

Natalia Franco Netto Bittencourt

**MODELO RELACIONAL CAPACIDADE E DEMANDA:
INVESTIGANDO LESÕES MUSCULARES NA COXA EM ATLETAS JOVENS DE
FUTEBOL**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2015

Natalia Franco Netto Bittencourt

**MODELO RELACIONAL CAPACIDADE E DEMANDA:
INVESTIGANDO LESÕES MUSCULARES NA COXA EM ATLETAS JOVENS DE
FUTEBOL**

Tese apresentada ao Curso de Doutorado 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 Doutor em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

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

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2015

B624m Bittencourt, Natália Franco Netto
2015 Modelo relacional capacidade e demanda: investigando lesões musculares na região da coxa em atletas jovens de futebol. [manuscrito] / Natália Franco Netto Bittencourt – 2015.
66 f., enc.: il.

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca
Co - orientador: Juliana de Melo Ocarino

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

Bibliografia: f. 60-63

1. Jogadores de Futebol – ferimentos e lesões – Teses. 2. Futebol – Teses. 3. Fatores de risco – Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Ocarino, Juliana de Melo. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.8:796

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

ATA DE NÚMERO 46 (QUARENTA E SEIS) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELA CANDIDATA **NATALIA FRANCO NETTO BITTERN COURT** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 23 (vinte e três) dias do mês de março do ano de dois mil e quinze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: "**Modelo Relacional Capacidade e Demanda: investigando lesões musculares em atletas de futebol**". A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Sérgio Teixeira Da Fonseca, Mauro Heleno Chagas, Renato Trede, Renan Alves Resende e Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado sob a Presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 09h00min com apresentação oral do candidato, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato **aprovado e apto a receber o título de Doutor após a entrega da versão definitiva da Tese**. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 23 de março de 2015.

Professor Dr. Sérgio Teixeira Da Fonseca _____

Professor Dr. Mauro Heleno Chagas _____

Professor Dr. Renato Guilherme Trede Filho _____

Professor Dr. Renan Alves Resende _____

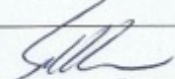
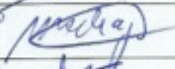

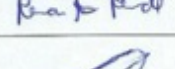

Professor Dr. Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado _____

Marilane Soares – SIAPE: 084190 _____

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

PARECER

Considerando que a Tese de Doutorado de **NATALIA FRANCO NETTO BITTERN COURT** intitulada "**Modelo Relacional Capacidade e Demanda: investigando lesões musculares em atletas de futebol**" defendidas junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a Tese de doutorado, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor (a)/Banca	Aprovação	Assinatura
Professor Dr. Sérgio Teixeira Da Fonseca	Aprovado	
Professor Dr. Mauro Heleno Chagas	X Aprovado	
Professor Dr Renato Guilherme Trede Filho	X Aprovado	
Professor Dr. Renan Alves Resende	Aprovada	
Professor Dr. Gustavo Henrique da Cunha Peixoto	Aprovado	
Cançado		

Belo Horizonte, 23 de março de 2015.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

AGRADECIMENTOS

Com o Doutorado eu completo um ciclo de muita dedicação a fisioterapia esportiva. O doutorado é também a realização de um sonho!!!! O sonho de levar os avanços da ciência até a beira da quadra, a borda da piscina e ao tatame. O sonho de poder contribuir para a prevenção de lesões esportivas nos atletas. Entretanto, dado o tamanho do desafio, sei que um novo ciclo irá se abrir!!!

Agradeço aos meus pais pelo apoio incondicional. Ao meu pai, pelo exemplo e por abrir as portas da Teoria da Complexidade. Descobri que o conhecimento concretiza sonhos e vou levar comigo nos próximos desafios. Agradeço também a minha mãe, que com paciência e serenidade me ajudou a enfrentar os desafios pessoais que vieram ao longo do doutorado. Vocês foram FUNDAMENTAIS neste processo!!!!!!

Agradeço a minha amiga e parceira Luciana De Michelis Mendonça. Esse doutorado é resultado do verdadeiro trabalho em equipe e amizade entre nós duas!!! Tenho muito orgulho do nosso companheirismo de vida e de pesquisa!!!

Agradeço ao Professor Sergio Fonseca, pelo exemplo de pesquisador e professor. Suas ideias me inspiraram e me levaram até aqui! Obrigada por contribuir na minha formação como fisioterapeuta e agora pesquisadora.

Agradeço a Profa. Juliana Ocarino pelo profissionalismo e atenção ao longo de todo o doutorado!

Agradeço meus irmãos Pedro e Gabriel. Vocês são meu equilíbrio. Obrigada as amigas Patrícia, Aline, Marília, Renata, Luciana e Karina pelos momentos de alento e risadas ao longo dessa jornada. Recarregava as energias sempre após nossos encontros e conversas. Agradeço a Ludmila e Luciano (mandinho), amigos de Santo Agostinho. O trio que seguiu o mesmo caminho acadêmico e que a vida nos uniu e manteve ao longo de tantos anos!!!

Obrigada a amiga Giovanna M. Amaral, nossas conversas filosóficas sobre complexidade foram fundamentais.

Obrigada também aos amigos e colegas do LAPREV. Sem vocês a coleta não seria possível! Obrigada as equipes esportivas do Atlético e América que abriram as portas para as coletas, principalmente na pessoa do fisioterapeuta Silas Parreiras, Bruno Leite e Dr. Fabrício. Obrigada a cada atleta voluntário!

Obrigada ao Daniel Manso, pelo carinho e parceria ao longo da jornada final do doutorado.

Obrigada a Vovó Renata, Tia Gisa, Vovô Sergio e Hugo por me ajudar a cuidar do Lucas durante as ausências e dedicação a esta tese.

Finalmente, dedico esta tese ao meu filho Lucas. Ter sonhos e conseguir concretizá-los é algo maravilhoso! Por isso, meu filho, SEMPRE acredite em você e nos seus sonhos. Te amo!

RESUMO

As lesões esportivas são multifatoriais e resultam da interação complexa entre os fatores intrínsecos e extrínsecos. Os estudos que avaliam os fatores de risco para as lesões esportivas assumem a existência de uma relação direta entre exposição e desfecho e a interação entre os múltiplos preditores é avaliada pela soma dos fatores de risco. Esses estudos, baseados neste modelo tradicional, apresentam resultados inconsistentes, pois não consideram as interações complexas da lesão. Essa complexidade da lesão esportiva não reside na soma dos fatores de risco, mas sim nas interações entre os múltiplos fatores relacionados com a demanda imposta sobre o atleta e sua capacidade de lidar com a energia mecânica durante a prática esportiva. Além disso, o aumento da demanda em determinado tecido pode ter origem em estruturas anatomicamente distantes ao tecido em risco de lesão, devido a interdependência entre os segmentos corporais, que é inerente ao sistema musculoesquelético. Fatores relacionados a pelve, quadril e pé (não locais) podem contribuir para o aumento da demanda de energia na região da coxa e assim, podem influenciar a ocorrência de lesão muscular nessa região. Esses fatores não-locais são pouco estudados acerca da etiologia da lesão muscular em atletas jovens de futebol. Dessa forma, foram desenvolvidos dois estudos na presente tese. O primeiro estudo foi um ensaio teórico com o objetivo descrever o modelo relacional entre capacidade e demanda para o entendimento das lesões esportivas. O segundo estudo foi desenvolvido com o objetivo de investigar as contribuições de fatores não locais relacionados ao aumento da demanda na região da coxa que podem influenciar a ocorrência de lesões musculares em atletas jovens de futebol. Para o segundo estudo foram avaliados 102 atletas de futebol e as lesões foram registradas ao longo de uma temporada. A árvore de classificação e regressão utilizada revelou que fatores relacionados a pelve, quadril e pé podem contribuir para o aumento de demanda na região da coxa. Interações do torque baixo dos rotadores lateral do quadril, assimetria de estabilidade pélvica e assimetria do mau alinhamento do antepé foram identificadas na ocorrência de lesão muscular na coxa. Adicionalmente, torque alto dos rotadores laterais do quadril parece ter efeito protetor para essa lesão. Os resultados da presente tese demonstraram a influência de fatores não locais na ocorrência de lesão muscular na coxa em atletas jovens de futebol.

Palavras-chave: Capacidade. Demanda. Fatores de risco. Lesão muscular. Futebol.

ABSTRACT

Sports injuries are multifactorial and result from complex interactions between intrinsic and extrinsic risk factors. Studies assessing risk factors for sports injuries assume a direct relationship between exposure and outcome and the interactions between multiple predictors are evaluated by the sum of risk factors. Studies based on the traditional model described above have found inconsistent results because the model does not consider the complex nature of sports injuries. Specifically, it is not as simple as the sum of risk factors. Complex interactions are the influence (interdependence) between multiple factors related to the athlete's capability of dealing with the mechanical energy (demands) originated by the sport. Additionally, the increased demand in a tissue could originate from anatomical structures distant from the tissue at risk. This fact could be explained due to interdependence between the body segments, which is inherent in the musculoskeletal system. Factors related to the pelvis, hip and foot (non-local) may contribute to the increase of energy demand in the thigh area and thus, can influence the occurrence of thigh muscle strain. These non-local factors are poorly investigated in studies about muscle injury aetiology in youth soccer players. Accordingly, this thesis outlines 2 studies. The first study was a theoretical paper and the objective was to describe the capacity and demand model for the understanding of sports injuries. The second study was developed in order to identify the contribution of non-local factors related to increased demand in the thigh area that may influence the occurrence of muscle strain in youth soccer players. For the second study, 102 soccer players were assessed and injuries were recorded over 10 months. Classification and regression tree analysis revealed that factors related to the pelvis, hip and foot contribute to the increased demand in the thigh. Interactions among hip lateral rotators isometric torque, asymmetry of pelvic stability and asymmetry of forefoot alignment were found to be related to the occurrence of thigh muscle strain. In addition, high values of hip lateral rotators torque appear to have a protective effect in this injury. The results of this thesis demonstrate the contribution of non-local factors to the occurrence of thigh muscle strain in youth soccer players.

Keywords: Capability. Demand. Risk factors. Muscle injury. Soccer.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	Objetivos.....	12
2	MATERIAIS E MÉTODO	13
2.1	Amostra	13
2.2	Procedimentos	13
2.3	Análise Estatística.....	18
3	ARTIGOS	20
3.1	Artigo 1: Modelo Relacional entre Capacidade e Demanda para o entendimento das lesões esportivas	20
3.2	Artigo 2: Contribuições de fatores não locais para a ocorrência de lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol.	34
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
	REFERÊNCIAS.....	61
	ANEXO.....	65

PREFÁCIO

A presente tese foi elaborada de acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais e está estruturada em quatro seções. A primeira seção contém a Introdução com a problematização e uma revisão da literatura, além da justificativa dos estudos realizados e os objetivos da tese. Segue indicada na segunda seção, a descrição detalhada dos métodos utilizados no estudo 2. A terceira seção apresenta os artigos científicos correspondentes aos dois estudos realizados na tese. Os dois artigos estão formatados de acordo com as normas do periódico *Brazilian Journal of Physical Therapy*. Na quarta seção estão expostas as considerações finais desta tese. Em seguida, estão indicadas as referências bibliográficas e anexos.

1 INTRODUÇÃO

Existe um consenso na literatura de que as lesões esportivas são multifatoriais e resultam da interação complexa entre os fatores intrínsecos (pessoal) e extrínsecos (ambiente) (LYSENS, 1987; MEEUWISSE, 1994; Van MECHELEN *et al.*, 1992). Apesar de reconhecer a complexidade da lesão, pesquisadores simplificam e reduzem o fenômeno complexo (lesão) em partes (fatores) para então somar a contribuição de cada fator de risco com o objetivo de explicar o fenômeno observado - lesão (QUATMAN *et al.*, 2009; MENDIGUCHIA *et al.*, 2012). Atualmente, os estudos que assumem essa abordagem reducionista têm encontrado associação de fatores não-modificáveis (e.g. idade e história de lesão) com as lesões e resultados contraditórios sobre a associação de fatores de risco modificáveis relacionados a região lesionada (e.g. força e flexibilidade) (HAGGLUND *et al.*, 2006; ENGBRETSSEN *et al.*, 2010; VENTURELLI *et al.*, 2011; MENDIGUCHIA *et al.*, 2012; FRECKLETON *et al.*, 2013). O uso de análises isoladas de fatores, comumente feitas nos diversos estudos, pode estar limitando a identificação apropriada dos fatores de risco para lesões, devido a característica multifatorial da lesão esportiva (QUATMAN *et al.*, 2009; FRECKLETON *et al.*, 2013). Além disso, o mecanismo de lesão das principais lesões esportivas envolve outros fatores além daqueles localizados na região lesionada e portanto, esses fatores também devem ser considerados na investigação da etiologia dessas lesões (HEWETT *et al.*, 2005; CHUMANOV *et al.*, 2007; SOLE *et al.*, 2011). As limitações da literatura sobre fatores de risco demonstram uma incoerência entre o modelo teórico, que guia os estudos, e as características das lesões esportivas. Dessa forma, o entendimento apropriado das lesões esportivas depende da adequação entre a abordagem filosófica e as características do fenômeno investigado.

Os estudos que avaliam os fatores de risco para as lesões esportivas assumem a existência de uma relação direta (linear) entre exposição e desfecho e a interação entre os múltiplos preditores é avaliada pela soma dos fatores extrínsecos e intrínsecos (FOUSEKIS *et al.*, 2011; VENTURELLI *et al.*, 2011). Entretanto, assumir que a interação entre fatores que determinam a ocorrência de lesão é complexa implica em abandonar a lógica linear de que: a) o efeito de cada fator de risco é independente; e b) o risco de lesão é proporcional ao número de fatores de

risco identificados. Ao contrário, assumir essa complexidade implica em considerar que a contribuição de um determinado fator de risco pode ser modificada pela presença de outros fatores (QUATMAN *et al.*, 2009; MENDIGUCHIA *et al.*, 2012). Essa compreensão permite um melhor entendimento da etiologia das lesões esportivas e conseqüentemente, resulta no abandono da lógica aditiva do modelo tradicional utilizada no planejamento de estudos epidemiológicos.

A mudança de foco da análise isolada dos fatores preditores para a análise das interações também faz sentido considerando o funcionamento do sistema musculoesquelético (SME). Os segmentos corporais são interdependentes devido ao acoplamento anatômico entre diferentes estruturas do corpo. Essas conexões resultam na dependência do movimento de um segmento corporal com o movimento de outro segmento (KLIBER *et al.*, 2006; FONSECA *et al.*, 2011). Por exemplo: durante os movimentos do futebol, como chute, a velocidade do segmento distal (pé do atleta) depende da velocidade dos segmentos proximais e das interações entre esses segmentos (SHAN & WESTERHOFF, 2005). Essa interdependência entre os segmentos corporais (cadeia cinética) permite ao indivíduo lidar com as forças internas e externas impostas sobre seu corpo, durante o desempenho de qualquer atividade esportiva (KLIBER *et al.*, 2006; FONSECA *et al.*, 2011). Neste sentido, a transferência e a dissipação adequada dessas forças internas e externas através da cadeia cinética pode melhorar o desempenho e proteger os diferentes tecidos biológicos de lesão (FONSECA *et al.*, 2011).

A lesão esportiva ocorre quando a quantidade ou a taxa de energia mecânica transferida ao corpo ultrapassa o limiar de adaptação do tecido (MUELLER & MALUF, 2002; FONSECA *et al.*, 2007). Particularmente, fatores que levam ao acúmulo de energia sobre o tecido podem ter origem no próprio tecido alvo ou em fatores anatomicamente distantes (não locais) (HEIDERSCHEIT *et al.*, 2010; SOLE *et al.*, 2011). Um resultado que exemplifica esse raciocínio é o fato de uma redução da atividade eletromiográfica do glúteo médio ter sido demonstrada em atletas com estiramento de adutor, o que sugere que esse fator pode estar relacionado ao aumento da sobrecarga nesse grupo muscular (MORRISSEY *et al.*, 2012). Interessantemente, estudos recentes têm evidenciado que exercícios focados na melhora do controle neuromuscular da coluna lombar e da pelve tem reduzido a recidiva de lesões musculares nos membros inferiores (SHERRY & BEST, 2004). Essas evidências reforçam o argumento de que a quantidade de energia mecânica

que chega em um determinado tecido recebe influência de vários segmentos corporais. Entretanto, os modelos tradicionais sobre etiologia das lesões esportivas focam principalmente em características específicas do tecido lesionado, ao invés de investigar possíveis fatores, distante anatomicamente (não locais), que contribuem para o aumento da sobrecarga nesse tecido. Dessa forma, as abordagens teóricas utilizadas para melhorar o entendimento das lesões no esporte também devem incluir a análise de fatores não locais que podem influenciar o acúmulo de energia mecânica no tecido em risco.

De acordo com o argumento apresentado acima, a susceptibilidade de atletas à lesão muscular depende da capacidade do SME em lidar com a demanda originada pelo esporte (FONSECA *et al.*, 2007). Por exemplo, durante movimentos de dribles no futebol, o atleta deve ser capaz de correr com a bola e mudar de direção abruptamente para vencer o adversário (LANDRY *et al.*, 2007). A desaceleração rápida e a subsequente aceleração durante o drible impõem grande demanda para absorção e geração de força pelos músculos do quadril, joelho e tornozelo (FONSECA *et al.*, 2011). Além disso, a força propulsiva necessária para acelerar o corpo na nova direção depende da eficiência do movimento de rotação do tronco e da pelve (FONSECA *et al.*, 2011). Finalmente, o contato rápido com o solo durante as mudanças de direção produz grande pico pressão sobre antepé e hálux (QUEEN *et al.*, 2007). Neste sentido, alterações nessas relações entre os diferentes segmentos corporais poderiam aumentar a sobrecarga nos músculos da coxa. Esse aumento na sobrecarga poderia ocorrer devido a interação da baixa capacidade de transferência de energia mecânica entre a região lombo-pélvica e os membros inferiores com a maior demanda imposta pelo o mau alinhamento de outros segmentos distais a coxa, como do complexo tornozelo-pé. Embora diversos autores discutam sobre importância de se considerar as inter-relações entre os elementos da cadeia cinética no processo de ocorrência de lesões nos membros inferiores (MMII), ainda não existe um modelo etiológico que assuma essa visão (KLIBER *et al.*, 2006; HEIDERSCHEIT *et al.*, 2010; SOLE *et al.*, 2011).

A análise da relação entre os elementos da cadeia cinética que podem aumentar a demanda imposta ao SME e os fatores relacionados a capacidade de lidar com essa demanda pode ser uma abordagem mais coerente com as características das lesões esportivas (FONSECA *et al.*, 2007). Neste contexto, o equilíbrio entre capacidade e demanda pode garantir a produção e transferência de

energia mecânica ao longo da cadeia cinética e evitar o acúmulo de energia em um determinado tecido do SME (FONSECA *et al.*, 2007). Ao contrário, entender somente fatores relacionados ao tecido lesionado, como flexibilidade e força não é suficiente, pois a literatura falha em encontrar associação significativa entre esses fatores e as lesões esportivas (ENGBRETSSEN *et al.*, 2010; VENTURELLI *et al.*, 2011; FRECKLETON *et al.*, 2013). Essa limitação fica ainda mais evidente pelo fato da incidência das lesões musculares ter permanecido alta durante 11 anos de acompanhamento prospectivo, mesmo com diversos estudos sobre fatores de risco e prevenção (EKSTRAND *et al.*, 2013). Esse achado demonstra que o entendimento do processo da lesão muscular e as ações preventivas estabelecidas ainda não estão adequados (EKSTRAND *et al.*, 2013) e a investigação de fatores relacionados ao aumento da demanda no tecido em risco de lesão pode ampliar o entendimento das lesões musculares. Dessa forma, a etiologia das lesões musculares poderia ser melhor compreendida por meio de uma abordagem teórica que considere as relações entre capacidade e demanda específicas do atleta e inerentes ao esporte.

A presente tese consiste de dois estudos. O primeiro estudo é um ensaio teórico cujo objetivo foi descrever o modelo relacional entre capacidade e demanda para o entendimento das lesões esportivas. O segundo estudo teve como objetivo investigar a contribuição de fatores não locais relacionados ao aumento da demanda na região da coxa que podem contribuir para a ocorrência das lesões musculares em atletas jovens de futebol.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Amostra

Atletas das categorias juvenil (sub- 17) e júnior (sub-20) de duas equipes de futebol de Belo Horizonte, foram convidados a participar do presente estudo. Cento e cinquenta e dois atletas aceitaram o convite e foram acompanhados ao longo da temporada de 2012 (fevereiro a dezembro). Atletas que praticavam futebol por ao menos 12 horas semanais de forma regular e que participavam de competições oficiais eram elegíveis para participação no estudo. Atletas em tratamento fisioterapêutico em decorrência a cirurgia ou lesão nos membros inferiores na data da avaliação pré-temporada foram excluídos (n=2). A amostra foi caracterizada, ainda, em relação a massa corporal, altura dos atletas, posição de jogo e a dominância de membros inferiores. Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais (nº ETIC 493/2009).

2.2 Procedimentos

Durante a avaliação pré-temporada, foram realizados cinco testes em forma de circuito, com duração máxima de 60 minutos: (1) questionário de lesões pregressas; (2) posição de primeira resistência de rotação medial (RM) do quadril; (3) alinhamento perna-antepé (APA); (4) alinhamento dinâmico da pelve (teste da ponte) e (5) torque isométrico dos rotadores laterais (RL) do quadril.

Ao longo da temporada, foi realizado o registro das lesões musculares ocorridas. Lesão muscular foi definida como “estiramento traumático ou lesão por sobrecarga em um músculo, tornando o atleta incapaz de participar de jogos e/ou treinos” (EKSTRAND *et al.*, 2011). Lesões mecânica-estruturais, como ruptura muscular completa ou parcial, e lesões funcionais, como dor induzida por fadiga e câimbras, foram incluídas no grupo de lesão muscular. Por outro lado, contusões, hematomas e lesões tendíneas não foram consideradas como lesões musculares. Todas as lesões musculares foram registradas pelo fisioterapeuta e diagnosticadas pelo médico da equipe, baseado em exame clínico. A definição de lesão muscular e a metodologia de registro das lesões, usadas no presente estudo, foram similares as

de vários estudos da literatura (ENGBRETSSEN *et al.*, 2010, VENTURELLI *et al.*, 2011; FOUSEKIS *et al.*, 2011).

2.3 Operacionalização das variáveis preditoras e redução dos dados

Questionário de lesões progressas:

Um questionário adaptado da FIFA foi utilizado para registro de lesões (FULLER *et al.*, 2006), o qual possui a mesma definição de lesão do presente estudo. Este questionário permitiu a caracterização do perfil de lesões progressas, incluindo histórico de intervenções cirúrgicas e história de lesão muscular.

Posição de primeira resistência de RM do quadril:

O atleta foi posicionado em decúbito ventral na maca, com a pelve estabilizada por uma faixa e foi solicitado a posicionar a articulação do joelho a 90° de flexão. O movimento passivo de rotação medial de quadril, produzido pelo peso da perna e pé do atleta, foi permitido pelo examinador até que a tensão das estruturas passivas e musculares do quadril interrompesse este movimento. A posição de primeira resistência de rotação medial do quadril foi mensurada, com um inclinômetro (Starrett®) posicionado em uma marcação realizada a 5 cm distal a tuberosidade anterior da tíbia (Figura 1). A medida foi descartada e repetida se o avaliador percebesse qualquer contração muscular visualmente ou por meio de palpação (CARVALHAIS *et al.*, 2011). Foram realizadas 3 medidas para cálculo da média e esse valor foi normalizado pela massa corporal do atleta para permitir a comparação entre os indivíduos (graus/kg). A confiabilidade intra e inter-examinador (CCI_{3,3}) foi determinada em um estudo piloto com seis indivíduos (média de idade de 22,4 anos; massa corporal de 64,7 kg; altura de 1,67 m) e foram obtidos valores de 0,99 para ambas análises e um erro padrão da medida de 0,55°.

Figura 1: Teste da posição de primeira resistência de RM do quadril



Alinhamento perna-antepé (APA)

O atleta foi posicionado em decúbito ventral em uma maca e foi determinada a bissecção da perna a partir do ponto médio entre os platôs tibiais e entre os maléolos (Figura 2-A). Para indicar o alinhamento do antepé, uma haste metálica foi colocada na região metatarsofalangeana com auxílio 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 digital (Nikon®). Em seguida, com o auxílio de um goniômetro universal (Carci ®), o avaliador posicionou o pé do atleta a 90° de dorsiflexão de tornozelo, solicitando ao mesmo manter ativamente essa posição para tirar a foto (Figura 2-B). Foram realizadas três medidas e cada foto foi analisada posteriormente em um *software* de análise bidimensional (*SIMI Motion 2D*) para se determinar a média do ângulo referente ao alinhamento tibia-antepé (ângulo entre a linha de bissecção da tibia e haste metálica- Figura 2-C) (MENDONÇA *et al.*, 2013). A assimetria do APA entre pernas foi calculada para verificar se a aplicação assimétrica de sobrecarga em um dos membros teria influencia na ocorrência da lesão muscular. Assimetria foi operacionalizada como a diferença entre o maior e menor ângulo, dividido pelo maior ângulo. Este valor foi multiplicado por 100, para obter o percentual de assimetria. Um estudo piloto com o objetivo de determinar a confiabilidade intra e interexaminador ($CCI_{3,3}$) do APA foi realizado com 10 sujeitos (média de idade de 22,1 anos; massa corporal de 64,3 kg; altura de 1,65 m) e os resultados revelaram valores de 0,93 e 0,90, respectivamente, com erro padrão da medida de 2,47°.

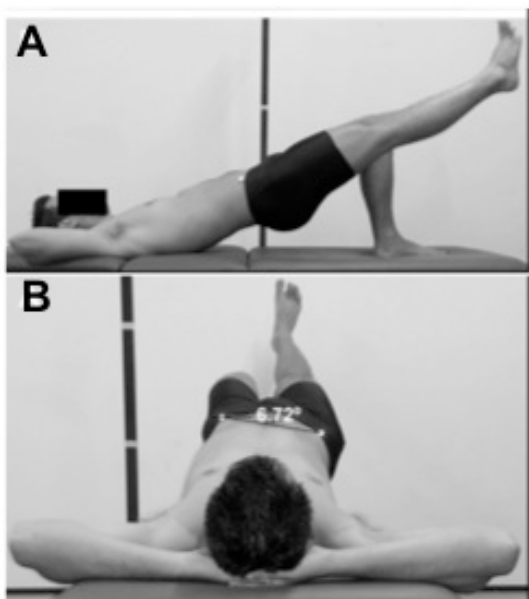
Figura 2: A: Marcações correspondentes ao ponto médio dos platôs tibiais e maléolos; B: Posicionamento do tornozelo do atleta e da câmera para avaliação do APA; C: APA analisado no software bidimensional (ângulo entre a linha de bissecção da tíbia e haste metálica localizada na cabeça dos metatarsos).



Avaliação do alinhamento dinâmico da pelve (teste da ponte com extensão unilateral de joelho):

Este teste foi utilizado para avaliar a capacidade de estabilização da pelve. Inicialmente, foi afixado no atleta um marcador reflexivo em cada EIAS e o mesmo foi posicionado em decúbito dorsal com os joelhos flexionados. O examinador solicitou ao atleta elevação da pelve e posteriormente a extensão do joelho com sustentação desta posição por 10 segundos e depois o mesmo movimento foi repetido com a outra perna (Figura 3.A). Um câmera filmadora foi posicionada perpendicularmente a maca para capturar o ângulo de queda pélvica (ângulo formado entre a linha que une as EIAS e o plano transversal quantificado no Simi Motion 2D) (Figura 3.B). A assimetria de estabilidade pélvica foi calculada para verificar se a presença de diferenças de estabilização entre lados teria influência na ocorrência da lesão muscular. A assimetria foi operacionalizada pela diferença entre o maior e menor ângulo de queda pélvica, dividido pelo maior ângulo. Este valor foi multiplicado por 100, para obter o percentual de assimetria. Um estudo com o objetivo de determinar a confiabilidade intra-examinador ($CCI_{3,2}$) do alinhamento dinâmico da pelve foi realizado com 30 sujeitos (média de idade de 24,7 anos; massa corporal de 66,9 kg; altura de 1,70 m) e os resultados revelaram valores de 0,82, com erro padrão da medida de $2,38^\circ$ (ANDRADE *et al.*, 2012).

Figura 3.A: Posição para a avaliação do alinhamento dinâmico da pelve. 3.B: vista no plano transverso, ângulo de queda pélvica. B: vista lateral (SANTOS *et al.*, 2013)



Torque isométrico dos músculos rotadores laterais (RL) do quadril:

O atleta foi posicionado em decúbito ventral com o joelho do membro testado fletido a 90°. O dinamômetro manual foi posicionado com o auxílio de uma faixa, na face medial da articulação do tornozelo, a 5 centímetros do maléolo medial (Figura 4). Incentivo verbal foi dado durante a execução do teste. O torque foi obtido pelo produto da medida de força isométrica pela distância do côndilo femoral medial até a localização do dinamômetro manual no momento do teste. Foram realizadas 3 medidas para cálculo da média e o valor de torque foi normalizado pela massa corporal do indivíduo (Nm/kg). A confiabilidade intra e inter-examinador ($CCI_{3,3}$) para essa medida foi determinada em um estudo piloto com seis indivíduos (média de idade de 21,6 anos; massa corporal de 62,2 kg; altura de 1,64 m) e foram encontrados valores de 0,98 e 0,90, respectivamente, com um erro padrão da medida de 0,04 Nm/kg.

Figura 4: Testes de força isométrica dos rotadores laterais do quadril



2.4 Análise estatística

Estatística descritiva foi realizada para caracterizar a amostra em relação as variáveis independentes, demográficas e lesões. Para capturar quais fatores de risco e interações estão associados à ocorrência da lesão muscular foi utilizada a análise de Árvore de Classificação e Regressão (*Classification and Regression Tree-CART*).

A CART é um método multivariado não paramétrico baseado em partições binárias recursivas dos dados até que futuras divisões não sejam possíveis (HONG *et al.*, 2011). Em cada divisão, todas as variáveis independentes são avaliadas e todos os possíveis pontos de corte (no caso de variável contínua) são considerados (BREIMAN *et al.*, 1984). Assim, se estabelece aquele fator que melhor divide os dados em subgrupos (nodos) cada vez mais homogêneos (BREIMAN *et al.*, 1984; LEMON *et al.*, 2003). Os resultados das análises da CART são apresentados como árvore de decisão que são de fácil interpretação clínica, pois facilita a visualização de indivíduos em sub-grupos que compartilham combinações específicas de características clínicas (preditores) e prognóstico similar (desfecho) (HONG *et al.*, 2011; AUGUSTIN *et al.*, 2009). Nesse sentido, as divisões subsequentes a divisão inicial identificam possíveis interações entre as variáveis e a ordem de entrada dos preditores no modelo ilustra hierarquicamente a força de associação entre cada fator e a variável desfecho (LEMON *et al.*, 2003).

A variável desfecho foi dicotomizada em relação a presença e ausência de lesão muscular. Os critérios utilizados para promover as divisões e, conseqüentemente, o desenvolvimento da árvore foram: mínimo de 8 participantes em cada nodo para realizar a divisão; mínimo de 4 participantes para gerar um nodo e um índice Gini de 0.0001 para maximizar a homogeneidade dos nodos. Os custos de classificação considerados simétricos entre as categorias e a probabilidade de ocorrência do estiramento muscular foi baseada em dados da literatura (37% positivo e 63% negativo) (EKSTRAND *et al.*, 2011; WOODS *et al.*, 2002)

A área abaixo da curva *Receiver-Operating Characteristic* (ROC) foi determinada para verificar a acurácia do modelo de classificação. Um nível de significância $\alpha = 0,05$ foi estabelecido para indicar se o modelo identificou de forma acurada as categorias (área abaixo da curva estatisticamente diferente de 0,05). Além disso, foram calculados o risco relativo (RR) e a razão de chances (RC) (*odds ratio- OR*) em cada nodo terminal do modelo para explorar a força de associação dos fatores e suas interações reveladas pela CART.

3 ARTIGOS

3.1 ESTUDO 1

Modelo Relacional entre Capacidade e Demanda para o entendimento das lesões esportivas

Resumo

O modelo tradicional sobre a etiologia das lesões esportivas assume uma associação direta entre os fatores de risco e a ocorrência da lesão. Entretanto, a lesão é inerentemente complexa e depende da interação entre múltiplos fatores relacionados com demanda imposta sobre o atleta e sua capacidade de lidar com a energia mecânica durante a prática esportiva. Os estudos sobre etiologia, baseados neste modelo tradicional, apresentam resultados inconsistentes, pois não consideram essas interações e a complexidade da lesão. Dessa forma, é necessário um novo modelo teórico para guiar a pesquisa científica na área. Este modelo deve ser compatível com as características da lesão esportiva, através da análise das interações e não na identificação isolada dos fatores de risco. Neste sentido, o objetivo deste ensaio teórico será apresentar um modelo para o entendimento do processo de lesão, o qual denominamos Modelo Relacional entre Capacidade e Demanda.

Palavras-chave: lesões esportivas, modelos teóricos, fatores de risco, demanda, capacidade, sistema musculoesquelético.

Introdução

O entendimento adequado de qualquer fenômeno depende de um modelo teórico, o qual tem impacto direto no planejamento e interpretação de investigações científicas¹. Na reabilitação, a escolha de um modelo influencia a prática clínica, pois auxilia na escolha apropriada de procedimentos de avaliação e técnicas de intervenção relacionados ao fenômeno de interesse^{1,2}. A eficiência desse processo de tomada de decisão tanto em relação aos métodos científicos quanto em relação as intervenções clínicas dependem da coerência entre o modelo conceitual e o fenômeno. Dessa forma, no contexto do esporte, a definição de um modelo para o entendimento das lesões esportivas é necessária para guiar a pesquisa científica na área e possibilitar a implementação de intervenções efetivas para prevenção e reabilitação de atletas³. Tradicionalmente, o modelo que norteia o estudo das lesões esportivas pauta-se na suposição de que o atleta possui fatores de risco que o deixam predisposto a lesão, caso ocorra um evento incitante². Neste modelo, os fatores de risco são classificados em dois tipos: intrínsecos e extrínsecos². Os fatores intrínsecos são características internas do atleta (ex: idade, flexibilidade, força, etc.), os quais aumentam sua susceptibilidade a lesão e os fatores extrínsecos são externos ao atletas, como clima, equipamentos e regras². Essa definição sobre fatores de risco deriva da epidemiologia médica, a qual assume que os fatores de risco tem uma associação direta com a ocorrência de uma doença (lesão)^{2,4}. Frequentemente, essas associações são avaliadas em estudos de coorte, nos quais o indivíduo exposto ou não ao fator de risco é acompanhado ao longo do tempo⁵. Entretanto, na maioria dos estudos na área de esportes, as associações encontradas são fracas, pois a cadeia de causalidade é longa e complexa^{2,6,7}. Apesar deste modelo tradicional ter guiado, durante muitos anos, o planejamento de intervenções e o delineamento e as análises de estudos na área^{6,7} ele não captura a natureza complexa da lesão no esporte^{8,9}.

A ocorrência da lesão deve ser vista como resultado da interação complexa entre múltiplos fatores em um determinado período do tempo e contexto^{3,4}. Essa complexidade da lesão esportiva reside na forma das interações entre os múltiplos fatores que podem influenciar a ocorrência da lesão. Essas interações revelam que a simples presença de vários fatores isolados não determina

a lesão, e sim a influência (ou dependência) de um fator em relação a outro^{9,10}. O modelo tradicional de fatores de risco intrínsecos e extrínsecos simplifica e reduz o fenômeno complexo (lesão) em partes (fatores de risco) para então, fazer inferências para explicar como a soma das partes levam ao fenômeno^{9,10}. Neste processo de simplificação, o foco principal está na identificação isolada dos fatores de risco e não na relação entre eles. Este modelo teria, ainda, limitações para explicar como atletas com os mesmos atributos físicos e carga de treinamento apresentam diferenças na frequência e no tipo de lesão¹¹. Tendo em vista a natureza complexa da lesão esportiva e as limitações da abordagem tradicional, torna-se necessário um novo modelo teórico, que seja compatível com as características da lesão esportiva. Neste sentido, o objetivo deste ensaio teórico foi apresentar um modelo para o entendimento do processo de lesão, que denominamos Modelo Relacional entre Capacidade e Demanda (RCD).

Características do Modelo Relacional entre Capacidade e Demanda (RCD)

A complexidade existente no processo de ocorrência da lesão esportiva é uma característica comum em diferentes processos biológicos. No sistema nervoso central, por exemplo, bilhões de neurônios se interagem para formar redes neurais dinâmicas, que possibilitam a emergência da consciência e da criatividade humana¹². Essas características biológicas não são resultado da soma dos neurônios individuais, mas sim da auto-organização derivada das interações não-lineares entre eles¹². Nessas interações não-lineares, pequenas mudanças podem ter grandes e inesperadas consequências (alterações abruptas) e a soma das partes (neurônios) não explica o comportamento do todo (ex: criatividade)¹². Mesmo os processos não biológicos como as crises financeiras, emergem de interações não-lineares entre produção industrial, políticas de governo e comportamento dos consumidores¹³. De forma similar, a literatura reconhece que as lesões esportivas são resultado de interações complexas entre múltiplos fatores⁴. Entretanto, as pesquisas científicas parecem não considerar essas interações e realizam análises de fatores isolados ou de forma aditiva, levando a resultados contraditórios em relação a etiologia das lesões esportivas^{7,9,10}. Assim, a natureza complexa da lesão esportiva requer que o foco dos estudos se mova da identificação isolada de fatores

de risco para a identificação da relação entre fatores que favorecem a emergência de lesão em um determinado contexto.

A lesão esportiva depende de inúmeros fatores relacionados com a capacidade do atleta ou do tecido biológico de suportar a energia mecânica imposta durante a prática esportiva¹⁴. Quando a quantidade ou a taxa de energia mecânica transferida ao corpo ultrapassa o limiar de adaptação do tecido a lesão irá ocorrer¹⁴. Os mecanismos que levam a perda da integridade do sistema musculoesquelético (SME) e por sua vez a lesão tecidual, possuem características similares ao processo de falha estrutural de materiais não-biológicos¹⁵. Essa falha estrutural é melhor entendida pelos princípios da mecânica. De acordo com estes princípios, um material, em uma posição ou movimento específicos, quando entra em contato com o ambiente, sofre a imposição de forças e fluxos de energia mecânica que chegam nas partes desse material em forma de estresses¹⁵. Esses princípios também se aplicam ao SME¹⁶ e para o propósito do modelo RCD, utilizaremos o termo DEMANDA para nos referir a quantidade de estresse imposta ao atleta em um determinado período de tempo ou em um determinado contexto¹¹. A magnitude deste estresse depende do nível da competição ou treinamento, tipo de esporte, existência de atributos físicos que concentram energia em uma determinada parte do corpo, uso de equipamentos e velocidade dos movimentos¹¹. Portanto, o conhecimento dos movimentos específicos do esporte é necessário, uma vez que os padrões de movimento envolvidos na atividade podem impor estresse excessivo ao atleta¹¹. Por exemplo, em atividades que demandam saltos e agachamentos, a existência de um varismo excessivo do antepé está relacionado ao aumento da pronação e da rotação interna de todo o membro inferior¹⁷. Estes movimentos podem gerar aumento da demanda sobre estruturas como LCA e articulação patelo-femoral^{18,19} resultando na ocorrência de lesões. Portanto, o conceito de demanda, considera que o aumento do estresse sobre o SME pode ter origem tanto em fatores internos quanto externos ao atleta¹¹.

A demanda imposta ao corpo do atleta é proveniente de forças internas (ex: forças musculares, articulares, inercias e intersegmentares) e externas (ex: força de reação do solo e de impacto)¹¹. A habilidade do SME em gerar, transferir e dissipar essas forças define CAPACIDADE, no contexto do modelo RCD. Estas forças (energia mecânica) devem ser dissipadas ou transferidas de maneira adequada entre os segmentos e tecidos do corpo, para assim, garantir eficiência do

movimento e integridade estrutural¹¹. Propriedades como resistência muscular, rigidez tecidual, comprimento muscular e força (principalmente excêntrica) conferem ao indivíduo os recursos para gerar, transferir e dissipar energia mecânica, garantindo a resiliência das partes do corpo ao fluxo de energia aplicado¹¹. A proposta central do modelo RCD é que a falha estrutural (tecidual) do corpo ocorre quando a demanda é maior que a capacidade. Portanto, o entendimento da lesão esportiva requer um olhar para fatores que em conjunto tornam a relação capacidade e demanda desfavorável, afetando o potencial do atleta para manter a integridade do SME no contexto de suas atividades¹¹.

A aplicação dos conceitos de capacidade e demanda facilita o entendimento da manutenção da integridade do SME e também de possíveis mecanismos de acúmulo de energia mecânica nos tecidos, que podem levar a lesão musculoesquelética durante a prática esportiva. Neste sentido, o modelo RCD propõe que a lesão é o resultado de um desequilíbrio na relação entre capacidade do indivíduo para dissipar, gerar e transferir energia mecânica (Capacidade) e a quantidade de estresse imposta ao SME durante o desempenho de atividades funcionais (Demanda)¹¹. Modelos similares que propõem a análise da relação entre constructos denominados capacidade e demanda para o entendimento de alguns fenômenos já têm sido utilizados nas áreas de saúde pública e administração hospitalar^{20,21}. Nessas áreas, a resolução de problemas complexos, como excesso de pacientes nas filas de espera em hospitais e o impacto de uma condição de saúde na vida de pacientes e nos serviços de saúde pública estão pautados na análise das capacidades necessárias para lidar com a demanda específica em cada contexto^{20,21}. Neste sentido, essa abordagem aplicada à lesão no esporte tem como foco a relação entre capacidade e demanda e não a análise isolada de fatores causais para resolução de problemas complexos.

A característica central do modelo RCD é que os dois constructos (capacidade e demanda) não podem ser analisados separadamente. A unidade de análise para se avaliar a relevância de fatores que podem favorecer a ocorrência de lesão é a relação capacidade-demanda. Uma relação adequada entre capacidade e demanda garante um fluxo apropriado de energia e, conseqüentemente, a integridade do SME. Entretanto, presença de fatores que, em conjunto, favoreçam uma distribuição inadequada das forças internas e externas no SME, pode elevar o risco para lesão. O aumento do risco estaria associado a concentração excessiva de

energia sobre um tecido ou articulação¹¹. A figura 1-A mostra a unidade capacidade-demanda, que é constituída de vários componentes (fatores) necessários para o equilíbrio do fluxo de energia mecânica. Tais fatores podem contribuir para a capacidade do atleta ou para a demanda imposta dependendo do contexto. Por sua vez, a lesão é caracterizada pela perda da configuração de relações que mantinham a capacidade do indivíduo de lidar com a demanda de energia mecânica imposta ao SME (Figura 1-B). Dessa forma, quanto melhor for o padrão de distribuição de estresse, menor demanda para tecidos e menor será a susceptibilidade para lesão.

Inserir Figura 1A e B

De acordo com o modelo relacional RCD, para considerarmos que um atleta está em risco de lesão, é necessária uma mudança de foco. Ao invés de criar listas de fatores de riscos, temos que avaliar, em situações específicas, quais recursos o atleta deve ter para garantir a capacidade necessária para lidar com suas demandas. Assim, é possível entender as configurações de fatores que, em interação, podem determinar a adaptação ou a lesão de um atleta. Por exemplo, existem evidências de que a fraqueza de glúteo médio gera aumento do valgismo dinâmico do joelho, o qual está associado com a síndrome patelo-femoral^{17,22,23}. Na visão tradicional, quanto menor a força, maior o valgismo e portanto, maior o risco de ocorrência de lesão desses tecidos no joelho. Entretanto, em um contexto específico, se um atleta de voleibol que atua como líbero (não salta, apenas defende) apresentar fraqueza de glúteo médio, mas possuir rigidez passiva adequada dos rotadores laterais (RL) do quadril, durante o agachamento, o mesmo pode não fazer valgismo dinâmico do joelho, pois a rigidez adequada dos RL pode prevenir a rotação medial no fêmur e garantir um bom alinhamento dinâmico dos MMII¹⁷. Em outra situação, em que esse atleta fosse solicitado a saltar, a presença de fraqueza de glúteo médio associada aos saltos poderia levar ao valgismo dinâmico excessivo e, assim, ao aumento de demanda nos tecidos do joelho, mesmo com boa rigidez de RL do quadril. Pode haver ainda uma situação em que a demanda que chega ao joelho é alta, advinda do salto e ou de uma baixa rigidez do quadril. Porém, na presença de uma grande capacidade dos tecidos que recebem essa demanda (e.g força excêntrica do quadríceps adequada) as estruturas do joelho ficam protegidas. Portanto, uma lesão não necessariamente vai ocorrer em

função apenas da presença da fraqueza muscular de glúteo médio, uma vez que o resultado depende da interação do problema identificado com outros fatores. Nesse sentido, o uso do modelo RCD permite um melhor entendimento dos processos relacionados a adaptação ou ao surgimento de lesões.

Implicações do Modelo RCD :

O foco do modelo RCD é propor uma estratégia de investigação da lesão esportiva baseada na relação entre capacidade e demanda. Dentro desse modelo, a não ocorrência de lesão, depende do equilíbrio entre capacidade e demanda, as quais não podem ser entendidas de forma isolada. A demanda que chega aos tecidos não pode ser determinada sem considerar as capacidades do atleta para lidar com o estresse, assim como as capacidades relevantes dependem da demanda imposta. Entretanto, quando ocorre o desequilíbrio entre capacidade e demanda a lesão pode ocorrer. Por exemplo, o varismo excessivo do antepé leva a pronação durante a impulsão, tornando o pé menos rígido para funcionar como uma alavanca e diminuindo a capacidade de gerar força impulsiva durante a corrida²⁴. No sentido de manter a função, maior propulsão é obtida por meio da extensão do quadril²⁵. O glúteo máximo auxilia os isquiossurais a realizar esse movimento e, na presença de fraqueza do glúteo, pode ocorrer um aumento da demanda sobre os isquiossurais^{25,26}. Neste exemplo, variáveis estruturais aumentaram a demanda sobre os isquiossurais, levando ao desequilíbrio na relação entre capacidade e demanda.

Estudos que tentaram identificar fatores de risco para lesões esportivas, como o estiramento dos isquiossurais (EI), tipicamente, demonstram resultados conflitantes e inconclusivos^{6,7,9}. Por exemplo, dados sobre a associação da flexibilidade e força excêntrica dos isquiossurais com ocorrência do estiramento dessa musculatura são inconsistentes^{7,9}. De forma isolada, flexibilidade e força muscular parecem não estar associados com o EI^{6,7,27,28}. Contudo, a baixa flexibilidade dos isquiossurais pode ser relevante para o estiramento apenas se estiver associada a fraqueza excêntrica dessa musculatura, pois o EI ocorre no final da ADM de extensão do joelho, no momento de desaceleração da perna, durante a fase de balanço da corrida²⁵. Isolar apenas dois fatores de risco não permite capturar a influencia entre eles, além da contribuição de outros parâmetros

importantes para a ocorrência da lesão⁹. Ao considerarmos o modelo RCD, o qual assume uma interação entre diferentes fatores e destes com a demanda do esporte, é possível examinar de modo mais compreensivo os mecanismos relacionados à lesão muscular. Portanto, revelar as interações entre os fatores pode auxiliar a reduzir as inconsistências na literatura sobre a etiologia das lesões esportivas.

O modelo conceitual RCD pode ser aplicado para testar hipóteses sobre diversos mecanismos propostos para explicar a ocorrência do EI. Na realidade, o uso do modelo RCD permite desenvolver novas hipóteses a partir de interpretações de resultados inconclusivos já existentes na literatura, como aqueles de Engebresten *et al.*⁶. Neste estudo de coorte com alta qualidade metodológica, foram analisados 76 estiramentos e nenhum dos fatores de risco modificáveis (flexibilidade e força excêntrica de isquiossurais, altura do salto vertical e velocidade de corrida) foram associados ao EI⁶. Entretanto, se analisarmos estes fatores de risco sob a ótica do modelo RCD, podemos identificar as possíveis configurações de relações entre os fatores e o peso que cada um possui dependendo dessas interações e do contexto. Por exemplo: alta velocidade na corrida, só será risco se o atleta apresentar fraqueza excêntrica dos isquiossurais, pois um atleta com alto desempenho na corrida irá necessitar de mais capacidade excêntrica para desacelerar a perna durante a fase de balanço. Outra possível configuração de interações, pode ser que a fraqueza excêntrica dos isquiossurais apenas será relevante para o estiramento, se este fator de risco estiver em interação com idade e lesão pregressa, ou seja, se um atleta acima de 23 anos com história de EI, apresentar fraqueza excêntrica dos isquiossurais, a lesão pode ocorrer. Futuros estudos inspirados pela lógica do modelo RCD serão necessários para avaliar tais hipóteses. A discussão acima mostra, no entanto, que o modelo tradicional que guia estudos como o de Engebretsen *et al.*⁶ é insatisfatório e limita o entendimento amplo da lesão esportiva. Por outro lado, o modelo RCD é coerente com o fenômeno, pois considera as interações inerentes do processo da lesão esportiva.

A dificuldade para encontrar fatores que sejam consistentemente reportados como sendo de risco para a ocorrência de lesões crônicas, como a tendinopatia patelar (TP), é evidente na literatura²⁹. Recentemente, uma revisão sistemática demonstrou alguma evidência para a associação da TP com fatores, tais como massa corporal, IMC, encurtamento e força de quadríceps, desempenho no salto vertical e altura do arco plantar²⁹. Porém, nesta revisão, os autores

encontraram mais de 40 fatores de risco cujas contribuições foram considerados como inconclusivas para a ocorrência de TP. Este resultado revela que o modelo conceitual clássico está falhando em explicar a ocorrência de lesões e a necessidade de um novo modelo é evidente. Provavelmente, muitos dos mais de 40 fatores desconsiderados por van der Worp *et al.*²⁹ poderiam ter contribuições documentadas para a TP, caso fossem considerados de maneira relacional, seguindo a ótica do modelo RCD. Por exemplo, durante o salto vertical, a energia mecânica deve ser transferida de forma equilibrada entre as articulações do tornozelo, joelho e quadril³⁰. Dada a demanda constante de salto no voleibol, se um atleta com volume de treinamento excessivo apresentar redução da ADM de dorso-flexão, a qual diminui a dissipação de energia mecânica na aterrissagem do salto³¹, o atleta pode ter aumento da concentração de carga no joelho ao longo dos treinamentos. A associação desses dois fatores indicariam um aumento de demanda que, caso não seja balanceada pela capacidade do indivíduo em dissipar esta carga, poderia resultar na ocorrência da TP. Na revisão sistemática de van der Worp *et al.*, ADM de dorso-flexão e volume de treinamento foram alguns dos fatores de risco classificados como inconclusivos²⁹. Novamente, o estudo isolado dessas variáveis pode ter impedido a identificação da associação delas com ocorrência da TP. Portanto, a adequação do modelo teórico com o fenômeno de interesse possibilita a formulação de hipóteses científicas coerentes e também guia a escolha das variáveis investigadas e suas interações de acordo com a relação entre a capacidade e demanda do atleta e seu contexto no esporte.

Para o avanço no entendimento sobre fatores de risco e etiologia das lesões no esporte, são necessárias análises que considerem as inter-relações (lineares e não-lineares) entre possíveis variáveis. Recentemente, análises como, a Árvore de Classificação e Regressão (CART), equação estrutural e redes neurais estão sendo utilizadas na área esportiva e podem ser exploradas em estudos prospectivos para o melhor entendimento da lesão no esporte^{17,32,33}. Por exemplo, através da CART foi possível identificar interações não-lineares entre fatores biomecânicos que explicam o aumento do ângulo de projeção frontal do joelho (valgo dinâmico) durante a aterrissagem do salto em atletas¹⁷. Atletas com varismo excessivo do antepé (> 10°) apenas apresentaram aumento do valgo dinâmico do joelho quando possuíam rigidez articular no quadril de moderada a baixa (i.e. amplitude passiva de rotação

medial do quadril de 34° a 47°)¹⁷. Interessantemente, atletas com varismo de antepé abaixo dos 10° também apresentaram aumento do valgismo dinâmico dos joelhos desde que associados a presença de fraqueza dos músculos abdutores de quadril¹⁷. Portanto, neste exemplo a CART demonstrou que determinados fatores só se tornam relevantes para a ocorrência de uma alteração de movimento, com potencial de produzir lesões, em determinadas condições (e.g. varismo de antepé só é problema quando a rigidez do quadril é de moderada a baixa)¹⁷. Frequentemente, múltiplos fatores, em combinações e contextos particulares, são necessários para causar danos ao sistema musculoesquelético. Assim, a ruptura com a abordagem clássica baseada em análises isoladas de fatores de risco é mandatória para o entendimento dos resultados da pesquisa científica e para implementação de intervenções para a prevenção e reabilitação de lesões no esporte.

Conclusão

O entendimento da lesão esportiva não está na identificação de uma lista de fatores que podem estar isoladamente associados a ocorrência de uma lesão esportiva, mas sim na análise da relação entre capacidade e demanda. Dentro desse contexto, é proposto que a lesão ocorre devido a um desequilíbrio nesta relação. Para prevenir ou tratar lesões no esporte, é necessária a caracterização da demanda imposta ao SME durante a prática esportiva e a análise de quais recursos garantem a capacidade necessária para lidar com essa demanda específica. Dessa forma, uma base científica coerente com fenômeno pode ser estabelecida, permitindo o desenvolvimento de estudos sobre a etiologia das lesões esportivas, os quais irão impactar em intervenções assertivas tanto na reabilitação quanto na prevenção.

Referências

- 1- Portney LG and Watkins MP. The Role of Theory in Clinical Practice. In Foundations of Clinical Research: Applications to Practice. 2009. 3^a Ed. Pearson Education, New Jersey.
- 2-Meeuwisse WH. Assessing causation in sport injury: a multifactorial model. Clinical journal of sport medicine. 1994; 4(3):166, 1994.
- 3-Van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HCG. Incidence, Severity, Aetiology and Prevention of Sports Injuries. A Review of Concepts. Sports Medicine. 1992;14(2): 89-99.
- 4-Lysens R, Steverlynck A, van den Auweele Y, Lefevre J, Renson L, Clasesens A, Ostyn M. The Predictability of Sports Injuries. Sports medicine. 1984;1: 6-10
- 5-Meeuwisse WH, Hugh Tyreman, Hagel B, Emery C. A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. Clinical journal of sport medicine. 2007; 17(3): 215- 219.
- 6-Engebretsen AG, Myklebust G, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Intrinsic Risk Factors for Hamstring Injuries Among Male Soccer Players : A Prospective Cohort Study. Am J Sports Med. 2010; 38: 1147.
- 7-Freckleton G, Pizzari T. Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. British journal of sports medicine. 2013; 47(6):351-358.
- 8-Gissane C, White O, Kerr K, Jennings D. An operational model to investigate contact sports injuries. Medicine and science in sports and exercise. 2001; 33(12):1999-2003.
- 9-Mendiguchia J, Alentorn-Geli E, Brughelli M. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? British journal of sports medicine. 2012; 46(2):81-85.
- 10-Quatman CE, Quatman CC, Hewett TE. Prediction and prevention of musculoskeletal injury: a paradigm shift in methodology. British journal of sports medicine. 2009; 43(14): 1100-1107.
- 11-Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, et al. Integration of Stress and Their Relationship to the Kinetic Chain. in Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation. 2007:476. Saunders Elsevier, St. Louis.
- 12- Coffey DS. Self-organization, complexity and chaos: The new biology for medicine. Nature Medicine. 1998; 4(8):882-885.
- 13-Farmer JD, Gallegati M, Hommes C, et al. A complex systems approach to constructing better models for managing financial markets and the economy. Eur.

Phys. J. Special Topics. 2012; 214:295–324.

14-Fuller CW, Ekstrand J, Junge A. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Br J Sports Med.* 2006; 40:193-201.

15-Griffiths AA. The theory of rupture and flow in solids. *Trans Roy Soc Lond.* 1920;221:163.

16-Glazier PS and Davids K. Constraints on the complete optimization of human motion. *Sports Med.* 2009; 39(1): 15-28.

17- Bittencourt NFN, Ocarino JM, Mendonça LDM, Hewett TE, Fonseca ST. Foot and hip contribution to high frontal plane knee projection angle in athletes: A classification and regression tree approach. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42: 996-1004.

18- Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639-646.

19- 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;33(4):492-501.

20-Verbrugge LM and Jette AM. The Disablement process. *Soc.Sci.Med.*1994; 38(1):1-14.

21- Murray M, Berwick DM. Advanced access: reducing waiting and delays in primary care. *JAMA;* 289(8): 1035-1040.

22-Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The Effects of Isolated Hip Abductor and External Rotator Muscle Strengthening on Pain, Health Status, and Hip Strength in Females With Patellofemoral Pain: A Randomized Controlled Trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(1): 22-29.

23-Prins MR, van der Wurff P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2009;55:9-15.

24- Genova JM, Gross MT. Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000; 30(11): 664-675.

25-Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *J Biomech.* 2007;40:355–62.

26- Wagner T, Behnia N, Ancheta WL, Shen R, Farrokhi S, Powers CM. Strengthening and neuromuscular reeducation of the gluteus maximus in a triathlete with exercise-associated cramping of the hamstrings. *Journal of Orthopaedic and*

Sports Physical Therapy. 2010;40(2): 112-119.

27-Bennell K, Wajswelner H, Lew P, et al. Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *Br J Sports Med.* 1998;32:309–14.

28-Rolls A, George K. The relationship between hamstring muscle injuries and hamstring muscle length in young elite footballers. *Phys Ther Sport.* 2004;5:179–87.

29- van der Worp H, van Ark M, Roerink S, Pepping GJ, van den Akker-Scheer I, Zwerver J. Risk factors for patellar tendinopathy: a systematic review of the literature. *Br J Sports Med.* 2011;45:446-542.

30-Vanezis A and Lees A. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics.* 2005; 48(11):1594 – 1603.

31-Malliaras P, Cook JL, Kent P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 2006; 9: 304—309.

32-Pfeiffer M, Hohmann A. Application of neural networks in training science. *Human Movement Science.* 2012; 31: 344-359

33-Nguyen A, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A Preliminary Multifactorial Approach Describing the Relationships Among Lower Extremity Alignment, Hip Muscle Activation, and Lower Extremity Joint Excursion. *Journal of Athletic Training* 2011;46(3):246-256

FIGURAS

Figura 1

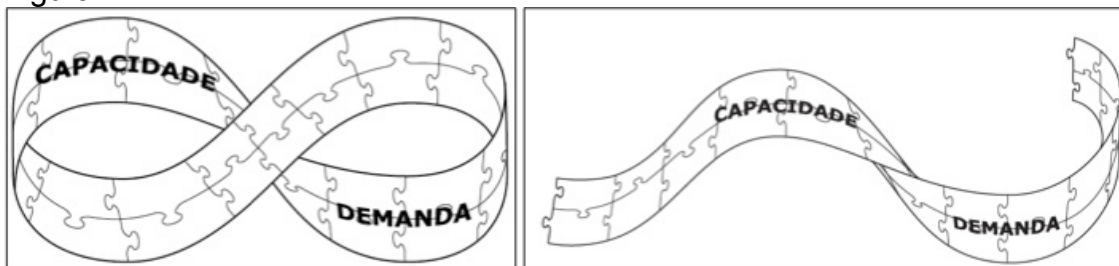


Figura 1-A: Unidade Capacidade-Demanda, constituída de vários componentes necessários para o equilíbrio do fluxo de energia mecânica.

Figura 1-B: Ruptura da unidade Capacidade-Demanda, perda das configurações de relações que mantinham a capacidade do indivíduo de lidar com a demanda de energia mecânica imposta ao SME.

3.2 ARTIGO 2

Contribuições de fatores não locais para a ocorrência de lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol.

Resumo

Fatores de risco relacionados a pelve, quadril e pé (não locais) podem contribuir para o aumento da demanda na região da coxa e conseqüentemente influenciar a ocorrência de lesões musculares nesta região. Neste sentido o objetivo deste estudo foi investigar a contribuição de fatores não locais para a ocorrência de lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol. Foram avaliados e acompanhados, prospectivamente, 102 atletas jovens de futebol. A avaliação pré-temporada incluiu os seguintes testes: alinhamento dinâmico da pelve, posição da primeira resistência de rotação medial do quadril, torque isométrico dos rotadores laterais (RL) do quadril e alinhamento perna-antepé (APA). A árvore de classificação e regressão (CART) selecionou o torque dos RL do quadril, assimetria de estabilidade pélvica e assimetria do APA como preditores para as lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol. O modelo da CART apresentou 76,5% de sensibilidade) e 88,2% de especificidade. A área abaixo da curva ROC foi de 0,88 (95% IC: 0,81-0,96; erro padrão 0,03; $p < 0,0001$). Esses valores revelaram que a classificação dos atletas em relação a ocorrência ou não de lesão muscular não foi ao acaso. A combinação de fatores relacionados a pelve, quadril e pé foi determinante para a ocorrência de lesões musculares em atletas jovens de futebol. O torque alto dos RL do quadril foi fator de proteção para a lesão muscular. Dessa forma, intervenções para prevenção e reabilitação das lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol devem incluir exercícios para os RL do quadril, assim como redução das assimetria do antepé e de estabilidade pélvica.

Palavras-chave: lesão muscular, fator de risco, futebol

Introdução

O estiramento muscular é a lesão mais comum em jogadores de futebol e apresenta alta taxa de recidiva^{1,2}. Estudos sobre fatores de risco para a lesão muscular têm focado em características antropométricas dos atletas e em fatores específicos do próprio grupo muscular lesionado (e.g. força e flexibilidade)^{3,4}. Encurtamento e força excêntrica dos isquiossurais, são fatores frequentemente associados a lesão dessa musculatura^{2,5}. Entretanto, uma meta-análise sobre fatores de risco para estiramento dos isquiossurais não confirmou essa associação⁶. Essas inconsistências podem ser explicadas pela tendência em avaliar características específicas do grupo muscular lesionado e não considerar outros fatores que, mesmo anatomicamente distantes do local da lesão (denominados fatores não locais), podem sobrecarregar a estrutura lesada^{7,8}. Alguns estudos demonstram a associação de fatores não locais, relacionados ao quadril e ao pé, com a ocorrência de diferentes lesões nas regiões do joelho e da coluna^{9,10}. A contribuição desses fatores não locais para a ocorrência dessas lesões, possivelmente, se deve ao fato de que esses fatores podem impor um aumento da demanda sobre o tecido lesionado. Nesse sentido, o papel de fatores não locais no processo de produção de lesões deve ser investigado para o melhor entendimento sobre a ocorrência das lesões musculares.

A realização de movimentos específicos do futebol, como chutes, corridas e dribles depende da produção e transferência adequadas de energia mecânica entre os segmentos corporais^{11,12,13}. Esses movimentos são gerados pela interação de várias forças, originadas de estruturas do corpo, anatomicamente, próximas ou distantes desse segmento¹⁴. Durante a prática do futebol, por exemplo, a velocidade da bola durante o chute é influenciada pelas ações dos músculos do tronco e do

quadril e não apenas pelos extensores do joelho¹¹. Assim, a análise das lesões esportivas deve considerar toda a cadeia cinética¹³. De acordo com essa perspectiva, alterações do padrão de movimento e/ou força de um segmento corporal pode sobrecarregar outros segmentos corporais do atleta^{8,15}. Infelizmente, ainda não existem evidências sobre quais fatores não locais poderiam contribuir para a lesão dos principais músculos da região da coxa, como os adutores, reto femoral e isquiossurais.

Fatores de risco locais analisados através de valores relacionados a assimetria (ex: força, flexibilidade e alinhamento) tem sido associados com lesões musculares, ao contrário da análise de valores absolutos, os quais não demonstraram associação significativa com lesão^{2,18}. Esses resultados devem ao fato dos efeitos negativos da aplicação assimétrica de sobrecarga em um dos membros de forma repetida e prolongada durante a prática esportiva¹⁹. Por exemplo: aumento da pronação unilateral, provocado pelo mau alinhamento assimétrico do antepé, pode causar mudanças biomecânicas nos dois membros inferiores²⁰. Da mesma forma, a assimetria dos fatores não locais também pode contribuir para as lesões musculares na coxa, pois a quantidade ou taxa de energia mecânica transferidas de forma assimétrica entre os membros inferiores podem estar relacionada com aumento da demanda nos tecidos do sistema musculoesquelético¹⁹.

Durante a prática do futebol, a capacidade de estabilização pélvica e de produção de força no quadril permitem eficiência na transferência de energia mecânica para os membros inferiores^{12,13}. Por outro lado, uma redução dessa capacidade poderia aumentar a demanda de energia mecânica transferida ao tecidos do membro inferior e, assim, aumentar a susceptibilidade dos mesmos à

lesão^{13,16}. Outros segmentos corporais também podem contribuir para o aumento da sobrecarga nos membros inferiores. O mau alinhamento do antepé está associado a disfunções no quadril e a pronação excessiva da articulação subtalar tem sido relacionado com a síndrome patelo-femoral^{9,17}. Tendo em vista esses resultados, a associação destes fatores não locais relacionados a pelve, quadril e pé com lesões musculares deve ser analisada. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi investigar a contribuição de fatores não locais para a ocorrência de lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol.

Métodos

Neste estudo prospectivo, foram convidados a participar os atletas das categorias juvenil (sub- 17) e júnior (sub-20) de duas equipes de futebol de Belo Horizonte. Cento e cinquenta e dois atletas aceitaram o convite e foram acompanhados ao longo da temporada de 2012 (fevereiro a dezembro). Atletas em tratamento fisioterapêutico em decorrência a cirurgia ou lesão nos membros inferiores na data da avaliação pré-temporada foram excluídos (n=2). A amostra foi caracterizada, ainda, em relação a massa corporal, altura dos atletas, posição de jogo e a dominância de membros inferiores. Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais (nº ETIC 493/2009).

Todos os atletas foram submetidos a uma avaliação pré-temporada. Foram realizados cinco testes em forma de circuito, com duração máxima de 60 minutos: (1) questionário de lesões pregressas; (2) posição de primeira resistência de rotação medial (RM) do quadril; (3) alinhamento perna-antepé (APA); (4) alinhamento dinâmico da pelve (teste da ponte) e (5) torque isométrico dos rotadores laterais (RL) do quadril.

Ao longo da temporada, foi realizado o registro das lesões musculares ocorridas. Lesão muscular foi definida como “estiramento traumático ou lesão por sobrecarga em um músculo, tornando o atleta incapaz de participar de jogos e/ou treinos”¹. Lesões mecânica-estruturais, como ruptura muscular completa ou parcial, e lesões funcionais, como dor induzida por fadiga e câimbras, foram incluídas no grupo de lesão muscular. Por outro lado, contusões, hematomas e lesões tendíneas não foram consideradas como lesões musculares¹. Todas as lesões musculares foram registradas pelo fisioterapeuta e diagnosticadas pelo médico da equipe, baseado em exame clínico. A definição de lesão muscular e a metodologia de registro das lesões, usadas no presente estudo, foram similares a de outros estudos da literatura^{1,2,3}.

Um questionário adaptado da FIFA foi utilizado para registro de lesões, o qual possui a mesma definição de lesão do presente estudo²¹. Este questionário permitiu a caracterização do perfil de lesões pregressas, incluindo histórico de intervenções cirúrgicas e história de lesão muscular.

A posição de primeira resistência de RM do quadril foi avaliada com o atleta posicionado em decúbito ventral na maca, com a pelve estabilizada por uma faixa e foi solicitado a posicionar a articulação do joelho a 90° de flexão. O movimento passivo de rotação medial de quadril, produzido pelo peso da perna e pé do atleta, foi permitido pelo examinador até que a tensão das estruturas passivas e musculares do quadril interrompessem este movimento. A posição de primeira resistência de rotação medial do quadril foi mensurada, com um inclinômetro (Starrett®) posicionado em uma marcação realizada a 5 cm distal a tuberosidade anterior da tíbia (Figura 1.A). A medida foi descartada e repetida se o avaliador percebesse qualquer contração muscular visualmente ou por meio de palpação²².

Foram realizadas 3 medidas para cálculo da média e esse valor foi normalizado pela massa corporal do atleta para permitir a comparação entre os indivíduos (graus/kg). A confiabilidade intra e inter-examinador ($CCI_{3,3}$) foi determinada em um estudo piloto com seis indivíduos (média de idade de 22,4 anos; massa corporal de 64,7 kg; altura de 1,67 m) e foram obtidos valores de 0,99 para ambas análises e um erro padrão da medida de 0,55°.

Torque isométrico dos músculos rotadores laterais (RL) do quadril foi mensurado com o atleta em decúbito ventral e com o joelho do membro testado fletido a 90°. O dinamômetro manual foi posicionado com o auxílio de uma faixa, na face medial da articulação do tornozelo, a 5 centímetros do maléolo medial (Figura 1.B). Incentivo verbal foi dado durante a execução do teste. O torque foi obtido pelo produto da medida de força isométrica pela distância do côndilo femoral medial até a localização do dinamômetro manual no momento do teste. Foram realizadas 3 medidas para cálculo da média e o valor de torque foi normalizado pela massa corporal do indivíduo (Nm/kg). A confiabilidade intra e inter-examinador ($CCI_{3,3}$) para essa medida foi determinada em um estudo piloto com seis indivíduos (média de idade de 21,6 anos; massa corporal de 62,2 kg; altura de 1,64 m) e foram encontrados valores de 0,98 e 0,90, respectivamente, com um erro padrão da medida de 0,04 Nm/kg.

Inserir figura 1A e B

O APA foi avaliado com o atleta em decúbito ventral em uma maca e foi determinada a bissecção da perna a partir do ponto médio entre os platôs tibiais e entre os maléolos. Para indicar o alinhamento do antepé, uma haste metálica foi colocada na região metatarsfalangeana com auxílio 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 digital (Nikon®). Em seguida, com o auxílio de um goniômetro universal (Carci ®), o avaliador posicionou o pé do atleta a 90° de dorsiflexão de tornozelo, solicitando ao mesmo manter ativamente essa posição para tirar a foto. Foram realizadas três medidas e cada foto foi analisada posteriormente em um *software* de análise bidimensional (*SIMI Motion 2D*) para se determinar a média do ângulo referente ao alinhamento tíbia-antepé (ângulo entre a linha de bissecção da tíbia e haste metálica- Figura 2)²³. A assimetria do APA entre pernas foi calculada para verificar se a aplicação assimétrica de sobrecarga em um dos membros teria influencia na ocorrência da lesão muscular. Assimetria foi operacionalizada como a diferença entre o maior e menor ângulo, dividido pelo maior ângulo. Este valor foi multiplicado por 100, para obter o percentual de assimetria. Um estudo piloto com o objetivo de determinar a confiabilidade intra e interexaminador (CCI_{3,3}) do APA foi realizado com 10 sujeitos (média de idade de 22,1 anos; massa corporal de 64,3 kg; altura de 1,65 m) e os resultados revelaram valores de 0,93 e 0,90, respectivamente, com erro padrão da medida de 2,47°.

Inserir Figura 2

O teste da ponte com extensão unilateral de joelho foi utilizado para avaliar a capacidade de estabilização da pelve²⁴. Inicialmente, foi afixado no atleta um marcador reflexivo em cada EIAS e o mesmo foi posicionado em decúbito dorsal com os joelhos flexionados. O examinador solicitou ao atleta elevação da pelve e posteriormente a extensão do joelho com sustentação desta posição por 10 segundos e depois o mesmo movimento foi repetido com a outra perna. Um câmera filmadora foi posicionada perpendicularmente a maca para capturar o ângulo de queda pélvica (ângulo formado entre a linha que une as EIAS e o plano transversal

quantificado no Simi Motion 2D) (Figura 3). A assimetria de estabilidade pélvica foi calculada para verificar se a presença de diferenças de estabilização entre lados teria influencia na ocorrência da lesão muscular. A assimetria foi operacionalizada pela diferença entre o maior e menor ângulo de queda pélvica, dividido pelo maior ângulo. Este valor foi multiplicado por 100, para obter o percentual de assimetria. Um estudo com o objetivo de determinar a confiabilidade intra-examinador (CCI_{3,2}) do alinhamento dinâmico da pelve foi realizado com 30 sujeitos (média de idade de 24,7 anos; massa corporal de 66,9 kg; altura de 1,70 m) e os resultados revelaram valores de 0,82, com erro padrão da medida de 2,38^o²⁴.

Inserir figura 3

Análise estatística

A estatística descritiva foi realizada para caracterizar a amostra em relação as variáveis independentes, demográficas e lesões. Para capturar quais fatores de risco e interações estão associados à ocorrência da lesão muscular foi utilizada a análise de Árvore de Classificação e Regressão (*Classification and Regression Tree- CART*).

A CART é um método multivariado não paramétrico baseado em partições binárias recursivas dos dados até que futuras divisões não sejam possíveis²⁵. Em cada divisão, todas as variáveis independentes são avaliadas e todos os possíveis pontos de corte (no caso de variável contínua) são considerados²⁶. Assim, se estabelece aquele fator que melhor divide os dados em subgrupos (nodos) cada vez mais homogêneos²⁶. Os resultados das análises da CART são apresentados como árvore de decisão que são de fácil interpretação clínica, pois facilita a visualização de indivíduos em subgrupos que compartilham combinações específicas de características clínicas (preditores) e prognóstico similar (desfecho)²⁵. Nesse

sentido, as divisões subsequentes a divisão inicial identificam possíveis interações entre as variáveis e a ordem de entrada dos preditores no modelo ilustra hierarquicamente a força de associação entre cada fator e a variável desfecho²⁵.

A variável desfecho foi dicotomizada em relação a presença e ausência de lesão muscular. Os critérios utilizados para promover as divisões e, conseqüentemente, o desenvolvimento da árvore foram: mínimo de 8 participantes em cada nodo para realizar a divisão; mínimo de 4 participantes para gerar um nodo e um índice Gini de 0.0001 para maximizar a homogeneidade dos nodos. Os custos de classificação considerados simétricos entre as categorias e a probabilidade de ocorrência do estiramento muscular foi baseada em dados da literatura (37% positivo e 63% negativo)^{1,27}.

A área abaixo da curva *Receiver-Operating Characteristic* (ROC) foi determinada para verificar a acurácia do modelo de classificação. Um nível de significância $\alpha = 0,05$ foi estabelecido para indicar se o modelo identificou de forma acurada as categorias (área abaixo da curva estatisticamente diferente de 0,05). Além disso, foram calculados o risco relativo (RR) e a razão de chances (RC) (*odds ratio- OR*) em cada nodo terminal do modelo para explorar a força de associação dos fatores e suas interações reveladas pela CART.

Resultados

Ao longo do ano de acompanhamento do estudo, 11 atletas foram transferidos de clube, caracterizando 7% de perda da amostra. Os atletas que tiveram outras lesões com a data de ocorrência antes das lesões musculares foram excluídos para garantir que no grupo não lesão muscular não houvesse fator de confusão (n=34). Além disso, 2 atletas com lesão muscular no gastrocnêmio e um

atleta com lesão muscular recidiva foram excluídos. Dessa forma, o modelo final da CART apresentou 102 atletas, sendo 85 sem lesão atual (muscular ou outro tecido) e 17 atletas com lesão muscular na região da coxa.

A frequência de lesão muscular foi de 14,2% (n=20) nos atletas jovens de futebol. Os músculos acometidos foram: adutor (45%, n=9), isquiossurais (35%, n=7), reto femoral (10%, n=2) e gastrocnêmio (10%, n=2).

Os valores dos dados demográficos e das variáveis independentes coletados na amostra total e para o subgrupo de atletas com e sem lesão muscular são apresentados na tabela 1.

Inserir tabela 1

A CART revelou três preditores para lesão muscular: torque dos RL do quadril, assimetria de estabilidade pélvica e assimetria do APA (Figura 4). O torque dos RL de quadril foi a primeira variável selecionada. Atletas com torque acima de 0,45 Nm/kg não apresentaram lesão muscular (nodo 2: 97%, n=34). Entretanto, para aqueles indivíduos com o toque abaixo 0,45 Nm/kg, o modelo selecionou as variáveis de assimetria de estabilidade pélvica e APA. Torque dos RL de quadril abaixo de 0,45 Nm/kg, mesmo na ausência de assimetria de pelve (< 5%) foi associado a lesão muscular em quatro atletas (nodo 3: 67%). Ao contrário, o torque dos RL do quadril abaixo de 0,45Nm/kg, mesmo associado a assimetria pélvica maior do que 5% não foi associado a ocorrência de lesão muscular, pois neste subgrupo os atletas que apresentaram assimetria do APA abaixo de 25% não tiveram lesão muscular (nodo 5: 100%, n=14). Similarmente, o torque abaixo de 0,45 Nm/kg, associado a uma assimetria do APA acima de 25,5%, não foi risco para a lesão muscular, pois neste subgrupo a assimetria pélvica estava entre 5 e 18,5% (nodo 7: 100%, n=8). Apesar da assimetria do APA acima de 25,5% e assimetria de

estabilidade pélvica acima de 18,5%, os atletas do nodo 10 não apresentaram lesão muscular, pois o torque dos RL do quadril estava entre 0,34 e 0,45 Nm/Kg (86%, n=19). Finalmente, a assimetria do APA acima de 25,5% e assimetria pélvica acima de 18,5% foram preditoras para a lesão muscular quando associadas ao torque dos RL do quadril abaixo de 0,34 Nm/kg (nodo 9: 52%, n=9).

Inserir figura 4

O modelo da CART fez a predição correta de 13 dos 17 atletas com lesão muscular (76,5% de sensibilidade) e 75 dos 85 atletas sem lesão muscular (88,2% de especificidade). A predição total do modelo foi de 86,3% e a área abaixo da curva ROC foi de 0,88 (95% de Intervalo de Confiança: 0,81-0,96; erro padrão 0,03; $p < 0,0001$). Esses valores revelaram que a classificação dos atletas em relação a ocorrência ou não de lesão muscular não foi ao acaso. Para os nodos terminais foi calculado o risco relativo (RR) e a razão de chances (RC) (*Odds Ratio*) para indicar a força de associação (predição). Entretanto, nos nodos 5 e 7 não foi possível realizar esse cálculo, devido a presença do valor zero em uma das categorias dos nodos (Tabela 2).

Inserir tabela 2

Discussão

Nossos resultados demonstraram que a combinação de torque baixo dos RL de quadril, assimetria de estabilidade pélvica e do mau alinhamento perna-antepé está associada com a ocorrência de lesão muscular na coxa em atletas jovens de futebol. O modelo da CART classificou acuradamente 76% dos atletas com lesão muscular e 88% dos atletas sem lesão muscular. Torque dos RL de quadril abaixo de 0,34 Nm/kg, assimetria de estabilização pélvica acima de 18,5% e assimetria do

APA acima de 25,5% foram fortemente associados com lesão muscular. Por outro lado, o torque dos RL do quadril acima de 0,45 Nm/kg foi fator de proteção para 40% dos 85 atletas sem lesão muscular na coxa. Portanto, os resultados apresentados pela CART revelaram que fatores não diretamente associados aos músculos lesionados contribuem para a ocorrência de lesões musculares na região da coxa em atletas de futebol.

O torque dos RL de quadril foi o primeiro preditor selecionado pela CART. Os resultados indicam que um torque alto dos RL parece ser um fator de proteção para lesão muscular. Atletas com torque dos RL do quadril acima de 0,45 Nm/kg tiveram 8,3 vezes mais chance de não apresentar lesão muscular (nodo 2). Além disso, nos atletas com torque de RL entre 0,34 e 0,45 Nm/kg (torque relativamente alto), mesmo na presença de grandes assimetrias no APA (>25,5%) e na capacidade de estabilização pélvica (queda pélvica na ponte >18,5%) não houve uma tendência para a ocorrência de lesão muscular (nodo 10). Da mesma forma, Mendonça *et al.* demonstraram que atletas saltadores com valores de torque dos RL de quadril acima de 0,31 Nm/kg associado a ADM de dorso-flexão acima de 42° tiveram 12 vezes menor probabilidade de apresentar tendinopatia patelar²⁸. Além disso, Wagner *et al.* demonstraram que o fortalecimento do glúteo máximo reduziu de forma significativa a sobrecarga (câimbras) dos isquiossurais²⁹. Portanto, nossos resultados reforçam a importância de força adequada dos RL de quadril para a redução da probabilidade de lesão muscular na coxa.

No presente estudo, indivíduos com baixo torque dos RL tiveram, dependendo da presença de outros fatores, uma maior chance de ocorrência de lesão muscular. Os RL do quadril, principalmente o glúteo máximo, fazem parte do complexo tronco-pelve-quadril, o qual é essencial para a adequada produção e

transferência de energia mecânica aos membros inferiores durante as atividades esportivas^{12,30,31}. Neste sentido, a presença de fraqueza dos RL do quadril pode aumentar a demanda de energia mecânica sobre diferentes tecidos do membro inferior. Evidências recentes confirmam essa hipótese, pois a fraqueza dos RL do quadril tem sido associada com lesões nos membros inferiores em atletas, tanto em estudos prospectivos quanto em estudos transversais^{15,32,33}. Os nossos resultados demonstraram que atletas com torque dos RL do quadril abaixo de 0,45Nm/kg associado com assimetria pélvica abaixo de 5% tiveram 4,9 mais chance de lesão muscular. Interessantemente, a assimetria pélvica (>18,5%) associado a assimetria do APA (>25,5%) só foram relevantes para lesão muscular quando os atletas apresentaram torque dos RL de quadril abaixo de 0,34 Nm/kg. O risco relativo (RR) indicou que atletas com esse perfil tiveram 5,6 vezes mais chance de lesão muscular (nodo 9). Ao contrário, atletas com torque acima desse ponto de corte não apresentaram lesão muscular, mesmo com o mesmo perfil de assimetria. Dessa forma, o nosso estudo demonstrou a influência do torque baixo dos RL de quadril nas lesões musculares na região da coxa em atletas de futebol.

A assimetria de estabilidade pélvica, representa no nosso estudo, a capacidade de estabilização da pelve nos atletas de futebol e esta variável foi selecionada como um dos preditores pelo modelo da CART. Mesmo com torque abaixo de 0,45 Nm/kg, e assimetria do APA acima de 25,5%, atletas com assimetria de estabilidade pélvica entre 5% e 18,5% foram classificados no grupo não lesão muscular (nodo 7). Santos *et al.*, em um estudo transversal, encontraram assimetria pélvica em 68 atletas de futebol, utilizando o mesmo protocolo de avaliação do presente estudo³⁴. Baseado nos valores observados no presente estudo e no estudo de Santos *et al.*,³⁴ uma certa magnitude de assimetria pode ser comum em

jogadores de futebol, sem impactar negativamente na performance ou na probabilidade de lesão. Entretanto, a interação do aumento da assimetria pélvica ($>18,5\%$) com a fraqueza dos RL do quadril ($<0,34\text{Nm/kg}$) e assimetria do APA ($>25,5$) foi preditora para lesão muscular (nodo 9). Nesta situação, a baixa capacidade de estabilização pélvica, proveniente do complexo tronco-pelve-quadril pode resultar em uma maior necessidade de produção e dissipação de força pelos grande músculos do membro inferior durante atividades esportivas^{16,37}. Esse aumento da demanda local na região da coxa durante a prática repetida dos movimentos de chute, corrida e dribles pode aumentar a probabilidade de lesão muscular dos isquiossurais e adutores.

Um outro fator identificado no presente estudo que pode contribuir para a ocorrência de estiramentos da região da coxa foi a presença de assimetria do APA. Assimetria do alinhamento perna-antepé (APA) no sentido de varismo pode causar pronação assimétrica entre membros²⁰. Essa pronação assimétrica durante a marcha gera queda pélvica e aumento do momento adutor externo no joelho e quadril contralateral ao lado do mau alinhamento²⁰. Essas alterações cinemáticas estão relacionadas com dores na região lombar e podem explicar sobrecarga desigual nos membros inferiores, como osteoartrite unilateral no joelho^{36,37}. A assimetria de variáveis biomecânicas tem sido encontrada em população de atletas, mas a associação com lesões ainda não é evidente¹⁹. Neste sentido, nossos resultados indicam que a presença de assimetria do mau alinhamento do ângulo perna-antepé e da capacidade de estabilização pélvica apenas foi associada a lesão muscular nos membros inferiores, quando outras alterações do SME foram identificadas (i.e. fraqueza muscular dos RL do quadril).

Cinquenta e três por cento dos atletas com lesão muscular apresentaram o

perfil de baixa capacidade de estabilização pélvica (assimetria pélvica >18,5%), associado a fraqueza dos RL de quadril (média do torque = 0,28Nm/kg) e a assimetria do APA acima de 25,5%. Neste subgrupo de 9 atletas com lesão muscular, 7 lesões foram no adutor e 2 nos isquiossurais. A assimetria do APA nesses atletas foi caracterizada por valores maiores do APA na perna não lesionada em relação a perna lesionada (e.g. 33° x 14°). Resende *et al.* demonstraram que a pronação unilateral aumentou o momento externo adutor no quadril contralateral²⁰. O mecanismo de lesão do estiramento do adutor, está associado a produção de força excessiva desta musculatura na perna que recebe a descarga de peso durante as fases de aceleração e desaceleração, no momento dos dribles com mudança de direção³⁸. Neste sentido, se a perna oposta a lesão apresentar varismo de antepé excessivo, a pronação assimétrica dessa perna irá ocorrer durante o drible, levando a rotação externa e adução na perna lesionada (oposta ao mau alinhamento do APA). Para desacelerar esses movimentos é necessário a ação dos adutores, que também agem como rotadores internos, e a ação dos abdutores do quadril. Como os rotadores laterais estão fracos e parte deste grupo muscular também auxilia na abdução do quadril, ocorrerá maior necessidade de produção de força pelos adutores na perna lesionada. Dessa forma, a lesão do adutor pode ser explicada pelo antepé varo excessivo oposto a perna da lesão, associado a baixa capacidade de estabilização e de produção de força do complexo tronco-pelve-quadril.

Os resultados do nosso estudo devem ser interpretados com cautela, uma vez que o número de lesões musculares foi reduzido (n=17). A frequência de lesão muscular (14%) em atletas jovens de futebol identificada pelo nosso estudo foi similar ao estudo prospectivo (13%) de Cloke *et al.*, que acompanhou por 5 anos, 12.306 atletas jovens de futebol³⁹. Igualmente ao nosso estudo, os músculos mais

acometidos foram: isquiossurais, adutores e reto femoral³⁹. Entretanto, em relação a população de jogadores de futebol adulto, a frequência de lesão muscular é maior. Ekstrand *et al.* encontrou 31% de lesões musculares em 2299 atletas durante o acompanhamento de 9 temporadas do campeonato europeu de futebol¹. Fousekis *et al.* acompanharam, prospectivamente, 100 atletas profissionais de futebol e a frequência de lesão muscular foi de 38%². Dessa forma, os nossos resultados devem ser aplicados na população de atletas jovens e futuros estudos devem investigar a contribuição de fatores de risco não locais para a ocorrência de lesão muscular na coxa em jogadores adultos de futebol.

Similarmente ao nosso estudo, Fousekis *et al.* analisaram, prospectivamente, 16 estiramentos de isquiossurais e demonstraram que assimetria de força excêntrica desse grupo muscular (OR=3,8) e a assimetria de comprimento de membros (OR=3,8) foram preditoras para essa lesão muscular². Apesar do pequeno número de lesões, ambos os estudos conseguiram identificar fatores de risco modificáveis para lesões musculares, em contraste com estudos que analisaram um maior número de lesões (n=76), como o de Engebretsen *et al.*, os quais apenas identificaram fatores de risco não-modificáveis para as lesões musculares (lesão prévia e idade)^{3,4}. A diferença nesses resultados pode estar relacionada a análise de fatores não locais e da assimetria das variáveis preditoras. Portanto, assimetrias funcionais e estruturais devem ser investigadas, pois podem alterar parâmetros biomecânicos dos membros inferiores durante a produção excessiva e desequilibrada de forças em atividades esportivas explosivas, como chutes e dribles no futebol^{2,19}.

As interações preditivas identificadas pela CART, associadas aos pontos de corte de cada variável, podem ser utilizados para identificar os atletas em risco de

lesão muscular e que se beneficiariam de intervenções preventivas para a redução da ocorrência deste tipo de lesão. O torque baixo dos RL do quadril foi determinante para a lesão muscular quando associado a assimetria do mau alinhamento do antepé e assimetria de estabilidade pélvica. No subgrupo de atletas com assimetria do APA acima de 25,5% e assimetria de estabilidade pélvica acima de 18,5%, 9 dos 12 atletas (75%) lesionados apresentaram torque abaixo de 0,34Nm/kg. Por outro lado, torque alto dos RL do quadril ($>0,45\text{Nm/kg}$) preveniu lesão muscular em 40% dos atletas. Dessa forma, o fortalecimento dos RL do quadril, em conjunto com a redução das assimetrias relacionados ao pé e a pelve são estratégias adequadas para a prevenção e reabilitação das lesões musculares na população de atletas jovens de futebol.

Conclusão

A ocorrência de lesão muscular na coxa em atletas jovens de futebol foi resultado da interação entre valores baixos do torque dos RL de quadril, assimetria de estabilidade pélvica e do ângulo perna-antepé. Além disso, torque aumentado dos RL do quadril foi um fator de proteção para lesão muscular. A influencia de valores mais baixos de torque para a ocorrência da lesão depende da presença de fatores, como a assimetria do alinhamento perna-antepé e da capacidade de estabilização da pelve. Em outras palavras, o uso da CART possibilitou demonstrar que a combinação dos três fatores de risco foi determinante para a ocorrência da lesão muscular e não apenas um fator isolado, indicando que a contribuição de um fator de risco depende da presença de outros fatores.

Referências

- 1-Ekstrand J, Hagglund M, Walden M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*. 2011, 39(6): 1226-32.
- 2- Fousekis K., Tsepis E., Poulmedis P., Athanasopoulos S., Vagenas G. Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strain in soccer: a prospective study of 100 professional players. *British journal of sports medicine*. 2011, 45: 709-714.
- 3-Engebretsen AH, Myklebust G, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Intrinsic Risk Factors for Hamstring Injuries Among Male Soccer Players: A Prospective Cohort Study. *The American journal of sports medicine*. 2010, 38(10): 1147-1153.
- 4-Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk Factors for Injuries in Football. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003; 32(1):5S-16S.
- 5- Gabbe BJ, Bennell KL, Finch CF, et al. Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scand J Med Sci Sports*. 2006;16:7–13.
- 6- Freckleton G.; Pizzari T. Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2013, 47(6): 351-358
- 7- Souza TZ, Pinto RZ, Trede RG, Araújo PA, Fonseca HL, Fonseca ST. Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas – Revisão de Literatura. *Fisioterapia e Pesquisa*. 2011,18(1): 92-8.
- 8- Chuter VH, Jonge XAK. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait and Posture*. 2012; 36:7-15.
- 9- Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int*. 2002; 23:634 – 640.
- 10- Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology*. 2013;52: 2275-2282
- 11- Shan G and Westerhoff P. Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomechanics*. 2005; 4:59-72.
- 12- Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med*. 2006;36(3):189–198.

- 13- Fonseca ST, Souza TR, Ocarino JM, Gonçalves GP, Bittencourt NF. *Applied biomechanics of soccer*. In: Magee DJ, Manske RC, Zachazewski JE, Quillen WS (Eds.), *Athletic and sport issues in musculoskeletal rehabilitation*. St. Louis: Saunders Elsevier. 2008: 287-306.
- 14-Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA : Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*. 2002,16 (3): 215 – 232.
- 15- Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, DAVIS IM. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(6): 926-934.
- 16- Wilkerson GB, Giles LJ, Seibel DK. Prediction of Core and Lower Extremity Strains and Sprains in Collegiate Football Players: A Preliminary Study. *Journal of Athletic Training*. 2012;47(3):264–272
- 17-Gross KD, Niu J, Zhang YQ. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis Rheum*. 2007;56(9):2993-8.
- 18- Croisier, JL. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *The American journal of sports medicine*, 2002: 30(2):199-203.
- 19- Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling e A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*. 2010;11: 136-142
- 20- Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait and Posture*. 2014,41(2): 395-401.
- 21- Fuller, C.W.; Ekstrand, J.; Junge, A.; Andersen, T.E.; Bahr, R.; Dvorak, J.; Häggglund, M.; Mccrory, P.; Meeuwisse, W.H. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Clin J Sport Med*. 2006,16(2): 97-106.
- 22- Carvalhais VO, de Araújo VL, Souza TR et al. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Man Ther*. 2011;16(3):240-245.
- 23- Mendonça LD, Bittencourt NF, Amaral GM et al. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. *J Am Podiatr Med Assoc* .2013;103(5):405-10.
- 24- Andrade J., Figueiredo L., Santos T., Paula A., Bittencourt N., Fonseca S. Reliability of transverse plane pelvic alignment measurement during the bridge test with unilateral knee extension. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2011,16(4), 268-74.

- 25- Hong W., Dong L., Jiang Z., Zhu Q., Jin S. Prediction of large esophageal varices in cirrhotic patients using classification and regression tree analysis. *Clinics*. 2011, 66(1):119-124.
- 26- Breiman L., Friedman J.H, Olshen R.A. Classification and Regression Trees. Belmont, Calif: Wadsworth International; 1984.
- 27- Woods C., Hawkins R., Hulse M., Hodson A. A Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football analysis of preseason injuries. *British journal of Sports Medicine*. 2002, 36: 436-441.
- 28- Mendonça, Luciana De Michelis. Tendinopatia Patelar: Investigando Fatores Associados À Sobrecarga No Tendão Patelar Em Atletas. 2014. Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2014.
- 29- Wagner T, Behnia N, Ancheta WL, Shen R, Farrokhi S, Powers CM. Strengthening and neuromuscular reeducation of the gluteus maximus in a triathlete with exercise-associated cramping of the hamstrings. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2010;40(2): 112-119.
- 30- Chumanov E.S., Heiderscheit B.C., Thelen D.G. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *J Biomech*. 2007, 40: 355–62.
- 31- Barbieri FA, Gobbi LT, Santiago PR, Cunha SA. Dominant-non-dominant asymmetry of kicking a stationary and rolling ball in a futsal context. *J Sports Sci*. 2015; 1(2):1-9.
- 32- Ireland, ML, Willson JD, Ballantyne BT, McClay- Davis I. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 2003;33:671–676.
- 33- Morrissey D, Graham J, Screen H, Sinha A, et al. Coronal plane hip muscle activation in football code athletes with chronic adductor groin strain injury during standing hip flexion. *Manual Therapy*. 2012;17:145-149
- 34- Santos T.R.T, Andrade J.A, Silva B.L, Garcia A.F.A, Persichini J.G.W, Ocarino J.M, Silva P.L. Active control stabilization of pelvic position in the transverse plane: An evaluation of soccer players' performance. *Physical Therapy in Sport*. 2013,15(3): 189-93.
- 35- Zazulak B, Cholewicki J, Reeves NP. Neuromuscular Control of Trunk Stability: Clinical Implications for Sports Injury Prevention. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16:497-505.

36- Rothbart BA, Hansen K, Liley P, Yerratt MK. Resolving chronic low back pain: the foot connection. *American Journal of Pain Management*. 1995;5(3):84-90.

37- Andriacchi TP, Mundermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2006;18:514–8.

38- Chaudhari AM, Jamison ST, McNally MP, Pan X, Schmitt LC. Hip adductor activations during run-to-cut manoeuvres in compression shorts: implications for return to sport after groin injury. *J Sports Sci*. 2014;32(14):1333-40.

39- Cloke D, Moore O, Shab T, Rushton S, Shirley MDF, Deehan DJ. Thigh muscle injuries in youth soccer: predictors of recovery. *The American Journal of Sports Medicine*. 2012; 40(2): 433-439.

TABELAS

Tabela1: Dados descritivos das variáveis independentes e demográficas da amostra

Variáveis	Min-máx.	Amostra	Lesão muscular +	Lesão muscular -
Idade (anos)	15-20	17,1(1,3)	16,5 (1,7)	17,2 (1,2)
Tempo prática (anos)	4-13	9 (2,3)	9,9 (2,2)	8,7(2,4)
Altura (m)	1,60 – 1,97	1,78 (7,2)	1,76,5 (6,4)	1,78 (7,5)
Massa corporal (kg)	55-91,5	72,3 (8,3)	72,5(8,6)	70,1 (7,1)
Toque RL quadril (Nm/kg)	0,20-0,68	0,40 (0,10)	0,32 (0,07)	0,41 (0,10)
PPR de RM de quadril (^o /kg)	0,06-0,76	0,36(0,14)	0,36(0,19)	0,37(0,13)
Assimetria estabilidade pélvica (%)	0 - 100	38,5(25)	33,3 (26,8)	40,6(24)
Assimetria APA (%)	0-162	43,0 (28)	50,2 (19)	41,0 (29)

*m=metros; kg = quilogramas; N= newtons; ^o = graus, min = mínimo, máx.= máximo;
 RL: rotadores laterais; PPR: posição de primeira resistência; RM: rotação medial;
 APA: ângulo perna-antepé

Tabela 2: RC e RR para cada nodo terminal do modelo da CART

NODO TERMINAL	RC	RR
Nodo 2	0,09 (0,01-0,74)*	0,12 (0,01-0,86)*
Nodo 3	12,7 (2,1-76,8)*	4,9 (2,3-10,5)*
Nodo 5	-	-
Nodo 7	-	-
Nodo 9	10,8 (3,2-35,9)*	5,6 (2,5-12,5)*
Nodo 10	0,74 (0,19-2,8)	0,78 (0,24-2,5)

*Estatisticamente significativo, p<0,0001. RC: Razão de chances; RR: Risco Relativo

FIGURAS

Figura 1 A: Teste de ADM passiva de RM do quadril. B: Posição para avaliar torque dos RL do quadril

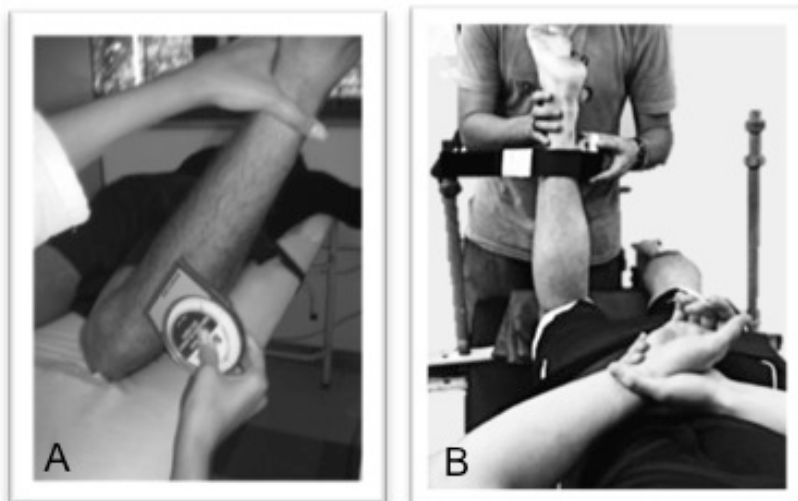


Figura 2: APA analisado no *software* bidimensional (ângulo entre a linha de bissecção da tíbia e haste metálica localizada na cabeça dos metatarsos). APA: ângulo perna-antepé

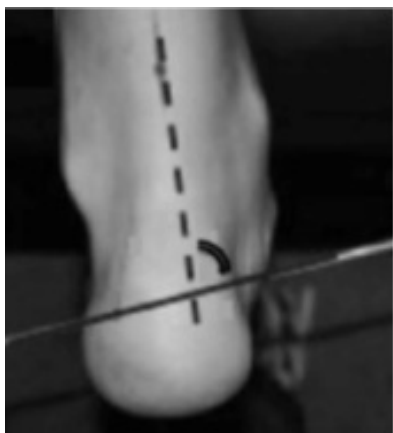


Figura 3: Ângulo de queda pélvica. (Santos et al., 2013)

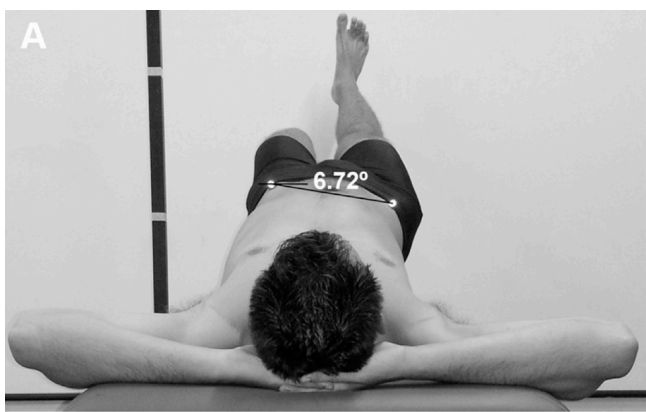
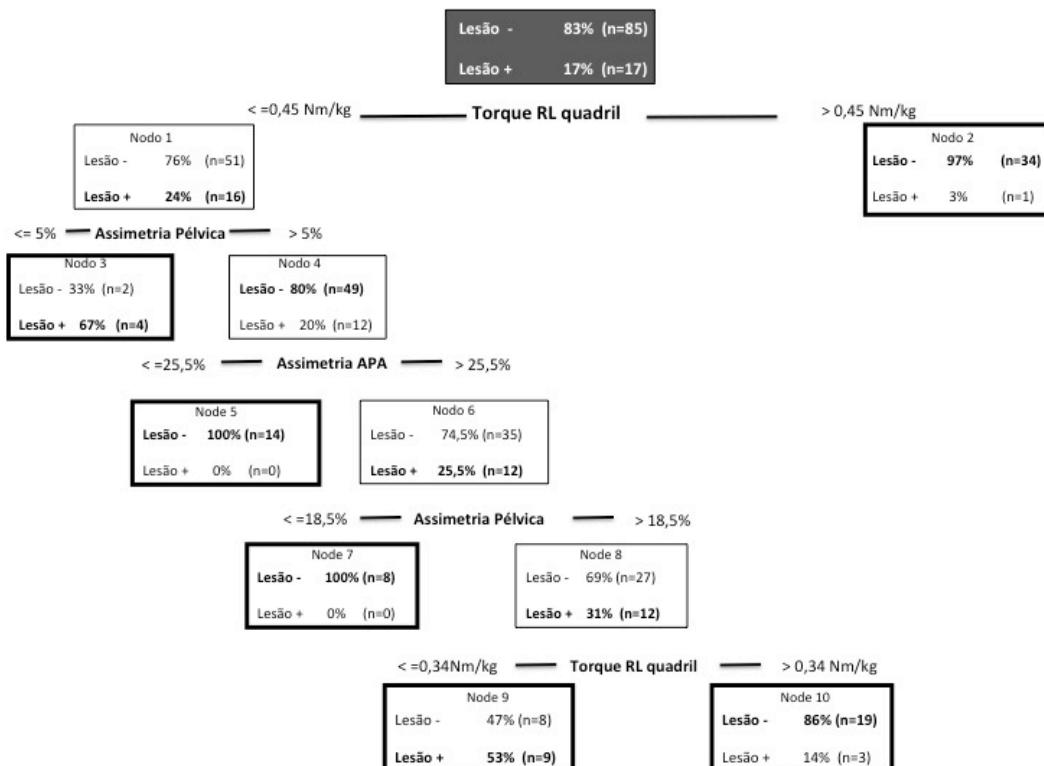


Figura 4: Modelo CART para lesão muscular. A categoria em negrito em cada nodo, corresponde a categoria predita. Regra de classificação para a ocorrência de lesão muscular (lesão+): nodo 3 = torque RL quadril $\leq 0,45$ Nm/kg e assimetria pélvica $\leq 5\%$; nodo 9= torque RL quadril $< 0,34$ Nm/kg, assimetria APA $> 25,5\%$ e assimetria pélvica $> 18,5\%$. Regra de classificação para não ocorrência de lesão muscular (lesão -): nodo 2= torque RL quadril $> 0,45$ Nm/kg; nodo 5 = torque RL quadril $\leq 0,45$ Nm/kg, assimetria pélvica $> 5\%$ e assimetria APA $\leq 25,5\%$; nodo 7 = torque RL quadril $\leq 0,45$ Nm/kg, , assimetria APA $> 25,5\%$ e assimetria pélvica entre 5 e 18,5%; nodo 10= assimetria APA $> 25,5\%$, assimetria pélvica $> 18,5\%$ e torque RL quadril entre 0,34 e 0,45 Nm/kg.



4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente tese descreveu o Modelo Relacional entre Capacidade e Demanda (RCD) e, dentro da filosofia apresentada, investigou a influência de fatores de risco não locais na ocorrência de lesão muscular na coxa em atletas jovens de futebol. Inicialmente, o estudo 1 apresentou o modelo RCD como alternativa ao modelo tradicional de fatores extrínsecos e intrínsecos para o entendimento das lesões esportivas. Nesta nova abordagem a lesão esportiva é entendida como o resultado do desequilíbrio da relação entre capacidade e demanda e não da soma dos fatores de risco. O modelo RCD é coerente com as características da lesão muscular e foi utilizado como modelo teórico para o desenvolvimento do estudo 2 e para a interpretação dos resultados. Neste sentido, o estudo 2, investigou a contribuição de fatores relacionados a pelve, quadril e pé para a ocorrência de lesões musculares. Os resultados deste estudo demonstraram a associação do torque dos RL do quadril, assimetria de estabilidade pélvica e assimetria do varismo de antepé com a ocorrência de lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol. O aumento da demanda local sobre os músculos da coxa pode ter sido influenciada pela menor capacidade dos músculos do tronco e da pelve de produzir e transferir força aos membros inferiores. Além disso, a presença de mau alinhamento assimétrico do ângulo perna-antepé, pode induzir um aumento da demanda sobre os músculos da coxa. Dessa forma, a contribuição de fatores não locais para as lesões musculares na coxa, frequentemente demonstrada nas lesões do joelho, foi evidenciada por esta tese.

A presente tese assume que a complexidade inerente da lesão esportiva não é avaliada pela soma dos fatores de risco, mas sim pela interação entre eles. Para isso, o pressuposto da linearidade não foi considerado, pois problemas complexos,

como as lesões musculares, devem ser analisados através da detecção de interações e não através da adição de fatores. O uso da CART no estudo dois foi coerente com essa característica, pois o pressuposto da linearidade não é assumido nessa análise e as interações entre os fatores de risco são identificadas pelo desenvolvimento de regras de predição clínica. De forma inédita, foi demonstrado, em um estudo prospectivo, as combinações de fatores não locais que aumentam a probabilidade de lesão muscular na coxa em atletas jovens de futebol. Futuros estudos devem ampliar essas análises e incluir a interação de outros fatores que podem aumentar a demanda sobre o SME, como fadiga, experiência do técnico e intervalo entre jogos (EKSTRAND *et al.*, 2011). Além disso, seria importante analisar o papel de fatores que aumentam a capacidade de lidar com a demanda, como por exemplo, força excêntrica, características comportamentais e variáveis fisiológicas no processo de produção de lesão. Finalmente, esses fatores de risco potenciais poderiam ser avaliados ao longo da temporada para verificar a influência da mudança dessas variáveis ao longo do tempo na ocorrência de lesões musculares.

Os resultados da presente tese demonstraram que a interação de fatores não locais em relação a coxa pôde ser usada para identificar atletas jovens de futebol com risco de desenvolver lesão muscular. Neste sentido, a assimetria de estabilidade pélvica ($>18,5\%$) e assimetria do varismo do antepé ($> 25\%$) apenas foram relevantes para a lesão muscular, se o atleta apresentar fraqueza acentuada dos RL do quadril ($<0,34\text{Nm/kg}$). Por outro lado, torque alto dos RL do quadril ($>0,45\text{Nm/kg}$) foi associado a não ocorrência de lesão muscular. Esses achados indicam que nenhum fator isolado foi preditor de lesão e que força adequada dos RL do quadril parece ser um fator de proteção. Ressalta-se ainda a aplicabilidade clínica dos testes realizados no estudo 2 que podem ser utilizados facilmente pelo

fisioterapeuta no ambiente esportivo. Portanto, a avaliação e intervenção de fatores não locais que estão relacionados ao aumento de demanda nos principais músculos da coxa devem ser incluídos na rotina de atletas jovens de futebol.

REFERÊNCIAS

ANDRADE J., FIGUEIREDO L., SANTOS T., PAULA A., BITTENCOURT N., FONSECA S. Reliability of transverse plane pelvic alignment measurement during the bridge test with unilateral knee extension. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.16,n.4, p.268-74, 2011.

AUGUSTIN S., MUNTANER L., ET AL. Predicting early mortality after acute varicella hemorrhage based on classification and regression tree analysis. **Clinical Gastroenterology and Hepatology**. v.7, n.12, p.1347-54, 2009.

BREIMAN L., FRIEDMAN J.H, OLSHEN R.A. **Classification and Regression Trees**. Belmont, Calif: Wadsworth International; 1984.

CARVALHAIS V.O.C. ARAÚJO V.L., SOUZA T.R., GONÇALVES G.G.P, OCARINO J.M, FONSECA S.T. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. **Manual Therapy**, v. 16, p. 240-245, 2011.

CHUMANOV E.S., HEIDERSCHEIT B.C., THELEN D.G. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. **J Biomech**, v.40, p.355–62, 2007.

ENGBRETSSEN, A.H, MYKLEBUST G., HOLME I., ENGBRETSSEN L., BAHR R. Intrinsic Risk Factors for Hamstring Injuries Among Male Soccer Players: A Prospective Cohort Study. **The American journal of sports medicine**, v.38, n.10, p. 1147-1153, 2010.

EKSTRAND J., HAGGLUND M., WALDEN M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). **The American Journal of Sports Medicine**. v.39, n.6, p.1226-32, 2011.

EKSTRAND J., HAGGLUND M., KRISTENSON K., MAGNUSSON H., WALDEN M. Fewer ligament injuries but no preventive effect on muscle injuries and severe injuries: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. **British journal of sports medicine**, v.47, p.732-37, 2013.

FONSECA ST, O. J., SILVA PLP, AQUINO, CF. Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE DJ, Z. J., QUILLEN WS (Ed.). **Scientific**

foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation
Saunders, 2007.

FONSECA S.T., SOUZA T.R., OCARINO J.M., GONÇALVES G.P., BITTENCOURT N.F.N. Applied biomechanics of soccer. In: Magee DJ, Manske RC, Zachazewski JE, Quillen WS (Eds.), **Athletic and sport issues in musculoskeletal rehabilitation**. St. Louis: Saunders Elsevier, p.287-306, 2011.

FOUSEKIS K., TSEPIS E., POULMEDIS P., ATHANASOPOULOS S., VAGENAS G. Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strain in soccer: a prospective study of 100 professional players. **British journal of sports medicine**, v.45, p.709-714, 2011.

FULLER,C.W;EKSTRAND, J.;JUNGE. A. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. **British journal of sports medicine**,v.40, p.193-201, 2006.

FRECKLETON, G.; PIZZARI, T. Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. **British journal of sports medicine**, v. 47, n. 6, p. 351-358, Apr 24 2013.

HAGGLUND M., WALDEN M., EKSTRAND J. Previous injury as a risk factor for injury in elite football: a prospective study over a two consecutive seasons. **British journal of sports medicine**.v.40,p.767-72, 2006.

HEIDERSCHEIT B.D., SHERRY M.A., SILDER A., CHUMANOV E.S., THELEN D.G. Hamstring Strain Injuries: Recommendations for Diagnosis, Rehabilitation and Injury Prevention. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.40, n.2, p. 67–81, 2010.

HEWETT T.E., MYER G.D., FORD K.R. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. **The American journal of sports medicine**, v.33, n.4, p.492 – 501, 2005.

HONG W., DONG L., JIANG Z., ZHU Q., JIN S. Prediction of large esophageal varices in cirrhotic patients using classification and regression tree analysis. **Clinics**. v. 66, n.1, p. 119-124, 2011.

KIBLER W.B, SCIASCIA P.J.A. The role of core stability in athletic function. **Sports Med**, v.36, n.3, p.189–198, 2006.

LANDRY S.C, MCKEAN K.A, HUBLEY-KOZEY C.L. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated run and crosscut maneuver. **The American journal of sports medicine**, v.35, n.11, p. 1901-1911, 2007.

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. **Ann Behav Med**. v.26, p.172-181, 2003.

LYSENS R., STEVERLYNCK A., van den AUWEELE, LEFEVRE J., RENSON L., CLAESSENS A., OSTYN M. The Predictability of Sports Injuries. **Sports Medicine**, v.1, p.6-10, 1984.

MEEUWISSE, W.H. Assessing causation in sport injury: a multifactorial model. **Clinical journal of sport medicine**, v.4, n.3, p.166-170, 1994.

MENDIGUCHIA, J.; ALENTORN-GELI, E.; BRUGHELLI, M. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? **British journal of sports medicine**, v.46, n.2, p.81-85, 2012.

MENDONÇA, L.D.M.; BITTENCOURT, N.F.; AMARAL, G.M.; DINIZ, L.S.; SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T. A quick and reliable procedure for assessing foot alignment in athletes. **Journal of American Podiatric Medical Association**, v.103, n.5, p. 405-410, 2013.

MORRISSEY D., GRAHAM J., SCREEN H, SINHA A. Coronal plane hip muscle activation in football code athletes with chronic adductor groin strain injury during standing hip flexion. **Manual Therapy**, v.17, p.145-149, 2012.

MUELLER M.J., MALUF K.S. Tissue Adaptation to Physical Stress: A Proposed "Physical Stress Theory" to Guide Physical Therapist Practice, Education, and Research. **Phys Ther**, v.82, p.383-403, 2002.

QUATMAN, C. E.; QUATMAN, C. C.; HEWETT, T. E. Prediction and prevention of musculoskeletal injury: a paradigm shift in methodology. **British journal of sports medicine**, v. 43, n. 14, p. 1100-1107, 2009.

QUEEN R.M., HAYNES B.B., HARDAKER W.M. Forefoot loading during 3 athletic tasks. **The American journal of sports medicine**, v.35, n.4, p.630 – 636, 2007.

RESENDE R.A., DELUZIO K.J., KIRKWOOD R.N., HASSAN E.A., FONSECA S.T. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait and Posture**, v.41, n.2, p. 395-401, 2014.

SANTOS T.R.T, ANDRADE J.A, SILVA B.L, GARCIA A.F.A, PERSICHINI J.G.W, OCARINO J.M, SILVA P.L. Active control stabilization of pelvic position in the transverse plane: An evaluation of soccer players' performance. **Physical Therapy in Sport**, v.15, n.3, p. 189-93, 2013.

SOLE G., MILOSAVLJEVIC S., NICHOLSON N., SULLIVAN S.J. Altered muscle activation following hamstring injuries. **British journal of sports medicine**, v.46, n.2, p.118-123, 2011.

SHAN G., WESTERHOFF P. Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. **Sports Biomechanics**, v.4, p. 59-72, 2005.

SHERRY M.A., BEST T.M. A Comparison of 2 Rehabilitation Programs in the Treatment of Acute Hamstring Strains. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.34, n.3, 2004.

Van MECHELEN W., HLOBIL H., KEMPER H.C.G. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. **Sports Medicine**, v14, n.2, p: 82-99, 1992.

VENTURELLI M., SCHENA F., ZANOLLA L., BISHOP D. Injury risk factors in young players detected by multivariate survival model. **Journal of Science and Medicine in Sports**.v.14, p.293-98, 2011.

WOODS C., HAWKINS R., HULSE M., HODSON A. A Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football analysis of preseason injuries. **British journal of sports medicine**. V.36, p.436-441, 2002.

ANEXOS

ANEXO 1: Aprovação do Comitê de Ética (COEP) 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.

Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO 2: TCLE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO I

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

Pesquisador Responsável: *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”**, do (a) aluno (a) Natalia Franco N. Bittencourt para a tese de Doutorado 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 pesquisa é determinar os fatores de risco para lesões musculares e ligamentares no esporte. Caso concorde em participar da pesquisa, a coleta dos dados será realizada no Minas Tênis Clube ou no LAPREV/UFMG. Você será medido(a), pesado(a) e responderá a questionários sobre seu perfil psicológico, funcional e de lesões. Em seguida, realizará alguns ou todos os testes descritos abaixo, de acordo com o esporte que você pratica, sua idade e características individuais, com cinco minutos de intervalo entre cada teste e uma pausa com lanche por 30 minutos na metade dos testes.

Teste da força dos músculos do quadril: deitado de barriga para baixo sobre uma maca, você irá fazer força no sentido de rodar externamente seu quadril por 5 segundos 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 flexão para o pesquisador fazer três fotografias do alinhamento do seu pé. O procedimento será repetido com o outro pé. As fotos serão analisada posteriormente com o software Simi Motion.

Ponte com extensão unilateral do joelho: Você deitará sobre uma maca, com ambos os pés apoiados, e deverá levantar o quadril e esticar uma perna, sustentando a posição por 10 segundos ou até sentir desconforto. Em seguida, realizará o mesmo procedimento com a outra perna. O procedimento deverá ser realizado 3 vezes para cada perna.

Os riscos são mínimos. Você pode apenas sentir cansaço nas pernas ou no ombro durante o teste de força muscular e do agachamento. Não serão utilizados materiais perfuro-cortantes como seringas ou agulhas.

Os resultados desse estudo poderão contribuir na identificação dos fatores de risco para lesões no esporte possibilitando ações preventivas para reduzir o número e a severidade das lesões .

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 os pesquisadores e o orientador envolvidos 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:

Natalia F.N.Bittencourt	Tel: 87882630	natalia@minastc.com.br
Luciana D. Mendonça	Tel: 84489623	lucianademichelis@yahoo.com.br
Sérgio T. Fonseca	Tel: 3409- 4782	sfonseca@pib.com.br

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

