

Luciana De Michelis Mendonça

**CONTRIBUIÇÃO DOS SEGMENTOS PROXIMAIS E DISTAIS DA CADEIA
CINÉTICA PARA A ROTAÇÃO DA PATELA NO PLANO FRONTAL**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2011

Luciana De Michelis Mendonça

**CONTRIBUIÇÃO DOS SEGMENTOS PROXIMAIS E DISTAIS DA CADEIA
CINÉTICA PARA A ROTAÇÃO DA PATELA NO PLANO FRONTAL**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Co-Orientadora: Prof^a. Dr^a. Juliana de Melo Ocarino

Belo Horizonte – MG

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2011

M539c Mendonça, Luciana De Michelis
2011 Contribuição dos segmentos proximais e distais da cadeia cinética para a rotação da patela no plano frontal. [manuscrito] / Luciana De Michelis Mendonça – 2011. 52f., enc.: il.

Orientador: Sérgio Teixeira Fonseca
Co-orientadora: Juliana de Melo Ocarino

Mestrado (dissertação) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 44-48

1. Biomecânica - Teses. 2. Patela – Ferimentos e lesões (DeCS). 3. Postura humana - Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira. II. Ocarino, Juliana de Melo. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

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 no formato tradicional e compõe os seguintes itens: resumo, *abstract*, introdução (expandida para incluir dados da revisão e objetivos), materiais e método, resultados, discussão e conclusão, seguidos das referências e anexo e/ou apêndice.

AGRADECIMENTOS

A minha querida família que me incentivou durante todo o processo. Obrigada mãe, que sempre se dedicou incondicionalmente na minha trajetória profissional e pessoal! Obrigada pai, irmã e irmão pelo apoio!

Ao meu grande parceiro na vida, Siri, muito obrigada pelo apoio sempre em todos os aspectos: por me consolar nos momentos difíceis, por acreditar em mim e por entender as minhas ausências. Te amo!

A razão de tudo que faço e sou hoje, Thaís, meu docinho de côco! Obrigada por ajudar nas coletas desde os 2 meses de vida! Mamãe te ama!!!

Ao Prof. Sérgio Fonseca por nos inspirar com sua sabedoria e conduta! Obrigada por apoiar nossos projetos no LAPREV e INBRACE e trabalhar conosco na padronização científica para a prática da fisioterapia esportiva. Sou privilegiada por ter sido sua orientanda, aprendizado sem limites!

À Prof^a. Juliana Ocarino pela eficiência, paciência e dedicação ao longo de todo o projeto. Obrigada Ju!!!!

À minha irmã de coração Nat, essencial nesse projeto e na minha vida! Obrigada por dividir comigo suas idéias, experiências e carinho!

À minha querida amiga Giovanna, obrigada pelo empenho nas coletas e ajuda durante o processo de revisão da dissertação.

Obrigada mãedrinha por me ajudar com a Thatá! Sem sua ajuda não seria possível eu coletar os dados deste estudo!

À equipe LAPREV: Lívia, Thiago, Viviane, Vanessa, Luciana Signorini, Mayara, Bárbara e demais colegas pela dedicação nas coletas e nas análises dos dados!

Obrigada ao Minas Tênis Clube/NICE por acreditarem no LAPREV e no trabalho desenvolvido! Déborah, Izabel, Cláudio, Sérgio e Gabriela, agradeço todo o empenho em nos dar condições para realizar a avaliação pré-participação e para melhorá-la cada vez mais!

Ao Prof. Anderson, meu padrinho na Fisioterapia Esportiva, obrigada pela experiência no LAPREV e apoio a novas propostas e particularmente neste projeto.

RESUMO

A postura em rotação da patela no plano frontal (rotação patelar) pode influenciar negativamente a maneira como ocorre a transmissão da força tênsil do quadríceps sobre o tendão patelar. Indivíduos com esse mau alinhamento podem ter as porções medial e lateral do tendão tracionadas de forma desigual e essa sobrecarga pode levar o desenvolvimento de processos patológicos. A imposição desigual de forças sobre a patela, gerada a partir de um desequilíbrio muscular e/ou de uma alteração na rigidez das estruturas passivas do sistema músculo-esquelético, pode resultar na rotação da patela a partir de tensões distintas produzidas principalmente pelos retináculos. As múltiplas interações entre os componentes ativos e passivos dos segmentos distais e proximais a articulação femoro-patelar é que definem o comportamento dos retináculos. A determinação dos fatores envolvidos na rotação da patela é um importante passo para se traçar estratégias de prevenção e reabilitação no sentido de minimizar essa alteração de alinhamento e suas conseqüentes repercussões. As rotações da patela no plano frontal, que podem ser determinadas por meio das mensurações dos ângulos de McConnell e de Arno, são geralmente negligenciadas na avaliação e pouco investigadas na literatura. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar os fatores preditores para a rotação patelar no plano frontal. Foram avaliados 168 indivíduos no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportivas e no Minas Tênis Clube. A avaliação consistiu nos seguintes testes organizados em estações: força isométrica dos músculos abdutores de quadril, amplitude de movimento (ADM) passiva de rotação medial (RM) do quadril, alinhamento perna-antepé (APA) e alinhamento da patela no plano frontal (ângulos de McConnell e de Arno). No sentido de capturar as interações entre os preditores selecionados foi utilizada a CART (*Classification and Regression Tree*), por ser um método de análise robusto que captura a relação não-linear entre preditores e produz resultados de fácil aplicação por meio de regras de tomada de decisão clínica. A árvore de classificação selecionou a ADM passiva de RM do quadril e o APA para o modelo preditivo para o ângulo de McConnell e o torque isométrico dos abdutores do quadril para o modelo preditivo do ângulo de Arno como os fatores preditores para a rotação patelar no plano frontal. As três variáveis preditoras analisadas neste estudo foram selecionadas pela CART nos modelos investigados. O APA e a ADM interagiram de forma não-linear e definiram de forma clara a rotação lateral principalmente. O toque dos abdutores de quadril quando aumentado contribui na rotação medial. Os pontos de corte estabelecidos para as variáveis podem ser usados como parâmetros clínicos com o objetivo de reduzir a rotação da patela. Os resultados demonstraram que existe interação não-linear entre os segmentos proximais e distais da cadeia cinética na alteração do postura da patela no plano frontal. Estes dados indicam, ainda, que os ângulos de McConnell e de Arno fornecem informações complementares, uma vez que foram selecionados diferentes preditores.

Palavras-chave: lesão, patela, biomecânica, alinhamento, CART.

ABSTRACT

Altered positioning of the patella in the frontal plane (patellar rotation) may influence negatively the manner how the tensile forces generated by the quadriceps are transmitted to the patellar tendon. Individuals with this misalignment may have both the medial and the lateral tendon portions of the patellar tendon lengthened unevenly. This mechanism may overload certain areas of the tendon and lead to the development of pathological processes. Imposition of altered forces on the patella's soft tissues, generated from a muscular imbalance and / or a change in the stiffness of passive structures of the musculoskeletal system, may result in patellar rotation due to uneven tensions offered by the patellar retinaculum. Interactions between active and passive components of proximal and distal segments of patellofemoral joint define the behavior of the retinaculum. The identification of the factors involved in the production of patellar rotation may help us to design strategies for prevention and rehabilitation procedures to minimize the changes in patellar alignment and its repercussions. Patellar rotations in the frontal plane, which can be determined through measurements of McConnell and Arno's angles, are usually neglected in the evaluation of athletes and have been poorly investigated in the literature. Therefore, the aim of this study was to analyze the predictive factors of patellar rotation in the frontal plane. A total of 168 individuals were evaluated at Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportivas and Minas Tennis Clube. The evaluation consisted of the following tests organized in stations: isometric hip abductor torque, passive range of motion (ROM) of hip internal rotation (IR), shank-forefoot alignment (SFA) and patellar alignment in the frontal plane (McConnell's and Arno's angles). In order to capture the interactions between selected predictors, CART (Classification and Regression Tree) was used, since it is a robust method of analysis that captures possible non-linear relationship among predictors and produces results that are easy applied by means of clinical decision rules. The classification tree selected the ROM of hip IR and SFA in McConnell's model and isometric hip abductor torque in Arno's model as predictors of patellar rotation. CART selected the three predictor variables analyzed in this study. SFA and ROM interacted in a non-linear way and defined more clearly the occurrence of lateral patellar rotation. The hip abductors torque, when increased, lead to medial rotation. The cut-off values established for the variables can be used as clinical parameters to design interventions to reduce the rotation of the patella. The results demonstrate that there is a nonlinear interaction between the proximal and distal segments of the kinetic chain in altering the position of the patella in the frontal plane. In addition, these data indicate that the angles of McConnell and Arno provide complementary information, since different predictors were selected in the analyses.

Keywords: injury, patella, biomechanics, alignment, CART.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1: Avaliação da força isométrica dos abdutores do quadril.....	16
FIGURA 2: Avaliação da ADM passiva de RM do quadril.....	17
FIGURA 3: Avaliação do alinhamento perna-antepé.....	18
FIGURA 4: Representação dos ângulos de McConnell e de Arno.....	19
FIGURA 5: Avaliação dos ângulos de McConnell e Arno.....	21
FIGURA 6: Análise do alinhamento perna-antepé.....	22
FIGURA 7: Análise dos ângulos de McConnell e Arno.....	23
FIGURA 8: Árvore de classificação (McConnell).....	29
FIGURA 9: Árvore de classificação (Arno).....	31

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	Pressuposto do estudo.....	13
2	MATERIAIS E MÉTODOS	14
2.1	Amostra.....	14
2.2	Procedimentos.....	14
2.3	Redução dos dados.....	21
2.4	Análise estatística.....	23
3	RESULTADOS.....	26
4	DISCUSSÃO.....	32
5	CONCLUSÃO.....	43
	REFERÊNCIAS.....	44
	APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido.....	49
	ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG.....	51
	ANEXO B – Aprovação do adendo ao projeto.....	52

1 INTRODUÇÃO

A rotação da patela no plano frontal principalmente em situações que impõem uma grande demanda na articulação do joelho (e.g. saltos e corridas) pode resultar em sobrecarga funcional do tendão patelar¹⁻⁴. Esta alteração da postura da patela pode influenciar a forma de transmissão da força tênsil do aparelho extensor ao tendão patelar^{1,5,6}. Indivíduos com esse mau alinhamento poderão ter as porções medial e lateral do tendão tracionadas de forma desigual e, assim, esta sobrecarga poderia levar ao desenvolvimento de processos patológicos locais⁵. Suporte para esse raciocínio pode ser encontrado em Mendonça e colaboradores (2005) que observaram um aumento da rotação da patela no plano frontal bilateralmente em indivíduos com tendinose patelar no membro dominante⁵. Além de aumentar a demanda no tendão patelar, a alteração da postura patelar pode influenciar a integridade tecidual de componentes locais, como os retináculos medial e lateral da patela, provocar sintomas e limitar a funcionalidade do indivíduo^{4,7-9}. Portanto, a distribuição de forças de forma equilibrada sobre essas estruturas depende do alinhamento adequado da patela durante o movimento¹⁻⁷.

O alinhamento da patela em situações dinâmicas é determinado por um sistema integrado de estruturas contráteis e não contráteis⁸⁻¹¹. Os músculos vasto medial e lateral, os retináculos patelares medial e lateral, os ligamentos patelo-femorais e patelo-tibiais medial e lateral, os tendões quadriciptal e patelar e a banda íliotibial (BIT) têm inserção na patela e são componentes que podem influenciar seu alinhamento^{10,12-16}. Particularmente, os retináculos são estruturas passivas que se adaptam conforme as forças mecânicas que incidem sobre eles^{4,9}. Conseqüentemente, o comportamento dos retináculos em resposta a essas forças é que determina a postura da patela^{8,10,15,16}. Tensões distintas presentes nas porções superior e inferior dos retináculos medial e lateral podem ser geradas a partir de uma imposição desigual de forças na patela, originadas de

desequilíbrios musculares e/ou de alteração na rigidez das estruturas passivas do sistema músculo-esquelético. Por exemplo, Lee e colaboradores observaram que diferentes tensões foram distribuídas nos retináculos patelares devido a rotação da tíbia⁹. Essa distribuição de tensões de formas distintas nos retináculos levam a rotação da patela no plano frontal^{1,13,15}. Dessa forma, as propriedades mecânicas dos retináculos patelares podem ser alteradas por forças geradas nos segmentos proximais e distais a articulação do joelho e transferidas para a articulação femoro-patelar por meio de diversas estruturas¹⁵.

Fraqueza dos músculos abdutores do quadril e o aumento da amplitude de movimento de rotação medial desta articulação são fatores envolvidos em alterações biomecânicas das articulações femoro-tibial e femoro-patelar¹⁷⁻²⁰. A fraqueza dos abdutores leva a adução excessiva do fêmur em situações funcionais, que resulta na medialização da articulação do joelho e no aumento das forças lateralizantes que agem na patela¹⁷⁻²¹. Quando essas forças atuam na patela podem produzir deformações distintas nas porções superior e inferior do retináculo medial²¹. De forma semelhante, o excesso de rotação medial do fêmur provoca um aumento da tração sobre as estruturas passivas localizadas no aspecto medial da articulação femoro-patelar^{10,12,17,18,22}. Essa distribuição desigual de forças pode alterar a distribuição de tensão nas porções superior e inferior do retináculo medial²¹. Alterações tensionais impostas no retináculo medial interferem instantaneamente na distribuição de forças no retináculo lateral. Portanto, fraqueza dos músculos abdutores e amplitude excessiva de rotação medial da articulação do quadril podem influenciar a distribuição de tensão nas porções superiores e inferiores dos retináculos e conseqüentemente promover a rotação da patela no plano frontal^{1,7,10,11}.

Alterações de postura da patela também podem ocorrer devido a alterações do alinhamento do complexo tornozelo-pé^{1,23-25}. Um grande varismo do antepé leva à pronação excessiva e conseqüente rotação medial da tíbia^{1,26,27}. Esse movimento da tíbia é tipicamente acompanhado pela rotação medial compensatória do fêmur, o que gera a ação de um vetor de força lateralizante sobre a patela^{28,29}. Esse vetor pode alterar a distribuição de tensão nas porções

superiores e inferiores dos retináculos medial e lateral¹⁰. Por exemplo, Gross e Foxworth (2003) investigaram o uso de palmilhas biomecânicas para minimizar as repercussões dinâmicas na cadeia cinemática causadas pelo mau alinhamento em indivíduos com síndrome femoro-patelar. Esses autores observaram uma redução na rotação medial do membro inferior e na magnitude do vetor lateralizante incidente sobre a patela no grupo que recebeu essa intervenção²⁴. Essas evidências sugerem, portanto, que o mau alinhamento do complexo tornozelo-pé aumenta a imposição de forças na patela, o que poderia influenciar a distribuição de tensão nas porções superiores e inferiores dos retináculos e levar a rotação da patela no plano frontal.

As interações entre os componentes ativos e passivos dos segmentos distais e proximais a articulação femoro-patelar na cadeia cinética podem ser múltiplas, principalmente se for considerada a capacidade do sistema músculo-esquelético frente a demanda imposta³⁰. Por exemplo, um varismo excessivo do antepé promove a rotação medial da articulação do quadril^{1,24}. Entretanto, a forma como essa articulação irá responder depende de suas características, como força e rigidez passiva³¹. Dessa forma, um indivíduo que possui um varismo excessivo de antepé pode ter as repercussões na patela minimizadas se a articulação do quadril conseguir absorver o componente rotatório gerado pelo pé. Por outro lado, se a articulação do quadril permitir uma grande excursão em rotação medial, devido a baixa rigidez de suas estruturas, forças rotatórias de maior magnitude podem incidir sobre patela e alterar seu alinhamento. Estas possibilidades determinam a natureza multifatorial do alinhamento patelar e indicam a necessidade de utilização de métodos estatísticos que possam capturar a interação entre fatores, no sentido de investigar os mecanismos relacionados com a alteração da postura patelar. Além disso, apesar de tradicionalmente utilizadas, análises lineares não são indicadas para revelar as possíveis interações descritas acima, uma vez que estas assumem relações unidirecionais e contínuas entre as variáveis (e.g. quanto maior X maior Y)^{1,25}. Dessa forma, para se investigar a complexidade do comportamento biomecânico da patela, métodos de análise que não assumam linearidade entre preditores e desfecho, também são necessários.

Métodos com estas propriedades, como a *Classification and Regression Tree* (CART), são capazes de revelar o desfecho a partir das possíveis interações múltiplas (bidirecionais e não-contínuas) entre os fatores, ilustradas a partir da seleção de pontos de corte específicos para cada preditor³².

O desfecho comumente investigado em estudos que analisam fatores biomecânicos que influenciam a articulação femoro-patelar tem sido a produção de processos patológicos no compartimento anterior da articulação do joelho (e.g. síndrome femoro-patelar e tendinose patelar)^{1,12,13}. Entretanto, a relação entre a presença destes fatores e a postura patelar no plano frontal não tem sido explorada^{1,18,20,24}. Dessa forma, a compreensão de como fatores associados a estabilidade e ao alinhamento das articulações do quadril e do complexo tornozelo-pé podem interagir na produção da rotação da patela no plano frontal é limitada. A determinação dos fatores envolvidos na rotação da patela é um importante passo para se traçar estratégias de prevenção e de reabilitação no sentido de minimizar esse mau alinhamento e suas conseqüentes repercussões. Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar os fatores preditores para a rotação patelar no plano frontal. No sentido de capturar as interações entre os preditores selecionados foi utilizada a CART (*Classification and Regression Tree*), por ser uma análise robusta que consegue capturar a relação não-linear entre preditores e por produzir resultados que podem ser aplicados de forma objetiva por meio de regras de tomada de decisão clínica.

1.1 Pressuposto do estudo

Este estudo pressupõe a contribuição dos segmentos distais e proximais dos membros inferiores na rotação medial e lateral da patela e a interdependência entre os movimentos e alinhamentos do complexo do tornozelo-pé e da articulação do quadril na alteração da postura patelar no plano frontal em praticantes de atividades esportivas.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Amostra

O presente estudo tem o delineamento observacional com corte transversal e foi realizado no Minas Tênis Clube e no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportivas (LAPREV) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal Minas Gerais (UFMG).

Inicialmente, foram avaliados 168 indivíduos (40 do sexo feminino e 128 do sexo masculino) praticantes de atividade física (basquete, voleibol e ginástica artística e de trampolim). A média de idade dos participantes foi de 15,73 anos (DP= 5,1 anos), massa corporal média de 64,76 Kg (DP= 18,9 Kg) e altura média de 1,74 m (DP=0,18 m). Os critérios de inclusão do estudo foram: não ter passado por cirurgia nos membros inferiores nos últimos 6 meses, não apresentar dor nos membros inferiores e praticar atividade física regular (mínimo de 8 horas por semana). Aqueles indivíduos que não conseguiram seguir as orientações do examinador para a execução dos testes e/ou que apresentaram dor durante a coleta foram excluídos do estudo. Os participantes leram e assinaram termo de consentimento livre e esclarecido concordando com sua participação no estudo. O protocolo deste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG sob o parecer ETIC 493/2009.

2.2 Procedimentos

A avaliação consistiu nos seguintes testes organizados em estações: força isométrica dos músculos abdutores de quadril, amplitude de movimento

(ADM) passiva de rotação medial (RM) do quadril, alinhamento perna-antepé e alinhamento da patela no plano frontal (ângulos de McConnell e de Arno). A organização dos testes em circuito permitiu o sistema de rodízio entre os indivíduos e a avaliação de mais de um sujeito simultaneamente. Dessa forma, a seqüência das estações não era fixa, entretanto, o participante realizava primeiro os testes que envolviam medidas passivas ou estáticas, como o alinhamento perna-antepé, alinhamento da patela e ADM de RM do quadril, sendo o teste de força isométrica dos músculos abdutores o último a ser realizado por todos. O objetivo dessa conduta foi garantir que não houvesse interferência de um teste na execução do próximo, fato que poderia ocorrer com o teste de força em relação aos outros. A descrição da cada teste aplicado está apresentada abaixo.

Avaliação da Força Isométrica dos Músculos Abdutores de Quadril:

A força muscular isométrica dos abdutores de quadril foi avaliada com o indivíduo posicionado em uma maca em decúbito lateral com os membros superiores posicionados na frente do corpo. O tronco foi fixado com uma faixa estabilizadora. Outra faixa foi posicionada cinco centímetros acima da interlinha articular do joelho com o objetivo de posicionar um dinamômetro manual (*Hand Held – Microfet2®*) e limitar a amplitude de movimento de abdução de quadril (FIGURA 1). Inicialmente, foi realizado um procedimento de familiarização e em seguida o participante realizou três contrações isométricas máximas dos abdutores de quadril com duração de 5 segundos e com intervalo de 15 segundos entre cada repetição^{19,33}. Foi dado incentivo verbal durante o teste para garantir que o indivíduo realizasse a contração máxima. A confiabilidade intra-examinador (Coeficiente de Correlação Intraclasse – $CCI_{3,3} = 0,94$) e o erro padrão da medida (SEM = 0,08 Nm/Kg) para a avaliação da força isométrica de abdutores foram determinados em um estudo piloto realizado com 7 indivíduos antes do início da pesquisa.



FIGURA 1. Posicionamento para a avaliação da força isométrica dos abdutores do quadril

Avaliação da amplitude de movimento (ADM) passiva de rotação medial (RM) do quadril:

Durante a avaliação da ADM passiva de RM do quadril, o participante foi posicionado em decúbito ventral na maca e sua pelve foi estabilizada por uma faixa. Para a realização do teste, a articulação do joelho foi posicionada a 90° de flexão e foi solicitado que o indivíduo estivesse o mais relaxado possível. O movimento passivo de rotação medial de quadril, produzido pelo peso da perna e pé do participante, era permitido pelo examinador até que a tensão das estruturas passivas e musculares do quadril interrompesse este movimento. A ADM passiva de RM do quadril foi mensurada neste momento, com um inclinômetro (Starrett®) posicionado 5 cm distalmente a tuberosidade anterior da tíbia (FIGURA 2). O examinador apoiava a perna do indivíduo 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 RM. A medida era descartada e repetida se o avaliador percebesse qualquer contração muscular visualmente ou por meio de palpação³¹. Para análise foi realizada a média, em graus, de três medidas

coletadas. Este teste apresentou confiabilidade intra-examinador de 0,99 (ICC_{3,3}) e um erro padrão da medida de 1,4°. Ambos os valores foram obtidos com dados de um estudo piloto com 10 indivíduos.



FIGURA 2. Posicionamento para a avaliação da ADM passiva de RM do quadril

Avaliação do Alinhamento Perna-Antepé (APA):

Para a avaliação do alinhamento perna-antepé, um tripé e uma câmera digital (Nikon D5000®) foram posicionados na extremidade direita de uma maca, de forma que a câmera estivesse a 90° em relação a maca. Para garantir o posicionamento da câmera, o braço fixo de um goniômetro universal foi posicionado no visor da câmera, de modo que a borda lateral do visor estivesse paralela a uma linha transversal, pertencente ao instrumento, e a borda inferior da maca paralela ao braço fixo do goniômetro. O indivíduo foi posicionado em decúbito ventral com os pés para fora da maca. Inicialmente, o avaliador fixou uma haste metálica na região metatarsfalangeana por meio de uma faixa estabilizadora. Essa haste possibilitou visualizar a projeção da inclinação do

antepé na foto. Em seguida, o examinador determinou um ponto médio entre os platôs tibiais e outro ponto entre os maléolos para estabelecer a bissecção da perna com auxílio de um régua maleável de 80 centímetros (FIGURA 3-A). Após as marcações, o membro inferior do participante foi posicionado de forma que o calcâneo estivesse direcionado para cima. Neste momento, confirmava-se a visualização da marcação distal da bissecção da perna e da haste metálica, acoplada na região metatarsofalangeana. Finalmente, para o registro da foto, o avaliador posicionou a articulação do tornozelo do indivíduo a 90° de dorsiflexão com o auxílio de um goniômetro universal (Carci®) e solicitou que o indivíduo mantivesse ativamente essa posição (FIGURA 3-B). Os procedimentos de posicionamento do tornozelo do indivíduo a 90° e de obtenção das fotos foram realizados três vezes³⁰. A confiabilidade intra-examinador para essa medida determinada em um estudo piloto com 10 indivíduos foi de 0,92 (CCI_{3,3}) e o erro padrão da medida (SEM) foi de 3,89°.

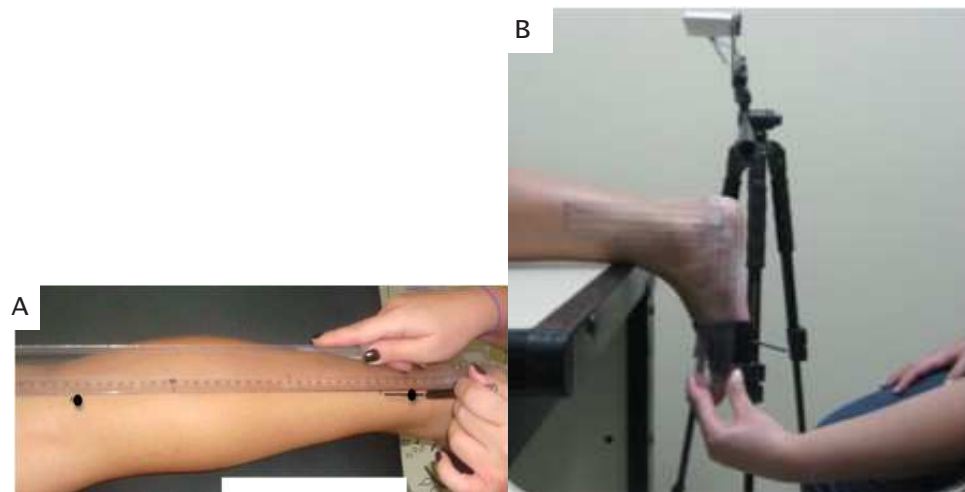


FIGURA 3. A: Marcações correspondentes ao ponto médio dos platôs tibiais e maléolos e B: Posicionamento do tornozelo do atleta e da câmera para avaliação do APA

Avaliação do alinhamento da patela - Ângulos de McConnell e de Arno:

As rotações da patela no plano frontal podem ser determinadas por meio das mensurações dos ângulos de McConnell e de Arno^{1,34-37}. O ângulo de

McConnell quantifica a rotação patelar em relação ao segmento proximal (fêmur) e o ângulo de Arno em relação ao tendão patelar^{1,34-37} (FIGURA 4-A e 4-B). Possivelmente, o ângulo de McConnell informa sobre a distribuição de rigidez entre as porções dos retináculos mediais e laterais e a resultante distribuição de forças sobre as facetas patelares e tróclea¹. Por outro lado, o ângulo de Arno informa sobre a condição de distribuição de forças sobre as regiões medial e lateral do tendão patelar¹. De acordo com os ângulos de Arno e de McConnell, as rotações da patela no plano frontal podem ser classificadas como rotação medial ou lateral. A rotação medial se refere à medialização do pólo inferior da patela em relação a uma linha de bissecção do fêmur ou do tendão patelar^{33,37,38} (FIGURA 4-A e 4-B). A rotação lateral se refere a lateralização do pólo inferior da patela em relação as mesmas referências.

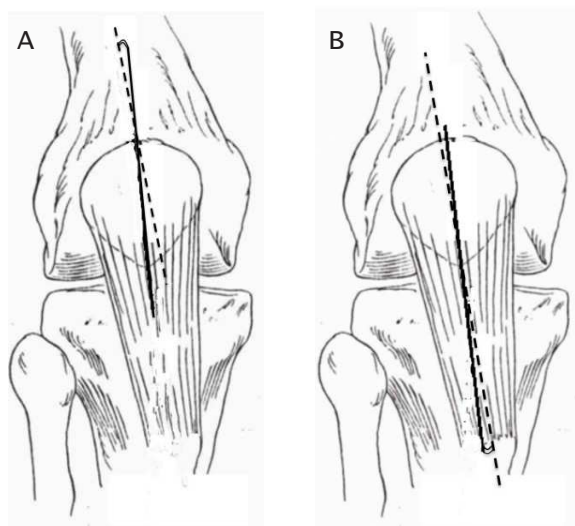


FIGURA 4-A e B: Representação do ângulo de McConnell (FIGURA 4-A) e do ângulo de Arno (FIGURA 4-B) indicados pelas intersecções entre as linhas pontilhada e contínua. As linhas pontilhadas indicam respectivamente as bissecções do fêmur (FIGURA 4-A) e do tendão patelar (FIGURA 4-B) e as linhas contínuas as bissecções da patela (FIGURA 4-A e 4-B). A classificação da rotação da patela na figura 4-A e 4-B é rotação lateral. Adaptado com permissão de MAGEE, D.J. Orthopedic Physical Assessment. Philadelphia, W.B. Saunders, 1997.

Para a determinação dos ângulos McConnell e Arno, o participante foi posicionado em apoio bipodal, sem calçado e com os joelhos a 30° de flexão (angulação determinada com um goniômetro universal). Essa angulação foi selecionada, uma vez que nesta posição ocorre o tensionamento dos retináculos patelares e conseqüente tração e rotação da patela^{1,4,8,34}. Nesse sentido, é possível capturar a condição do alinhamento patelar próxima de situações funcionais na medida em que se considera a angulação da articulação do joelho e a posição ortostática do indivíduo. Durante este procedimento, o indivíduo foi solicitado manter um bastão sobre os ombros e paralelo a parede com o objetivo de evitar a rotação de tronco e pelve durante o teste. Em seguida, foram fixados marcadores reflexivos bilateralmente nas espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), nos côndilos femorais, no ponto médio da base da patela (determinado com fita métrica), no pólo inferior da patela e na tuberosidade da tibia. O participante foi reposicionado com os mesmo critérios anteriores a uma distância de 2 metros de uma câmera filmadora (Samsung SC-D385 ®), suspensa por um tripé e posicionada de forma perpendicular ao chão. Essa distância foi determinada para permitir a visualização de todos os marcadores reflexivos independente da estatura do indivíduo. O posicionamento do equipamento perpendicular ao chão foi garantido com o uso de um inclinômetro sob a câmera. O atleta posicionava seus pés sobre linhas paralelas marcadas com fita adesiva em um tatame fixo, sendo que a distância entre os pés era proporcional a largura da pelve (FIGURA 5). O registro da imagem foi realizado uma vez para posterior análise. Em um estudo piloto prévio realizado com 8 indivíduos para determinar a confiabilidade intra-examinador da colocação dos marcadores reflexivos para se determinar os ângulos de McConnell e Arno, foram obtidos $CCI_{3,3}$ de 0,97 e 0,95 e erro padrão da medida de 0,79° e 1,60° para cada ângulo respectivamente.

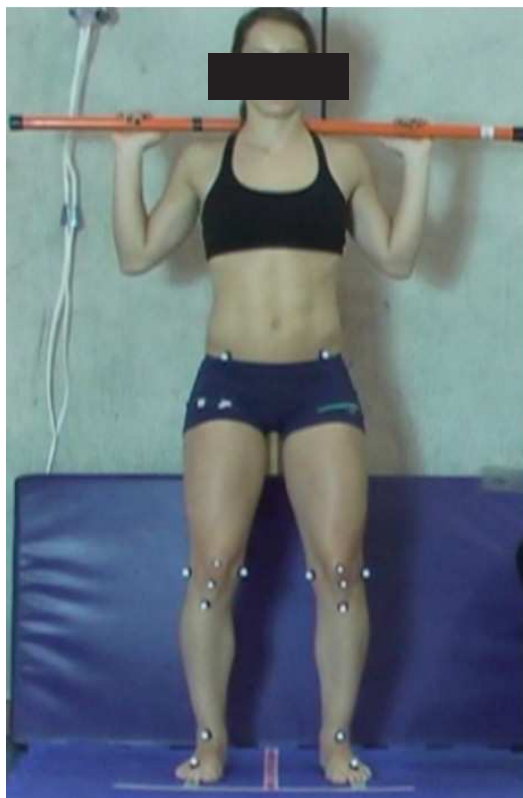


FIGURA 5: Posicionamento para registro e posterior análise dos ângulos McConnell e Arno.

2.3 Redução dos dados

O torque dos músculos abdutores do quadril foi obtido pelo produto da média das três medidas de força isométrica dos músculos abdutores de quadril pela distância do trocânter maior até cinco centímetros acima da linha articular do joelho (local em que o dinamômetro manual foi posicionado). Para permitir a comparação dos valores obtidos entre sujeitos, o valor de torque foi normalizado pelo respectivo peso corporal do indivíduo, obtendo-se a variável preditora torque dos abdutores de quadril normalizado pelo peso corporal (Nm/kg).

O alinhamento da perna-antepé (APA) foi determinado por meio da análise das fotos pelo *software Simi Motion Twinner*®. O APA foi definido como sendo o ângulo formado pela intersecção da linha de bissecção da perna e a linha

desenhada no programa sob a haste metálica posicionada na região metatarsofalangeana (FIGURA 6). As três fotos de cada membro inferior foram analisadas para se obter a média do ângulo do APA.



FIGURA 6. Análise do APA: ângulo formado pela bissecção da perna e a linha correspondente a haste metálica posicionada sobre a região metatarsofalangeana.

Para a quantificação dos ângulos McConnell e Arno, foram construídas no *Software Simi Motion Twinner* as bissecções do fêmur, da patela e do tendão patelar (FIGURA 7). A bissecção do fêmur foi realizada por uma linha que conectou o marcador da EIAS até o ponto médio entre os côndilos femorais (esse ponto médio, construído no programa, está indicado em cor preta na FIGURA 7-A). Para a bissecção da patela foram utilizados o marcador do ponto médio da base da patela e o marcador do ápice da patela (linhas pontilhadas na FIGURA 7 A e B). Por fim, a bissecção do tendão patelar foi realizada do marcador do ápice da patela até o marcador da tuberosidade da tíbia (linha contínua FIGURA 7-B). O ângulo de McConnell foi definido como a intersecção entre as bissecções do fêmur e da patela (FIGURA 7-A) e o ângulo de Arno como a intersecção entre as

bissecções da patela e do tendão patelar (FIGURA 7-B). Foram utilizados para análise apenas os dados obtidos no membro inferior dominante dos indivíduos.

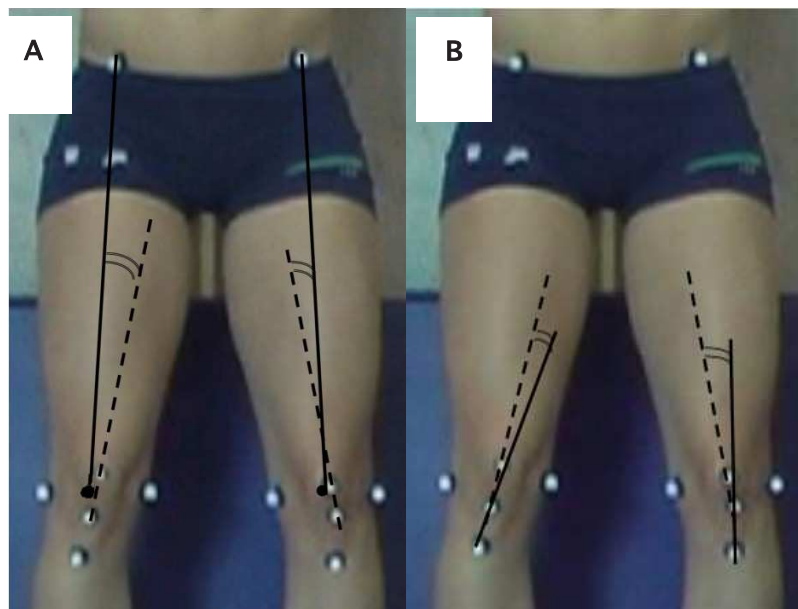


FIGURA 7. A- Representação do ângulo de McConnell formado pela intersecção das bissecções do fêmur (linha contínua) e da patela (linha pontilhada). O ponto preto representa o centro da articulação do joelho (ponto médio entre os côndilos femorais). B- Representação do ângulo Arno formado pela intersecção das bissecções da patela (linha pontilhada) e do tendão patelar (linha contínua).

2.4 Análise estatística

Estatística descritiva foi utilizada para caracterizar a amostra em relação à idade, sexo, peso, altura, e as variáveis torque dos abdutores normalizado pelo peso corporal, alinhamento perna-antepé, ADM passiva de RM de quadril e ângulos McConnell e Arno.

Com o objetivo de determinar quais os fatores preditivos de rotação patelar (lateral e medial) nos indivíduos avaliados e as possíveis interações entre esses fatores foi utilizada uma árvore de classificação e regressão (*Classification*

and Regression Trees – CART). Esse modelo multivariado e não-paramétrico desenvolve uma árvore de decisão, que representa graficamente a associação entre as variáveis preditoras e a variável desfecho. O desenvolvimento da árvore de decisão depende de critérios pré-estabelecidos para o seu crescimento e ocorre por meio de divisões binárias sucessivas do conjunto inicial de dados até que futuras divisões não sejam possíveis. Em cada divisão, todas as variáveis preditoras são avaliadas e todos os possíveis pontos de corte (no caso de variável preditora do tipo contínua) são considerados. Assim, se estabelece aquele preditor que melhor divide os dados em subgrupos (nodos) cada vez mais homogêneos. Nesse sentido, as divisões subseqüentes a divisão inicial identificam possíveis interações entre preditores e a ordem de entrada das variáveis preditoras no modelo ilustra hierarquicamente a força de associação entre cada preditor e a variável desfecho.

Para a construção da CART, as variáveis dependentes, ângulo de McConnell e Arno, foram dicotomizadas como “rotação lateral” e “rotação medial” da patela. A categorização das variáveis dependentes foi utilizada para possibilitar a análise dos fatores preditores relacionados ao tipo de rotação da patela independente da magnitude da rotação. Além disso, não existe na literatura dados normativos que caracterizem a rotação da patela no plano frontal, fato que dificulta a análise da variável dependente na forma contínua. O procedimento utilizado para a dicotomização foi o parâmetro “ausência de rotação” para o intervalo entre $+1^\circ$ e -1° , o que excluiu 27 indivíduos na classificação de rotação com o ângulo McConnell e 20 indivíduos para o ângulo Arno. A seleção desse intervalo para a “ausência de rotação” da patela foi realizada levando em consideração o SEM obtido para as medidas dos ângulos McConnell e Arno ($0,79^\circ$ e $1,60^\circ$ respectivamente). Dessa forma, foi considerada a margem de erro da medida no intervalo, sem deixar, no entanto, de incluir aqueles indivíduos com pequeno grau de rotação da patela. Assim, os valores de alinhamento de patela menores ou iguais a $-1,01^\circ$ foram classificados como rotação medial e valores maiores ou iguais a $+1,01^\circ$ foram classificados como rotação lateral da patela. Foram desenvolvidos dois modelos preditivos um para avaliar os fatores preditores de

rotação medial e lateral medidas por meio do ângulo McConnell e o outro modelo para as rotações medidas por meio do ângulo Arno. As variáveis preditoras foram: torque dos músculos abdutores de quadril normalizado pelo corporal, ADM passiva de RM de quadril e alinhamento perna-antepé (APA).

Foram estabelecidos os seguintes critérios para o processo de divisão e, conseqüente, 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 para se obter a melhor árvore de classificação dos dados. A porcentagem de classificação para cada categoria da variável dependente e a classificação total do modelo foram utilizados para expressar a acurácia preditiva do mesmo.

O *software* SPSS v.17.0 para Windows foi utilizado para o desenvolvimento dos dois modelos de predição.

3 RESULTADOS

Com a categorização da variável dependente, foram retirados da análise os indivíduos que apresentaram valores de rotação entre -1° e $+1^\circ$. Este procedimento fez com que fossem analisados 141 indivíduos no modelo para o ângulo de McConnell e 148 para o ângulo Arno. A distribuição dos tipos de rotação para os indivíduos analisados em cada modelo desenvolvido e as médias dos valores obtidos estão descritos na TABELA 1.

TABELA 1

Distribuição dos tipos de rotação com média e desvio padrão para os indivíduos selecionados em cada modelo

Modelo	Rotação medial	Rotação lateral
Ângulo McConnell (n)	63	78
Média (DP)	-3,8° (2,5)	4,9° (3,0)
Ângulo Arno (n)	31	117
Média (DP)	- 6,1° (3,8)	8,3° (5,3)

As características da amostra considerada para os modelos e das variáveis preditoras: torque normalizado dos abdutores de quadril, ADM passiva de RM de quadril e alinhamento perna-antepé (APA) estão descritas na TABELA 2.

TABELA 2
Características da amostra e das variáveis preditoras

Variável	Grupo do modelo preditivo para o ângulo McConnell (n= 141)	Grupo do modelo preditivo para o ângulo Arno (n= 148)
Idade (anos)*	15,60 (5,41)	15,78 (5,39)
Sexo **		
Mulheres	35	36
Homens	106	112
Altura (cm)*	172,73 (19,51)	174,23 (18,62)
Peso (Kg)*	63,75 (19,57)	64,70 (18,70)
Torque normalizado dos abdutores do quadril (Nm/Kg)*	1,23 (0,35)	1,23 (0,34)
ADM passiva de RM quadril (graus)*	47,12 (13,10)	47,09 (13,19)
APA (graus)*	11,30 (9,32)	10,88 (9,12)

*Os números indicam a frequência de indivíduos em cada categoria

**Os números indicam: média (desvio padrão)

Modelo preditivo para o ângulo de McConnell:

A árvore de classificação (FIGURA 8) selecionou as variáveis ADM passiva de RM do quadril e o APA como fatores preditores para os tipos de rotação de patela (medial ou lateral). A ADM passiva de RM do quadril foi o primeiro preditor selecionado pela CART, sendo que valores inferiores ou iguais a 22,16° foram preditores para rotação medial em 100% dos sujeitos (n=6) classificados no nodo 1. Por outro lado, do grupo de indivíduos com ADM passiva de RM de quadril superior ao ponto de corte de 22,16°, setenta e oito indivíduos

(57,8%) apresentaram rotação lateral de patela e 57 indivíduos (42,2%) apresentaram rotação medial (nodo 2). Nestes casos, o modelo selecionou a variável alinhamento perna-antepé com um ponto de corte de $10,44^\circ$ como o próximo preditor para os tipos de rotação de patela.

Para os indivíduos com ADM de RM de quadril acima de $22,16^\circ$ e alinhamento perna-antepé superior a $10,44^\circ$, o APA foi novamente selecionado pelo modelo de forma que valores superiores a $14,32^\circ$ foram preditores de rotação lateral em 64,4% (n=29) dos sujeitos classificados no nodo 8. Nos casos em que o alinhamento perna-antepé estava entre $10,44^\circ$ e $14,32^\circ$, a ADM passiva de RM de quadril foi selecionada com um ponto de corte de $55,84^\circ$. Valores acima deste ponto de corte foram preditores de rotação lateral em 60% (n=6) dos indivíduos classificados no nodo 12. Por outro lado, valores inferiores a $55,84^\circ$ foram preditores de rotação medial em 20 indivíduos (80%) no nodo 11.

Em relação aos sujeitos com ADM de RM de quadril acima de $22,16^\circ$ e alinhamento perna-antepé inferior a $10,44^\circ$, a ADM de quadril foi novamente selecionada com um ponto de corte de $51,5^\circ$ e posteriormente de 43° . Assim, APA inferior a $10,44^\circ$ e ADM passiva de RM de quadril superior a $51,5^\circ$ foram preditivos de rotação lateral em 79,3% (n=23) dos indivíduos classificados no nodo 6. Nos casos em que o alinhamento do pé foi inferior a $10,44^\circ$ e a ADM encontrava-se entre $22,16^\circ$ e 43° , dez indivíduos (83,3%) apresentaram rotação lateral de patela (nodo 9). Por outro lado, nove sujeitos que tinham ADM de RM de quadril entre 43° e $51,5^\circ$ apresentaram rotação medial de patela (nodo 10).

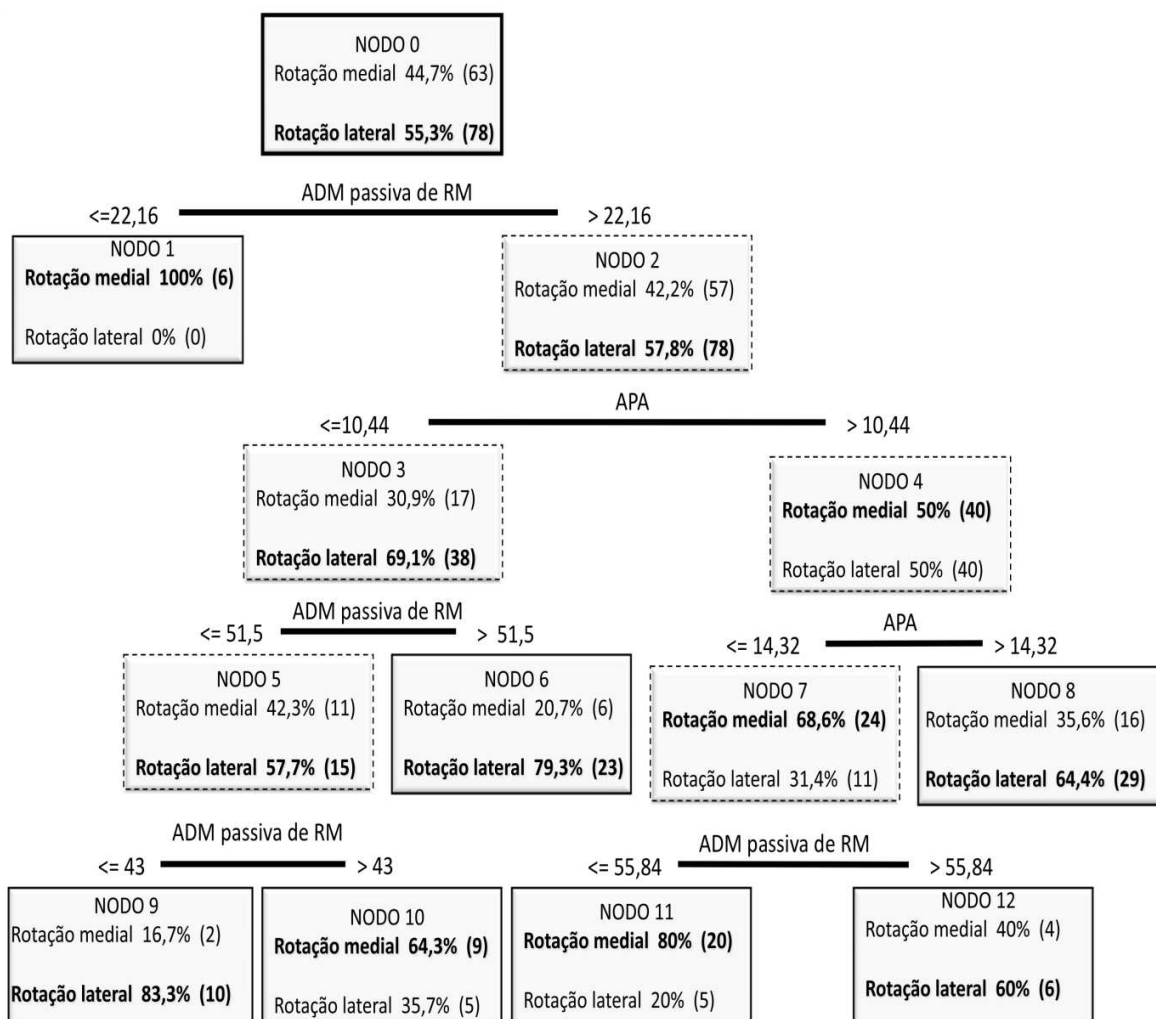


FIGURA 8: Árvore de classificação do modelo preditivo para o ângulo de McConnell

O modelo preditivo, após o procedimento de *pruning*, classificou corretamente 35 dos 63 indivíduos com rotação medial da patela (percentual de predição correta de 55,6%) e 68 dos 78 indivíduos que apresentaram rotação lateral (percentual de predição correta de 87,2%). A capacidade preditiva total do modelo foi de 73%. A utilização da CART possibilitou ainda o desenvolvimento de regras de decisão clínica que discriminam os indivíduos com rotação medial e lateral da patela (TABELA 3).

TABELA 3

Regras de decisão clínica para rotações de patela de acordo com o ângulo de McConnell

Rotação medial da patela
Nodo 1: $ADM \leq 22,16^\circ$
Nodo 10: ADM entre 43° e $51,5^\circ$ e $APA \leq 10,4^\circ$
Nodo 11: ADM entre $22,16^\circ$ e $55,83^\circ$ e APA entre $10,4^\circ$ e $14,3^\circ$
Rotação lateral da patela
Nodo 6: $ADM > 51,5^\circ$ e $APA \leq 10,4^\circ$
Nodo 8: $ADM > 22,16^\circ$ e $APA > 14,3^\circ$
Nodo 9: ADM entre $22,16^\circ$ e 43° e $APA \leq 10,4^\circ$
Nodo 12: $ADM > 55,8^\circ$ e APA entre $10,4^\circ$ e $14,3^\circ$

Modelo preditivo para o ângulo de Arno:

A CART (FIGURA 9) selecionou apenas a variável torque dos abdutores de quadril como fator preditor para os tipos de rotação de patela medidos por meio do ângulo de Arno. Valores de torque inferiores a 1,65 Nm/Kg foram preditores de rotação lateral de patela em 112 indivíduos (84,2%) dos sujeitos classificados no nodo 1. Dos indivíduos com torque acima de 1,65 Nm/kg, 66,7% (n=10) apresentaram rotação medial de patela (nodo =2).

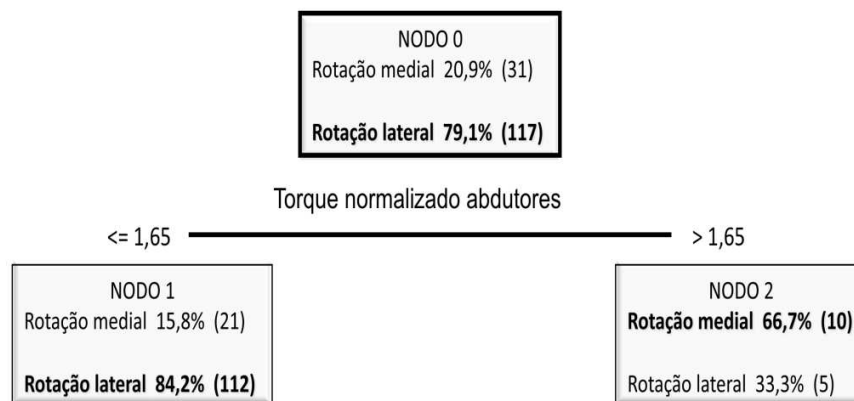


FIGURA 9: Árvore de classificação do modelo preditivo para o ângulo de Arno.

O modelo preditivo, após o procedimento de *pruning*, classificou corretamente 10 dos 31 indivíduos com rotação medial (percentual de predição correta de 32,3%) e 112 dos 117 indivíduos que apresentaram rotação lateral da patela (percentual de predição correta de 95,7%). A capacidade preditiva total do modelo foi de 82,4%. A utilização da CART possibilitou ainda o desenvolvimento de regras de decisão clínica que discriminam os indivíduos com rotação medial e lateral da patela (TABELA 4).

TABELA 4

Regras de decisão clínica para o ângulo de Arno

Rotação medial da patela

Nodo 2: torque > 1.65 Nm/Kg

Rotação lateral da patela

Nodo 1: torque ≤ 1.65 Nm/Kg

4 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que a CART selecionou a ADM passiva de RM do quadril e o APA como preditores de rotação de patela de acordo com o ângulo de McConnell e o torque de abdutores do quadril como único preditor para rotação patelar segundo o ângulo de Arno. Esses resultados demonstram a influência de alterações biomecânicas dos segmentos distais e proximais da cadeia cinética dos membros inferiores na produção da rotação patelar no plano frontal. Além disso, o modelo estatístico utilizado demonstra que variáveis relacionadas com o complexo do pé-tornozelo e com a articulação do quadril interagem de modo não-linear na produção do mal alinhamento patelar.

No modelo preditivo de rotação da patela medida de acordo com o ângulo de McConnell, a ADM passiva de RM do quadril foi o primeiro preditor selecionado pela CART, com ponto de corte de $22,16^\circ$ (FIGURA 8). A ADM passiva de RM do quadril foi mensurada como a posição de primeira resistência articular, na qual o torque produzido pelos pesos da perna e pé do indivíduo se equivale ao torque de resistência passiva gerado pelo quadril³¹. Esta medida foi demonstrada ser capaz de informar sobre a rigidez passiva da articulação do quadril, ou seja, ela caracteriza a variação do torque de resistência passiva dos tecidos da articulação do quadril (músculos, ligamentos, cápsula e fâscias) oferecida ao movimento articular^{31,39}. Neste sentido, níveis adequados de rigidez das estruturas passivas de uma articulação podem potencialmente impedir a ocorrência de movimentos indesejáveis ou manter um alinhamento adequado dos membros inferiores, dependendo da demanda envolvida na realização da atividade.

Dos indivíduos que possuíam ADM passiva de RM do quadril igual ou inferior a $22,16^\circ$, todos (100%, n=6) apresentaram rotação medial da patela no plano frontal (nodo 1). A ADM passiva reduzida de RM do quadril, indicativa de

uma grande rigidez passiva no plano transversal e frequentemente associada a retroversão do colo do fêmur, resulta em maior resistência à rotação medial do fêmur e possível desvio lateral da pelve no plano frontal³⁰. Este desvio lateral da pelve sobre o membro de apoio produz um momento adutor sobre quadril com consequente aumento da demanda sobre os abdutores do quadril e a BIT^{11,40}. Uma vez que a BIT possui conexões com a porção superior do retináculo lateral da patela, o aumento de sua tensão produz um tracionamento do pólo superior da patela (lateralização do pólo superior) e, como consequência, a medialização do pólo inferior da patela em relação ao fêmur^{1,14,15,41,42}. Esse mecanismo revela um efeito descendente na cadeia cinética, no qual a restrição da ADM passiva de RM determinou a postura da patela no plano frontal.

Entre os indivíduos que tiveram ADM passiva de RM do quadril acima de 22,16°, 57,8% (n=78) possuíam rotação lateral e 42,2% (n=57) apresentaram rotação medial da patela (nodo 2), indicando que esta variável sozinha não conseguiu prever nenhum tipo específico de mau alinhamento patelar. Para esse sub-grupo, a CART selecionou um segundo preditor, o APA, com ponto de corte inicial de 10,44°. A inclusão desse preditor permitiu uma melhor compreensão de como a ADM passiva de RM do quadril interage com o APA para prever o mau alinhamento patelar. O eixo da articulação subtalar entre o tálus e o calcâneo por ser inclinado em torno de 45° da horizontal permite o acoplamento do movimento do pé no plano frontal (eversão do calcâneo) com o movimento no plano transversal na tíbia (rotação medial)²⁷. Nigg e colaboradores (1993) encontraram forte associação da eversão do calcâneo com a rotação medial da tíbia²⁷. Essa alta associação sugere que alterações nos movimentos da subtalar podem causar movimentos compensatórios na tíbia e, consequentemente, na articulação do joelho⁴³. Nesse sentido, a seleção do APA como segundo preditor para o sub-grupo com ADM passiva de RM do quadril maior que 22,16°, indica que, havendo disponibilidade no quadril para o movimento de rotação interna, a existência de um alinhamento em varo do complexo pé-tornozelo poderia contribuir para ocorrência da rotação lateral da patela no plano frontal.

Vinte e nove indivíduos (64,4%) que tinham uma ADM de RM maior que $22,16^\circ$ e um APA maior que $14,3^\circ$ (indicativo da presença de varismo do antepé em relação à tibia) apresentaram rotação lateral da patela (nodo 8). Em situações funcionais, o varismo do complexo pé-tornozelo com conseqüente pronação excessiva da subtalar produz rotação medial da tibia e do fêmur^{1,4,29}. Uma vez que a rotação medial compensatória do fêmur ocorre em maior magnitude, a tibia encontra-se lateralmente rodada em relação ao fêmur¹⁰. Como o pólo inferior da patela segue a rotação relativa da tibia, a patela encontra-se lateralmente rodada^{1,9}. Esse resultado revela a influência de segmentos distais (tornozelo-pé) da cadeia cinemática no alinhamento patelar. Apesar da rigidez do quadril nestes indivíduos (ADM passiva de RM do quadril $> 22,16^\circ$) inicialmente não influenciou na postura de rotação da patela, a presença de grande varismo do APA foi determinante para produzir a rotação lateral da patela.

Seis indivíduos (60%) com a ADM passiva de RM do quadril maior que $55,83^\circ$ e o APA entre $10,44^\circ$ e $14,32^\circ$ apresentaram rotação lateral da patela como demonstrado no nodo 12. Nesta situação, apesar do varismo do APA ser moderado e não impor uma intensa rotação medial da tibia, a articulação do quadril permite uma excursão excessiva em rotação medial do fêmur, devido a baixa rigidez passiva das estruturas rotadoras laterais. Dessa forma, a maior magnitude de rotação medial do fêmur com relativa rotação lateral da tibia favorece a rotação lateral do pólo inferior da patela, uma vez que este tende a acompanhar a rotação da tibia^{1,9}. Portanto, este mecanismo tende a produzir rotação lateral da patela em relação ao fêmur. Van Kampen e Huijckes investigaram o comportamento tridimensional da patela em cadáveres. Os autores encontraram que a rotação lateral da patela ocorria a partir da rotação lateral da tibia⁴⁴. Dessa forma, a interação entre os movimentos do fêmur e tibia no plano transversal modificam a distribuição de tensão nos retináculos e alteram o alinhamento da patela no plano frontal.

De maneira similar ao nodo 12, a CART classificou 79,3% dos indivíduos (n=23) com APA abaixo de $10,44^\circ$ e ADM de RM acima de $51,5^\circ$ (nodo

6) como tendo rotação lateral da patela. Como este grau de APA está próximo do adequado, ele não impõe pronação excessiva e conseqüentemente rotação medial excessiva da tíbia^{28,29}. Novamente, a baixa rigidez passiva dos músculos rotadores laterais do quadril, indicado pela ADM passiva de RM acima de 51,5°, pode ter contribuído para um aumento do movimento de rotação medial do fêmur em relação a tíbia. Neste caso, o pólo inferior da patela segue a rotação lateral da tíbia e produz a rotação lateral da patela em relação ao fêmur^{10,45}.

Interessantemente, indivíduos com APA abaixo de 10,44° e ADM entre 43° e 51,5° (nodo 10, 64,3%, n=9) apresentaram rotação medial da patela. Estes valores indicam a presença de um baixo varismo do complexo tornozelo-pé e rigidez passiva do quadril de baixa a moderada. Neste caso, estas alterações não são coerentes com a produção de rotação medial da patela. Porém, este resultado poderia fazer sentido caso existisse uma assimetria no APA nesses indivíduos^{1,29}. No presente estudo, foi incluído no modelo da CART somente o membro dominante dos sujeitos. Entretanto, um aumento do varismo do APA no membro contralateral ao avaliado (não dominante) poderia influenciar a cinemática da articulação do joelho¹. Este fato foi confirmado na análise individual dos dados, em que o membro não dominante dos indivíduos com rotação medial da patela apresentou uma média de 13,28° de varismo ($\pm 14,19$) e o membro dominante 3,72° ($\pm 4,17$). Neste sentido, o maior varismo de APA no membro não dominante pode gerar um desvio lateral da linha de progressão durante a marcha e produzir aumento do momento adutor na articulação do quadril oposto. No sentido de minimizar esse momento adutor e controlar o desvio da linha de progressão durante a marcha, as estruturas laterais do membro avaliado, incluindo a BIT, seriam sobrecarregadas¹. Esta sobrecarga resultaria no tracionamento do retináculo lateral e, por conseguinte, do pólo superior da patela, produzindo rotação medial da mesma. Suporte para este argumento pode ser encontrado nos resultados de Mendonça e colaboradores (2005)¹. Estes autores observaram um aumento do varismo do antepé somente no membro contralateral de indivíduos com tendinose patelar¹. Dessa forma, a disfunção e/ou alteração de alinhamento

em uma estrutura não depende somente das características encontradas no membro envolvido, mas envolve todo o sistema musculoesquelético.

A classificação obtida nos nodos 9 e 11 não podem ser adequadamente explicadas por meio das variáveis investigadas no presente estudo. No nodo 9, 83,3% dos indivíduos com o APA abaixo de $10,44^\circ$ e com a ADM entre $22,16^\circ$ e 43° ($n=10$) apresentaram rotação lateral da patela. Os valores de ADM de RM e do APA se encontram adequados e, portanto, podem não ser determinantes para a rotação patelar. Possivelmente, outro fator preditor não analisado, como por exemplo um baixo torque excêntrico dos músculos rotadores laterais do quadril, poderia contribuir para o aumento da rotação medial do quadril e produzir rotação lateral da patela⁴⁰. No nodo 11, grande parte dos indivíduos que tinham varismo de APA entre $10,44^\circ$ e $14,32^\circ$ e possuíam ADM passiva de RM do quadril entre $22,16^\circ$ e $55,83^\circ$ (80%, $n=20$) apresentaram rotação medial da patela. Novamente, os valores do APA e da ADM observados neste sub-grupo não definem de forma determinante um mecanismo que resulte em rotação patelar. Isto pode ser evidenciado pelo fato de que o modelo desenvolvido para o ângulo de McConnell conseguiu prever corretamente apenas 55,6% dos casos com rotação medial de patela. Além disso, a média de rotação medial dos indivíduos do nodo 11 ($-3,3^\circ$) foi próxima da média da amostra ($-3,8^\circ$), fato que reforça a dificuldade da explicação nesse trecho da árvore de classificação. Dessa forma, a existência de outra variável não investigada (e.g. aumento da rigidez dos músculos abdutores do quadril e/ou da BIT) pode ter contribuído para o maior número de indivíduos com rotação medial da patela observado nesse nodo^{15,40}. Alternativamente, os valores de rotação medial patelar neste grupo foram tão pequenos que poderiam ser considerados apenas como variações dentro do esperado para a população.

Os resultados apresentados pelo modelo da CART para rotação de patela medida de acordo com o ângulo de McConnell revelam a interação não-linear entre a ADM passiva de RM e o APA para a rotação da patela relativa ao fêmur. Os diferentes pontos de corte selecionados para a ADM e o APA e as

distintas formas de interação entre essas variáveis caracterizam a contribuição não linear desses preditores. Por exemplo, um grande varismo do APA ($>14,32^\circ$) ao interagir com uma ADM de RM do quadril maior que $22,16^\circ$ produziu a rotação lateral da patela. Por outro lado, essa mesma postura patelar foi encontrada em indivíduos com baixo varismo do APA ($\leq 10,4^\circ$) e com uma excursão excessiva em RM do quadril ($> 51,5^\circ$). Similarmente, Bittencourt (2010) demonstrou interação não-linear entre o APA e a ADM passiva de RM do quadril no ângulo de projeção frontal dos joelhos em atletas³⁰. Esse resultado corrobora com os dados reportados no presente estudo em relação a interação não linear entre preditores. Especificamente, os segmentos do pé/tornozelo e do quadril se interagem de forma não linear e influenciam a postura da patela em situações funcionais.

A capacidade preditiva total do modelo para rotação de patela medida por meio do ângulo de McConnell foi de 73%. O modelo prediz corretamente a rotação medial em apenas 55,6%. Entretanto, observa-se que este modelo prediz corretamente 87,2% dos indivíduos com rotação lateral, o que demonstra que o modelo foi mais acurado para prever rotação lateral do que rotação medial de patela. A dificuldade de interpretação da ocorrência de rotação medial nos nodos 10 e 11 reforça a falta de adequação do modelo para este tipo de postura patelar. Os resultados obtidos da CART permitiu o desenvolvimento de regras de decisão clínica que discriminam os indivíduos com as diferentes rotações de acordo com o ângulo de McConnell e podem ser interpretadas para auxiliar no raciocínio clínico apropriado para o planejamento de programas de prevenção e de reabilitação adequados. Indivíduos com rigidez alta do quadril (ADM de RM do quadril menor ou igual a $22,16^\circ$) apresentaram rotação medial da patela. Por outro lado, aqueles que possuíam rotação lateral da patela tiveram baixa rigidez do quadril (e.g. ADM maior que $51,5^\circ$) ou grande varismo do complexo tornozelo-pé (e.g. APA maior que $14,3^\circ$). Em suma, estas regras de decisão revelam que um varismo excessivo do APA e/ou uma baixa rigidez dos rotadores laterais do quadril contribuem de forma consistente para a rotação lateral da patela. Por outro lado, a rotação medial da patela foi somente produzida de forma clara por um aumento significativo da rigidez do quadril, o qual é sugestivo de uma retroversão do colo do fêmur. A

caracterização da interação não-linear complexa entre os segmentos proximais e distais da articulação do joelho na definição do tipo de rotação patelar e os pontos de corte estabelecidos pela CART podem ser utilizados como parâmetros para guiar a conduta fisioterapêutica de forma objetiva. Essa caracterização dos fatores preditores é um passo importante para melhorar o entendimento biomecânico e da relação entre as capacidades do sistema músculo-esquelético frente as demandas impostas sobre ele.

No modelo preditivo para o ângulo de Arno, a CART selecionou como preditor único, o torque dos abdutores de quadril normalizado pelo peso corporal, com ponto de corte de 1,65 Nm/Kg (FIGURA 9). Os músculos abdutores do quadril participam do controle do movimento de adução do fêmur e, em situações funcionais, esse movimento influencia o comportamento da articulação do joelho^{40,46}. Gêiser e colaboradores (2010) promoveram um protocolo de fadiga específico para os abdutores de quadril em participantes fisicamente ativos. Os resultados mostraram que a articulação do joelho encontrava-se em uma posição medializada no plano frontal durante atividades funcionais após a aplicação do protocolo⁴⁶. Essa posição medializada da articulação do joelho no plano frontal pode interferir na biomecânica da articulação femoro-patelar, pois gera um vetor lateralizante sobre a patela^{1,4,10}. Grande parte dos indivíduos do presente estudo que tiveram o torque dos abdutores do quadril abaixo de 1,65 Nm/Kg apresentaram rotação lateral da patela (84,2%, n=112). Uma capacidade baixa de produção torque dos músculos abdutores permite a ocorrência de um movimento em adução do fêmur e, conseqüentemente, um momento abductor na articulação do joelho em situações funcionais^{13,40,47}. A posição medializada da articulação do joelho traciona o pólo superior da patela para medial e o pólo inferior da patela fica lateralizado em relação ao tendão patelar, o que caracteriza a rotação lateral da patela.

Por outro lado, quando o torque dos abdutores de quadril foi acima de 1,65 Nm/Kg, o que poderia ser considerado um torque alto, os indivíduos apresentavam rotação medial da patela (66,7%, n=10). Bittencourt (2010) utilizou

o mesmo modelo estatístico e procedimento para mensurar o torque dos abdutores do quadril e encontrou pontos de corte variando de 1,03 Nm/kg a 1,48 Nm/Kg para prever um aumento do ângulo de projeção frontal do joelho em atletas com baixos valores de torque abdutor do quadril³⁰. Dessa forma, uma capacidade alta de geração de torque dos abdutores do quadril indica que estes indivíduos lidam com forças lateralizantes dos membros inferiores durante atividades funcionais, podendo estar com maior rigidez^{13,40,47}. A lateralização da articulação do joelho e a possível rigidez da BIT levam o pólo superior da patela para lateral e o pólo inferior da patela fica medializado em relação ao tendão patelar, resultando em rotação medial da patela.

Os resultados apresentados pelo modelo da CART para rotação da patela medida de acordo com o ângulo de Arno demonstraram a contribuição do torque isométrico dos abdutores da articulação do quadril na postura da patela. Foi selecionado um único ponto de corte para essa variável no modelo desenvolvido com um valor considerado alto. Possivelmente, outra forma de mensurar a participação dos músculos abdutores da articulação do quadril na mecânica da articulação femoro-patelar poderia revelar um modelo com maior capacidade preditiva. Por exemplo, Boling e colaboradores (2009) investigaram o torque concêntrico e excêntrico dos abdutores do quadril em indivíduos com e sem dor femoro-patelar⁴⁰. Os resultados revelaram que o grupo sintomático possuía um torque excêntrico menor em relação ao grupo assintomático⁴⁰. Dessa forma, parece que o papel dos músculos abdutores do quadril na biomecânica da patela é mais importante no controle da excursão excessiva do fêmur em adução.

A capacidade preditiva total do modelo para rotação da patela medida por meio do ângulo de Arno foi de 82,4%. O modelo prediz corretamente a rotação lateral em 95,7%. Entretanto, observa-se que este modelo prediz corretamente apenas 32,3% dos indivíduos com rotação medial, o que demonstra que o modelo foi mais acurado para prever rotação lateral do que rotação medial da patela. A seleção de apenas uma variável preditora reforça a falta de adequação do modelo para este tipo de postura patelar. Os resultados obtidos da

CART permitiram o desenvolvimento de regras de decisão clínica que discriminam indivíduos com as diferentes rotações de acordo com o ângulo de Arno e que podem ser interpretadas no sentido de guiar a conduta fisioterapêutica de forma objetiva. Indivíduos com o torque dos abdutores da articulação do quadril maior que 1,65 Nm/kg apresentaram rotação medial da patela. Por outro lado, aqueles que possuíam um torque menor ou igual a 1,65 Nm/kg apresentaram rotação lateral da patela. Entretanto, de acordo com o baixo valor de predição correta para a rotação medial, as regras de decisão desenvolvidas neste modelo devem ser consideradas com cautela. Dessa forma, devemos considerar apenas a possibilidade de que baixa capacidade de geração de torque abductor do quadril pode resultar em rotação lateral da patela, segundo o ângulo de Arno.

Os dois modelos desenvolvidos foram melhores preditores da rotação lateral da patela (87,2% de predição correta para a rotação lateral para o modelo do ângulo de McConnell e 95,7% para o modelo do ângulo de Arno, contra 55,6% de predição correta para a rotação medial para o modelo do ângulo de McConnell e de apenas 32,3% para o modelo do ângulo de Arno). Talvez outras variáveis não investigadas neste estudo possam explicar melhor a ocorrência da rotação medial da patela. Aumento da rigidez dos músculos abdutores do quadril e da BIT, fraqueza dos músculos rotadores laterais da articulação do quadril e o baixo torque excêntrico dos músculos abdutores poderiam influenciar o posicionamento da patela no plano frontal^{16,20,40,41,48-50}. Entretanto, a dificuldade de se obter a medida de rigidez da BIT, por exemplo, foi um fator limitador para a inclusão dessa variável no presente estudo⁵¹. Apesar destas limitações, a utilização do método estatístico CART permitiu observar que as variáveis avaliadas no estudo interagem de forma não linear para predizer o alinhamento patelar. Outra vantagem a ser ressaltada é a possibilidade de interpretação das regras de tomada de decisão estabelecidas pela CART para a conduta clínica do fisioterapeuta, principalmente em relação à rotação lateral de patela, dado que esta foi a categoria da variável desfecho melhor predita por ambos os modelos.

Os modelos preditivos desenvolvidos pela CART para os ângulos de McConnell e de Arno confirmam que essas medidas capturam de forma distinta o alinhamento da patela no plano frontal, uma vez que não foram selecionados os mesmos fatores preditores nos modelos. As interações entre essas variáveis e suas magnitudes é que produzem a rotação lateral ou medial da patela. Além disso, cada método de avaliação da postura patelar dividiu a amostra entre rotação medial e lateral da patela de maneira diferente (63 indivíduos com rotação medial e 78 com rotação lateral para o modelo do ângulo de McConnell e 31 indivíduos com medial e 117 com lateral para o modelo do ângulo de Arno). Esses achados reforçam que as medidas dos ângulos de McConnell e de Arno fornecem informações complementares e ambos podem ser incorporados na investigação da rotação patelar no plano frontal.

A quantificação do ângulo de McConnell e do ângulo de Arno pode ser realizada com diferentes instrumentos no contexto clínico^{4,35,36,52,53}. Entretanto, somente medidas tridimensionais obtidas por exames de ressonância magnética e tomografia computadorizada tem sido reportadas como tendo boa confiabilidade, embora restrinjam a aplicabilidade da medida de alinhamento patelar no contexto clínico devido ao alto custo financeiro da medida^{52,53}. Além disso, a aplicabilidade dessa medida seria baixa devido ao posicionamento não funcional do indivíduo no equipamento⁵⁴. Por outro lado, a análise bidimensional (2D) do alinhamento da patela no plano frontal, apresentada no presente estudo, mostrou-se confiável e prática. Estas propriedades psicométricas adequadas possibilitam a inclusão da medida de alinhamento da patela em avaliações com grande quantidade de atletas e sua utilização como um procedimento de triagem inicial do perfil de rotação patelar da equipe, para assim se traçar estratégias preventivas.

Os resultados do presente estudo demonstram que os segmentos proximais e distais à articulação femoro-patelar se interagem de forma não-linear na determinação da rotação medial ou lateral da patela. As três variáveis predictoras analisadas neste estudo foram selecionadas pela CART nos modelos investigados. Dessa forma, as medidas do alinhamento perna-antepé, do torque

dos abdutores e da ADM passiva de RM da articulação do quadril devem ser incluídas na avaliação fisioterapêutica principalmente envolvidos em indivíduos com alta demanda de saltos e corridas, com a finalidade de triagem daqueles com maior potencial de apresentar rotação patelar no plano frontal durante atividades dinâmicas. Além da realização das medidas é importante considerar as possibilidades de interação entre as variáveis apresentadas pelos modelos no raciocínio clínico necessário à atenção ao paciente. Os pontos de corte estabelecidos para as variáveis podem ser usados como parâmetros clínicos com o objetivo de reduzir a rotação da patela no plano frontal e minimizar as repercussões locais. Este estudo contribui no melhor entendimento do comportamento biomecânico do sistema músculo-esquelético e auxilia os profissionais no desenvolvimento de um raciocínio clínico apropriado para o planejamento de ações preventivas e de reabilitação.

5 CONCLUSÃO

Os resultados demonstraram que existe interação não-linear entre os segmentos proximais e distais da cadeia cinética na alteração da postura da patela no plano frontal. Para o modelo do ângulo de McConnell ocorreu a interação entre a amplitude de movimento passivo de rotação interna do quadril e o alinhamento tibia-antepé. Para o modelo do ângulo de Arno, apenas o torque dos abdutores do quadril foi selecionado pela CART. Estes dados indicam que os ângulos de McConnell e de Arno fornecem informações complementares, uma vez que foram selecionados diferentes preditores em cada um dos modelos avaliados.

REFERÊNCIAS

1. MENDONÇA, L.D. *et al.* 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.
2. ELVIN, N. *et al.* A preliminary study of patellar tendon torques during jumping. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 25, p. 360-368, 2009.
3. WEN, D.Y. Risk factors for overuse injuries in runners. **Current Medicine Reports**, v. 6, p. 307-313, 2007.
4. ZACHAZEWSKI, J.E., MAGEE, D.J., QUILLEN, W.S. Athletic Injuries and Rehabilitation. Philadelphia Saunders, 1996.
5. GRABINER, M.D., KOH, T.J., DRAGANICH, L.F. Neuromechanics of the patellofemoral joint. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, aug., p. 10-20, 1994.
6. LIN, F., *et al.* In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 235-241, 2010.
7. COOK, J.L., *et al.* Anthropometry, physical performance, and ultrasound patellar tendon abnormality in elite junior basketball players: a cross-sectional study. **British Journal of Sports and Medicine**, v. 38, p. 206-209, 2004.
8. WILSON, N.A., *et al.* In Vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 91, p. 558-566, 2009.
9. LEE, T.Q., *et al.* The effects of tibial rotation on the patellofemoral joint: Assessment of the changes in *in situ* strain in the peripatellar retinaculum and the patellofemoral contact pressures and areas. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 5, p. 463-469, 2001.
10. LEE, T., MORRIS, G., CSINTALAN, R. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, 2003.
11. FONSECA, S.T. *et al.* Applied biomechanics of soccer. In: MAGEE, D.J., ZACHAZEWSKI, J.E., QUILLEN, W.S. (ed.). **Athletic and sport issues in musculoskeletal rehabilitation**. Philadelphia: Elsevier, 2010.

12. POWERS, C. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, p. 639-46, 2003.
13. BARTON, C.J., *et al.* Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, 2010.
14. AMIS, A. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. **Sports Medicine Arthroscopic Review**, v. 15, n. 2, 2007.
15. MERICAN, A, *et al.* The structural properties of the lateral retinaculum and capsular complex of the knee. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 2323-2329, 2009.
16. PUNIELLO, M.S. Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 3, 1993.
17. BROPHY, R.H, *et al.* The core and hip in soccer athletes compared by gender. **International Journal of Sports Medicine**, v.30, p. 663-667, 2009.
18. CICHANOWSKI, H.R., *et al.* Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, p. 1227-1232, 2007.
19. DIERKS, T.A., *et al.* Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 8, p. 448-456, 2008.
20. YANG, C., *et al.* Changes in knee sensory function and hip muscle strenght in people with unilateral patellofemoral pain syndrome. **Journal of Rehabilitation and Medicine**, suppl., 2010.
21. POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.
22. DELEO, A.T., *et al.* Lower extremity joint coupling during running: a current update. **Clinical Biomechanics**, v. 19, p. 983-991, 2004.
23. BELLCHAMBER, T., VAN DEN BOGERT, A. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 11, p. 1397-1403, 2000.

24. GROSS, M., FOXWORTH, J. The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, 2003.
25. LIN, Y., *et al.* Different effects of femoral and tibial rotation on the different measurements of patella tilting: an axial computed tomography study. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 3, n. 5, 2008.
26. LEVINGER, P., GILLEARD, W. An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 3, p. 8-14, 2004.
27. NIGG, B., COLE, G., NACHBAUE, W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 8, p. 909-916, 1993.
28. TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 4, p. 160-165, 1987.
29. MICHAUD, T.C. Abnormal motion during the gait cycle. In: **Foot orthoses: and other forms of conservative foot care**. Massachusetts: Williams & Wilkins 1993.
30. BITTENCOURT, Natália Franco Netto. **Fatores preditores para o aumento do valgismo dinâmico de joelho em atletas**. 2010. 64 f. Tese (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.
31. CARVALHAIS, V.O.C., *et al.* Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. **Manual Therapy**, v. 16, p. 240-245, 2011.
32. LEMON, S.C., *et al.* 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. IRELAND, M.L., *et al.* Hip strength in females with and without patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 671-676, 2003.
34. ARNO, S. The A angle: a quantitative measurement of patella alignment and realignment. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 12, n. 6, 1990.

35. DIVETA, I.A., VOGELBACH, W.D. The clinical efficacy of the a-angle in measuring patellar alignment. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 16, n. 3, 1992.
36. EHRAT, M. Reliability of assessing patellar alignment: the A angle. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 19, n. 1, p. 22-27, 1994.
37. WATSON, C., *et al.* Reliability of McConnell's classification of patellar orientation in symptomatic and asymptomatic subjects. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 29, n. 7, p. 378-393, 1999.
38. POST, W.R., TEITGE, R., AMIS, A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. **Clinical Sports Medicine**, v. 21, p. 521-546, 2001.
39. FONSECA, S.T., OCARINO, J.M., SILVA, P.L.P. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D.J., ZACHAZEWSKI, J.E., QUILLEN, W.S. (ed.). **Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. St. Louis: Saunders, 2007.
40. 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 (JUMP-ACL) cohort. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 11, p. 2108-2116, 2009.
41. BIRNBAUM, K., *et al.* Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. **Surgery and Radiology Anatomy**, v. 26, p. 433-446, 2004.
42. FAIRCLOUGH, J., *et al.* The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. **Journal of Anatomy**, v. 208, p. 309-316, 2006.
43. CHANDLER, J.T., MOSKAL, J.T. Evaluation of knee and hindfoot alignment before and after total knee arthroplasty: a prospective analysis. **Journal of Arthroplasty**, v. 19, n. 2, p. 211, 2004.
44. VAN KAMPEN, A., HUISKES, R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 8, p. 372-382, 1990.
45. CHEUNG, R.T.H., NG, G.Y.F., CHEN, B.F.C. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. **Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 199-205, 2006.
46. GÊISER, 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, n. 3, p. 535-45, 2010.

47. FRIEL, K. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. **Journal of Athletic Training**, v. 41, n. 1, p. 74-78, 2006.
48. HERRINGTON, L., RLVETT, N., MUNRO, S. The relationship between patella position and length of the iliotibial band as assessed using Ober's test. **Manual Therapy**, v. 11, p. 182-186, 2006.
49. KUBO, K., *et al.* Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, p. 412-417, 2009.
50. WANG, T., *et al.* Assessment of stretching of the iliotibial tract with ober and modified ober tests: an ultrasonographic study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. 1407-1411, 2006.
51. FARRON, J., VARGHESE, T., THELEN, D.G. Measurement of tendon strain during muscle twitch contractions using ultrasound elastography. **IEEE Transactions on ultrasonics, ferroeletrics and frequency control**, v. 56, n. 1, p. 27-35, 2009.
52. TOMISCH, D., *et al.* Patellofemoral alignment: reliability. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 23, p. 200-208, 1996.
53. WILSON, T. The measurement of patellar alignment in patellofemoral pain syndrome: are we confusing assumptions with evidence? **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 37, n. 6, p. 330-41, 2007.
54. MCLEAN, S.G., *et al.* Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. **British Journal of Sports and Medicine**, v. 39, n. 6, p. 355-362, 2005.

APÊNDICE A

Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Terminologia obrigatório em atendimento a resolução 196/96 - CNS-MS)

Pesquisador: Luciana De Michelis Mendonça

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Você está sendo convidado a participar do projeto de pesquisa intitulado “**AVALIAÇÃO DOS FATORES DE RISCO PARA LESÕES MÚSCULO-ESQUELÉTICAS EM ATLETAS**”, da aluna Luciana De Michelis Mendonça, para a dissertação de Mestrado do programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) sob orientação do *Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca*. **É necessário que você leia atentamente este termo antes de autorizar sua participação nesse estudo.**

O objetivo da primeira etapa desta pesquisa é investigar a confiabilidade inter e intra-examinadores dos testes da avaliação fisioterapêutica esportiva.

Caso concorde em participar da pesquisa, a coleta dos dados será realizada no Laboratório de Prevenção e Reabilitação de Lesões Esportivas (LAPREV) do CENESP localizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Você será medido(a), pesado(a), e realizará os testes do alinhamento da patela, salto vertical, alinhamento do pé, amplitude passiva de rotação interna do quadril e força do músculos abdutores do quadril. Será realizado um intervalo de 30 minutos e um lanche para seu conforto na metade dos testes.

Teste do alinhamento da patela e salto vertical: serão fixados no seu corpo 14 marcadores reflexivos, utilizando micropore. Após a marcação você manterá uma posição de 30° de flexão dos joelhos de pé durante 5 segundos para registro e posteriormente irá realizar três saltos consecutivos. Esses movimentos serão filmados para análise posterior com um software. Devido ao posicionamento da câmera seu rosto não será filmado, permitindo a identificação apenas por número.

Teste da força dos músculos abdutores do quadril: deitado de lado sobre uma maca, você irá fazer força no sentido de elevar a perna, por 5 segundos, em um aparelho fixado com faixas de velcro, com intervalo de 15 segundos entre três contrações ou até sentir desconforto e quiser interromper o teste.

Avaliação do alinhamento do pé: deitado de barriga para baixo sobre uma maca, com os pés posicionados para fora dela, você irá sustentar seu tornozelo até 90° de dorsoflexão para o pesquisador fazer três fotografias do alinhamento do seu pé. O procedimento será repetido com o outro pé. As fotos serão analisadas posteriormente com o software Simi Motion.

Avaliação da amplitude passiva de rotação interna do quadril: deitado de barriga para baixo sobre uma maca, sua perna será levada no sentido de rodar externamente com o joelho a 90° de flexão. Serão tomadas 3 medidas no final desta amplitude, com intervalos de 15 segundos.

Os riscos são mínimos. Você pode apenas sentir cansaço ou dores fatigantes nas pernas durante o teste de força muscular e salto. Não serão utilizados materiais pérfuro-cortantes como seringas ou agulhas.

Os resultados desse estudo poderão contribuir na prática clínica de fisioterapeutas, possibilitando aos profissionais a comparação de medidas, podendo avaliar e monitorar progressos de tratamentos.

Sua participação é voluntária e não lhe trará nenhum gasto financeiro, nem lhe será paga nenhuma remuneração. Você poderá interromper a sua participação a qualquer momento, durante a coleta de dados, sem qualquer penalização ou prejuízo.

Sua identidade não será revelada em momento algum. Somente as pesquisadoras e o orientador envolvido terão acesso a seus dados, que serão apenas para fins de pesquisa.

Declaro que li e entendi as informações contidas acima e que todas as dúvidas foram esclarecidas. Este formulário está sendo assinado voluntariamente por mim, indicando meu consentimento em participar do estudo.

Belo Horizonte, _____ de _____ de 20____.

Assinatura do voluntário

Assinatura do pesquisador

Pesquisadores responsáveis:

Luciana De Michelis Tel: 3409-2324 lucianademichelis@yahoo.com.br
Sérgio Teixeira da Fonseca Tel: 3409- 4782 sfonseca@pib.com.br
Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha - EEEFTO/UFMG Belo Horizonte/ MG - CEP 31270-901

Comitê de Ética em Pesquisa
Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha
Unidade Administrativa II – 2º andar – sala: 2005
Belo Horizonte – CEP: 31270-901
Tel: COEP (31) 3409- 4592



ANEXO A

Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa 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 início do projeto.


Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO B**Aprovação do Adendo ao Projeto**

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 20 de maio de 2010, as alterações, abaixo relacionadas, referentes ao projeto de pesquisa intitulado "**Avaliação dos fatores de risco para lesões músculo-esqueléticas em atletas**":

- o Realização de novos testes;
- o Adaptação em testes previstos;
- o Ampliação dos sujeitos da pesquisa.

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


Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG