athletes. *Am J Sports Med* 2008;36(2):285-289.
- (18) Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004 June;36(6):926-934.
- (19) Lemon SC, Roy J, Clark MA, Friedmann PD, Rakowski W. Classification and regression tree analysis in public health: methodological review and comparison with logistic regression. *Ann Behav Med* 2003 December;26(3):172-181.
- (20) McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics* 1998;13(3):195-203.
- (21) McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med* 2005 June;39(6):355-362.
- (22) Mendonça L, Macedo LDM, Fonseca ST, Silva AA. Comparação do alinhamento anatômico de membros inferiores entre indivíduos saudáveis e indivíduos com tendinose patelar. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2005;9:101-107.
- (23) Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech* 1993 August;26(8):909-916.
- (24) Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J. The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *Am J Sports Med* 2005 February;33(2):197-207.
- (25) Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003 November;33(11):639-646.
- (26) Prins MR, van der Wurff P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother* 2009;55(1):9-15.
- (27) Salci Y, Kentel BB, Heycan C, Akin S, Korkusuz F. Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004 July;19(6):622-628.

- (28) Sigward SM, Ota S, Powers CM. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008 November;38(11):661-667.
- (29) Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Pertence AE, Fonseca ST. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. *J Am Podiatr Med Assoc* 2009 November;99(6):503-511.
- (30) Temkin NR, Holubkov R, Machamer JE, Winn HR, Dikmen SS. Classification and regression trees (CART) for prediction of function at 1 year following head trauma. *J Neurosurg* 1995 May;82(5):764-771.
- (31) Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc* 2006 May;38(5):945-952.
- (32) Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med* 2003 May;31(3):449-456.

Capítulo 5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo demonstrou a interação das disfunções do segmentos distais e proximais dos membros inferiores na ocorrência de maiores valores do APFJ durante as atividades de aterrissagem e agachamento. A presença do movimento excessivo do joelho no plano frontal está relacionada com a sobrecarga nesta região e portanto, a triagem das alterações biomecânicas dos membros inferiores que modificam a cinemática do joelho durante atividades dinâmicas é necessária para a identificação dos atletas com maior risco de desenvolver lesões nesta articulação.

Durante o agachamento, a relação entre a redução do torque abdutor do quadril e o aumento da ADM passiva de RI de quadril foi preditor para maiores valores do APFJ. Este achado se assemelha ao que vem sendo reportado na literatura, caracterizando a influência das disfunções da articulação do quadril na cinemática do joelho. Além disso, o agachamento unipodal a 60° de flexão por ser um movimento funcional e comumente utilizado na prática de treinamentos dos atletas possibilitou a análise dos segmentos dos membros inferiores em uma situação de maior demanda. Assim, estes resultados reforçam a necessidade de se considerar tanto o componente contrátil do quadril quanto o passivo para a estabilização da articulação do joelho nos planos frontal e transverso.

Com a utilização do modelo CART foi possível verificar as interações complexas entre as articulações do pé e do quadril durante a aterrissagem. O alinhamento do pé foi um importante preditor para o aumento do valgismo dinâmico do joelho. Em atletas com leve aumento do varismo do antepé, a redução do torque normalizado do quadril foi preditor para a presença de maiores valores do APFJ. No

entanto, em atletas com maiores valores de varismo do SFA, o aumento da ADM passiva de RI do quadril foi preditor para maiores valores do APFJ. Estes resultados indicam que padrões da cinemática no joelho são influenciados pela dinâmica do contato do antepé com o solo no momento da aterrissagem e também dependem da capacidade da articulação do quadril em restringir ou facilitar a rotação interna e adução no femur durante esta atividade.

O modelo de classificação forneceu pontos de cortes para cada variável preditora durante o agachamento e aterrissagem. Estes pontos de corte podem auxiliar os profissionais do esporte a direcionar suas ações aos valores preditores específicos que podem ser modificados através de exercícios ou orientação para uso de órteses para o pé. Dessa forma, o entendimento da interação entre os fatores preditores na produção de maiores valores do APFJ pode levar ao desenvolvimento de programas de prevenção e reabilitação mais efetivos .

Tendo em vista os resultados do presente estudo, a avaliação pré-temporada de atletas deve incluir o alinhamento tibia-antepé, a força dos abdutores do quadril e ADM passiva de RI do quadril. A primeira medida não é usualmente realizada devido a dificuldade de padronização da mesma, entretanto para este estudo foi desenvolvido um método confiável e prático para ser utilizado nas avaliações de atletas. Além disso, utilização do método em 2D para triar o aumento do APFJ também possui capacidade e confiabilidade para identificação do valgismo do joelho em relação ao método 3D e pode ser usado no ambiente clínico da fisioterapia esportiva. A quantificação de alterações de movimento, como o aumento do APFJ que está relacionado as lesões nos MMII em atletas e, principalmente dos fatores que podem contribuir para o aumento do APFJ, é um passo importante para

melhorar o entendimento da relação entre as demandas esportivas e as capacidades do sistema músculo-esquelético. Dessa forma, os profissionais do esporte podem desenvolver um raciocínio clínico apropriado para o planejamento de um programa de reabilitação e preventivo adequado aos atletas.

ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DA UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 0493.0.203.000-09

Interessado(a): Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO – UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 19 de novembro de 2009, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Avaliação dos fatores de risco para lesões músculo-esqueléticas em atletas**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o inicio do projeto.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG