

Giovanna Mendes Amaral

AJUSTES NO DESEMPENHO E NA MOVIMENTAÇÃO ARTICULAR
FRENTE ÀS VARIAÇÕES DA DEMANDA NUMA TAREFA DE
MEMBROS INFERIORES

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

Belo Horizonte

2014

Giovanna Mendes Amaral

AJUSTES NO DESEMPENHO E NA MOVIMENTAÇÃO ARTICULAR FRENTE ÀS
VARIAÇÕES DA DEMANDA NUMA TAREFA DE MEMBROS INFERIORES

Projeto de pesquisa apresentado ao Programa de Pós-graduação 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. Paula Lanna Pereira da Silva

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2014

A485a Amaral, Giovanna Mendes
2014 Ajustes no desempenho e na movimentação articular frente às variações da demanda numa tarefa de membros inferiores. [manuscrito] / Giovanna Mendes Amaral - 2014.
107f., enc.:il.

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca
Co-orientadora: Paula Lanna Pereira da Silva

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

Bibliografia: f. 100-105

1. Membros inferiores - Teses. 2. Articulações - Teses. 3. Reabilitação - Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Silva, Paula Lanna Pereira da. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

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

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mesreab@eeffto.ufmg.br FONE: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 40 (QUARENTA) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE TESE APRESENTADA PELA CANDIDATA **GIOVANNA MENDES AMARAL** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 22 (vinte e dois) dias do mês de dezembro do ano de dois mil e quatorze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da Tese de Doutorado intitulada: "**AJUSTES NO DESEMPENHO E NA MOVIMENTAÇÃO ARTICULAR FRENTE ÀS VARIAÇÕES DA DEMANDA NUMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL**". A comissão examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Sérgio Teixeira Fonseca, Renata Noce Kirkwood, Andressa da Silva de Mello, Renan Alves Resende, Thales Rezende de Souza sob a Presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 08:30min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata **aprovada e apta 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, 22 de dezembro de 2014.

Professor Dr. Sérgio Teixeira Fonseca

Professora Dra. Renata Noce Kirkwood

Professora Dra. Andressa da Silva de Mello

Professor Dr. Renan Alves Resende

Professor. Dr. Thales Rezende de Souza

Marilane Soares – SIAPE: 084190

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

DECLARAÇÃO

Declaramos para os devidos fins que **GIOVANNA MENDES AMARAL** defendeu a Tese de Doutorado intitulada: “**AJUSTES NO DESEMPENHO E NA MOVIMENTAÇÃO ARTICULAR FRENTE ÀS VARIAÇÕES DA DEMANDA NUMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL**” obtendo em 22/12/2014 a aprovação unânime da Banca Examinadora, junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível: Doutorado, da Universidade Federal de Minas Gerais; fazendo juz ao título de Doutor em Ciências da Reabilitação a partir da referida data.

Belo Horizonte, 22 de dezembro de 2014.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO / EEFFTO
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

AGRADECIMENTOS

Difícil acreditar que finalmente esta etapa da jornada chegou ao fim. Provavelmente a memória vai me trair neste momento de cansaço e as páginas serão poucas, mas é chegada a hora de agradecer.

Agradecer primeiramente aos meus orientadores, sim orientadores... Considero que nestes anos tive dois orientadores que se tornaram pra mim referência absoluta. Obrigada aos dois por terem embarcado comigo nesta empreitada, a convivência com vocês me ensinou mais do que questões teóricas e filosóficas, foi aprendizado para a vida.

Sérgio Teixeira da Fonseca, apaixonado pelo sistema musculoesquelético e pelas “coisas estranhas” que ele é capaz de fazer. Eterno entusiasta da profissão e meu exemplo maior na fisioterapia e na academia. Sua trajetória é e sempre será minha maior fonte de inspiração. Muito obrigada pela oportunidade, pela disponibilidade e, principalmente, pela paciência.

Paula Lanna Pereira da Silva, como reduzir seu trabalho a “co-orientação”? Você foi mãe, colega, parceira... Muito obrigada pela generosidade sempre. Você me ensinou muito e contribuiu imensamente. Faltam palavras para agradecer.

Aos membros da banca, Prof^a. Dr^a. Renata Noce Kirkwood, Prof^a. Dr^a. Andressa da Silva de Mello, Prof. Dr. Renan Alves Resende e Prof. Dr. Thales Rezende de Souza, meu muitíssimo obrigada pela disponibilidade e contribuição.

Aos professores do Colegiado de Pós-graduação, em especial à querida Prof^a. Dr^a. Juliana de Melo Ocarino.

Ao Prof. Anderson Aurélio da Silva.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES.

Aos amigos que estiveram comigo ao longo desta etapa:

Hellen Velloso Rocha Marinho, minha parceira, meu ombro amigo, companhia constante nestes anos. Muito, muito obrigada mesmo! À você toda a minha admiração e todo meu carinho! É um prazer enorme poder trabalhar com você!

Natália Franco Netto Bittencourt e Luciana De Michelis Mendonça, muitíssimo obrigada pelo apoio sempre.

Meu muitíssimo obrigada aos meus queridos alunos de iniciação científica, vocês contribuíram tanto, como aprendi com vocês!

Bruna Avelar, Priscila Figueiredo, Kênea Almeida, Dayane Montemezzo, Danielle Soares, meu queridíssimo Bruno de Souza Moreira (o responsável pelos melhores almoços), à vocês todo meu carinho.

Às queridas Marilane, Toninha e Margaret muito obrigada pela atenção sempre.

E às pessoas que alegam ainda mais minha vida:

Leonardo, meu Léo, obrigada pela parceria, pelo carinho, pela paciência e pelo apoio incondicional. Te amo bem muito! Obrigada a você e à segunda família que me emprestou!

À minha família, meu pai, José Augusto, minha mãe, Maria Lizarda e minhas irmãs, Fernanda e Érika, obrigada pelo carinho e pelo apoio. À minha Zéia, minha rocha de açúcar, e às minhas tias Ada e Enere, muito obrigada pelo carinho e por compreenderem a ausência. À minha querida tia Ângela, sempre zelosa e sempre atenta às minhas realizações. Amo muito todos vocês.

Às minhas "superamigas" de hoje e de sempre, meu amor por vocês é imensurável.

RESUMO

Testes de capacidade devem envolver tarefas e movimentos que reproduzam as demandas impostas ao sistema musculoesquelético durante atividades de vida diária ou esportivas. A qualidade destes testes parece depender também do nível de demanda exigido durante a realização da tarefa para caracterização adequada do estado funcional dos indivíduos testados. A presente tese foi composta por dois estudos. Nestes estudos uma adaptação da tarefa de Fitts para avaliação de membros inferiores é proposta. O indivíduo, ao realizar agachamentos unipodais cíclicos, deve apontar um laser pointer afixado à pelve para dois alvos posicionados, um acima do outro, em um painel a sua frente. A largura dos alvos adiciona um elemento de precisão que pode requerer do indivíduo maior controle dos movimentos para realização da tarefa, particularmente quando o alvo for menor. O primeiro estudo teve como objetivos (1) desenvolver o teste, (2) avaliar o quanto os ajustes necessários para sua realização realmente exigem do membro inferior como um todo, e (3) avaliar a confiabilidade da variável utilizada para caracterizar desempenho. Seus resultados demonstraram que a movimentação articular esteve altamente associada e foi capaz de prever a trajetória do laser ($R^2 > 0,90$; $p < 0,001$). O tempo médio para realização do agachamento se mostrou uma variável confiável ($ICC > 0,8$; $p < 0,05$) para caracterizar o desempenho dos indivíduos no teste e aumentou significativamente ($p < 0,05$) com a redução da largura dos alvos. O segundo estudo buscou (1) avaliar o quanto indivíduos saudáveis podem apresentar diferenças na capacidade de ajustar desempenho frente a variação na demanda da tarefa, (2) avaliar o quanto estas diferenças podem ser determinadas pela capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores e (3) avaliar o quanto esta capacidade de

controle pode estar associada a diferenças na cinemática articular e nas estratégias de movimento utilizadas pelos indivíduos. Modelos de regressão multinível demonstraram que ocorreu variabilidade entre os indivíduos ($p < 0,001$) na relação entre a largura dos alvos e o desempenho na tarefa. A quantidade de movimento horizontal do laser parcialmente explicou esta variabilidade ($p = 0,014$). Adicionalmente as excursões articulares de membro inferior foram significativamente distintas ($p < 0,05$) entre indivíduos com maior e menor quantidade de movimentação horizontal do laser. Os indivíduos que não foram capazes de manter desempenho frente a maiores exigências de controle (alvos menores), apresentaram dificuldade de controle dos movimentos do laser e estratégias distintas de movimentação articular durante a realização da tarefa. Estes resultados indicam que a capacidade de controle da movimentação articular de membros inferiores pode impactar desempenho em indivíduos sem história de lesão. O teste proposto pode ser utilizado para triagem de indivíduos que apresentem reduzida capacidade de controle dos movimentos articulares de membros inferiores.

Palavras-chave (Termos DeCS): Membros inferiores. Análise. Prevenção & controle. Sistema musculoesquelético. Instrumentação.

ABSTRACT

Assessment of individuals' functional capacity should reproduce demands imposed on the musculoskeletal system during daily life or sports activities. The adequacy of such procedure depends on properly imposing the required demand. The present thesis aimed to develop a functional capacity test that requires movement control to characterize the individuals' capacity to adapt to a variable demand, while performing a specific task. In addition, this work aimed to determine how joint kinematics could influence task performance. This work includes two studies. In these studies, we developed a squatting test for assessment of the lower limb performance that was inspired on a Fitts' task. Participants, by performing cyclic unipodal squats pointed a laser pointer, attached to their pelvis, to two targets vertically positioned on a panel in front of them. Changes of the targets' width added a precision element that required more control of the movement. This first study aimed (1) to develop the test, (2) to evaluate how the need of controlling the laser pointer actually required lower limb to act as a whole unit, and (3) to assess the reliability of the variable movement time to characterize the test performance. The results showed that joints motions were highly associated and were able to predict the laser pointer trajectory ($R^2 > 0.90$; $p < 0.001$). Movement time proved to be a reliable variable ($ICC > 0.8$; $p < 0.05$) and increased significantly ($p < 0.05$) with target width reductions. The proposed method demonstrated its clinical applicability, since it allowed describing individuals' capability to control the lower limb movements by means of the recording of just movement time. The second study aimed (1) to evaluate how healthy individuals may differ in their ability to adjust movement time according to the task demand, (2) to assess how these differences can be determined by the individual capability to control the laser pointer trajectory and (3)

to assess how this control capability was associated with differences in the joint kinematics of the individuals. Multilevel regression model indicated that the effect of target width on movement time was significantly ($p < 0.001$) different among participants. The laser pointer trajectory was able to explain the variability among individuals ($p = 0.014$). In addition, lower limb joint kinematics was significantly different ($p < 0.05$) between groups of individuals with high or low magnitude of the ratio of horizontal to vertical laser pointer trajectory. Individuals who were not able to maintain performance when control requirements increased (smaller targets), developed a pelvic movement strategies to accomplish the task. These results indicate that the capability to control lower limbs movements may impact the performance of individuals with no history of injuries. The proposed test can be used to screen individuals who have this reduced capability.

Keywords (Mesh Terms): Lower extremities. Analysis. Prevention and control,. Instrumentation.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Cinto para fixação do laser pointer	23
FIGURA 2	A) Peça metálica em que o laser pointer era fixado e mantido acionado. B) Faixas elástica que garantiam a fixação da pelve.	23
FIGURA 3	Painel metálico para fixação dos alvos	24
FIGURA 4	Disposição dos marcadores reflexivos	25
FIGURA 5	Posicionamento do participante e disposição do painel e dos alvos.	27
FIGURA 6	Sistemas de coordenadas utilizados para os segmentos pelve, coxa, perna e pé para os dois estudos.	29
FIGURA 7	A) Matriz com os dados originais do indivíduo para a condição alvo grande (10 cm, menor dificuldade). Cada linha representa um instante durante a execução da tarefa. Neste caso o participante levou 15,21s (1521 frames coletados a 100Hz) para realizar 10 ciclos de agachamento. Cada coluna representa a posição de uma dada articulação em um dado plano a cada instante. B) Matriz de covariância dos dados originais. Elementos da diagonal representam a variância em cada amostra de deslocamento articular (coluna) e elementos fora da diagonal representam a covariância entre todos os pares possíveis de amostras de deslocamento articular.	33
ESTUDO I		
FIGURA 1	Foto ilustrando a disposição do painel e a forma e localização da fixação do laser pointer.	60

FIGURA 2	Ciclo de agachamento a)movimentação do sujeito b)visão do painel pelo sujeito durante a execução da tarefa.	61
FIGURA 3	Pares de alvos com diferentes larguras: a)3cm b)5cm c)10cm	62
ESTUDO II		
FIGURA 1	Foto ilustrando a disposição do painel e a fixação do laser pointer	70
FIGURA 2	Ciclo de agachamento a)movimentação do sujeito b)visão do painel pelo sujeito durante a execução do agachamento.	71
FIGURA 3	Ilustração dos eixos para a trajetória do luz do laser projetada sobre o painel. z representa o eixo para o deslocamento vertical e x representa o eixo para o deslocamento horizontal.	73

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I

TABELA 1	Resultado da análise de confiabilidade da avaliação do tempo de movimento: Coeficientes de correlação intraclasse (CCI), significância (p) e Erro padrão da Medida (EPM).	62
----------	--	----

ESTUDO II

TABELA 1	Resultados para o primeiro modelo multinível. Efeitos aleatórios não-significativos não foram reportados. β_1 = média dos coeficientes de inclinação para o tempo de movimento.	76
TABELA 2	Resultados para o segundo modelo multinível. Efeitos aleatórios não-significativos não foram reportados. β_1 = média dos coeficientes de inclinação para o tempo de movimento, β_2 = média do efeito da razão de deslocamento sobre os coeficientes. EP: erro padrão	77
TABELA 3	Estatística descritiva dos dados cinemáticos para os dois subgrupos	78

SUMÁRIO

PREFÁCIO	XIV
1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1 Objetivos	21
2 MATERIAIS E MÉTODOS	22
3 ESTUDO I: Desenvolvimento de um método para variação da demanda durante avaliação de agachamentos unipodais	38
<u>INTRODUÇÃO</u>	41
<u>MÉTODOS</u>	43
<u>Participantes</u>	43
<u>Procedimento</u>	43
<u>Coleta e redução de dados</u>	46
<u>Análise estatística</u>	48
<u>RESULTADOS</u>	49
<u>PCA e regressão</u>	49
<u>Confiabilidade</u>	49
<u>Tempo de movimento</u>	50
<u>DISCUSSÃO</u>	51
<u>CONCLUSÃO</u>	55
<u>AGRADECIMENTOS</u>	55
<u>REFERÊNCIAS</u>	56
<u>TABELAS, ILUSTRAÇÕES E FIGURAS</u>	60
4 ESTUDO II: RELAÇÕES ENTRE A CAPACIDADE DE MANUTENÇÃO DO DESEMPENHO NUMA TAREFA DE AGACHAMENTO E OS PADRÕES DE MOVIMENTAÇÃO ARTICULAR EM INDIVÍDUOS JOVENS SEM HISTÓRIA DE LESÃO.....	63
1 Introdução.....	66
2 Métodos.....	68
2.1 Participantes.....	68

2.2 Instrumentação.....	68
2.3 Tarefa.....	69
2.4 Processamento e redução dos dados.....	72
2.5 Análise estatística.....	74
3 Resultados.....	75
4 Discussão.....	81
5 Conclusão.....	85
Agradecimentos.....	86
Referências Bibliográficas.....	87
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	91
REFERÊNCIAS.....	94
ANEXOS.....	100

PREFÁCIO

Esta Tese de Doutorado 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 (UFMG). Sua estrutura compreende seis capítulos.

O primeiro capítulo contém a introdução, em que se contextualiza o objeto de estudo e os objetivos.

No segundo capítulo é incluída uma descrição dos métodos utilizados.

No terceiro capítulo, apresenta-se o primeiro estudo da Tese, realizado com o objetivo de desenvolver um método que permita avaliar o quanto as exigências de controle do movimento de membros inferiores afetam o desempenho de indivíduos sem história de lesão. Foi avaliado o quanto o método proposto exige ajustes do membro inferior como um todo, avaliadas as propriedades psicométricas da principal medida de desempenho proposta e a efetividade das manipulações para variação da demanda do teste. O estudo intitulado "Desenvolvimento de um método para variação da demanda durante avaliação de agachamentos unipodais", após as correções sugeridas pelos membros da banca examinadora será traduzido e submetido para avaliação no periódico *Physical Therapy in Sport*.

O quarto capítulo é composto pelo segundo estudo da tese. Este estudo teve por objetivo verificar o quanto indivíduos saudáveis podem apresentar diferenças na capacidade para ajustar seu desempenho frente a variações na demanda de uma tarefa de membros inferiores e avaliar o quanto esta capacidade pode estar associada a capacidade de regulação do movimento durante esta tarefa. Além de verificar o quanto indivíduos com menor capacidade de regulação do movimento durante a execução do agachamento apresentam diferenças na movimentação articular e nas estratégias empregadas quando comparados a indivíduos com maior capacidade de controle. O estudo intitulado "Relações entre a capacidade de manutenção do desempenho numa tarefa de agachamento e os padrões de movimentação articular em indivíduos jovens sem história de lesão", após as correções sugeridas pelos membros da banca examinadora, será traduzido e submetido para avaliação no periódico *Clinical Biomechanics*.

No quinto capítulo, formulam-se as considerações finais. Em seguida é apresentada a lista com as referências bibliográficas referentes aos capítulos anteriores, formatadas de acordo com as normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas, seguidas pelos anexos.

1 INTRODUÇÃO

Durante movimentação, o sistema musculoesquelético está submetido a forças externas resultantes da sua interação com o ambiente, como a gravidade, as forças de reação do solo e as forças de impacto. Além disso, este sistema deve também ser capaz de lidar com as forças geradas e transmitidas pelas estruturas que o compõem, como forças musculares, articulares, inerciais e intersegmentares, geralmente chamadas de forças internas. Tanto as forças internas, quanto as forças externas devem ser transmitidas, absorvidas ou dissipadas entre os segmentos e tecidos do sistema musculoesquelético, de maneira a garantir que os objetivos para o cumprimento de uma tarefa sejam alcançados (FONSECA *et al.*, 2007). Variações nas características teciduais e estruturais do indivíduo, como a capacidade de geração de força da musculatura envolvida, o alinhamento das estruturas ósseas ou a rigidez das estruturas periarticulares podem influenciar os padrões de movimentação e, conseqüentemente, o desempenho durante a realização de uma determinada tarefa (FONSECA *et al.*, 2007). A habilidade para execução de uma dada tarefa é influenciada por características individuais do sistema musculoesquelético e pela sua capacidade para lidar com as forças internas e externas geradas durante movimentação. A distribuição inadequada destas forças ao longo do sistema pode comprometer a capacidade de movimentação de um indivíduo, levando a modificações nos padrões de movimentação, sobrecarga de estruturas e tecidos e, até mesmo, à lesão (FONSECA *et al.*, 2007).

Durante os processos de prevenção e reabilitação de lesões musculoesqueléticas, a capacidade de movimentação dos indivíduos é geralmente avaliada através de testes de capacidade, estes testes consistem em caracterizar a aptidão do indivíduo para executar uma tarefa em ambientes padronizados (KING; TUCKWELL; BARRETT, 1998; MILLER; CALLISTER, 2009; FROHM *et al.*, 2011; WHATMAN; HING; HUME, 2011; World Health Organization, 2001). As padronizações permitem caracterizar a capacidade do indivíduo para execução da tarefa, independentemente das condições ambientais, em condições em que as forças externas estão relativamente controladas, permitindo melhores comparações entre indivíduos (World Health Organization, 2001). Além disso, para que um teste de capacidade informe sobre o status funcional do indivíduo é necessário que a

tarefa avaliada inclua movimentos que reproduzam, em parte, as demandas impostas sobre o sistema musculoesquelético durante as atividades tipicamente realizadas por este indivíduo (KING; TUCKWELL; BARRETT, 1998; MILLER; CALLISTER, 2009; FROHM *et al.*, 2011; WHATMAN; HING; HUME, 2011; CLARK, 2001; MOTTRAM; COMMEFORD, 2008; TRULSSON; GARWICZ; AGEBERG, 2009). Particularmente, quando se busca avaliar atletas ou pessoas envolvidas com atividades esportivas, a tarefa deve incluir movimentos típicos do esporte, uma vez que os padrões envolvidos na atividade esportiva podem determinar as demandas a que o sistema musculoesquelético do atleta é geralmente submetido (FONSECA *et al.*, 2007).

Quando se avalia a movimentação de membros inferiores, tem sido demonstrado que reduções nas excursões articulares, presença de movimentação indesejada e até mesmo alterações nas contribuições relativas de cada articulação podem estar presentes (COURY *et al.*, 2006; MCCLAY; MANAL, 1998; SCATTONI; MACIEL; SERRÃO, 2014; BITTENCOURT, *et al.*, 2012; HEWETT *et al.*, 2005; BACKMAN; DANIELSON, 2011; HERTEL *et al.*, 2006; RUDOLPH; SNYDER-MACKLER, 2000; PLISKY *et al.*, 2006). A presença destas alterações cinemáticas pode ser um importante indicador de alterações em um ou mais dos recursos neuromusculoesqueléticos disponíveis para a realização da tarefa. Além disso, a presença destas alterações pode gerar demandas internas extras sobre o sistema musculoesquelético, comprometendo a execução dos movimentos, principalmente quando a atividade representa alta demanda para este indivíduo. Um indivíduo pode, por exemplo, executar muito bem uma tarefa em ambiente de treinamento, onde as demandas são menores e mais controladas, e não ser capaz de manter este mesmo desempenho em ambiente de competição, onde tem que lidar com maiores demanda.

Considerando o exposto, a utilização de testes de capacidade que permitam (1) reproduzir as demandas tipicamente impostas por atividades esportivas e (2) variar a magnitude destas demandas, pode caracterizar melhor o desempenho funcional do atleta e possibilitar a triagem de indivíduos que não sejam capazes de lidar com aumentos na demanda de movimentos típicos de suas atividades. Neste contexto, o agachamento pode representar uma importante atividade para caracterização da capacidade de movimentação de membros inferiores em

diversas populações, uma vez que é característico de importantes componentes de atividades esportivas, como a fase de impulsão do salto, a fase de apoio da corrida e da marcha, as mudanças de direção em deslocamentos laterais, além de componentes de atividades de vida diária, como descer escadas e sentar (DIMATTIA *et al.*, 2005; MCCURDY *et al.*, 2010). Quando realizado em apoio unipodal, este movimento torna-se ainda mais discriminativo da função do membro inferior por diminuir a possibilidade de compensações entre membros contralaterais (DIMATTIA *et al.*, 2005).

Durante a realização do agachamento unipodal o indivíduo normalmente inicia o movimento em ortostatismo, com apoio em apenas uma perna e realiza flexão das articulações de membro inferior mantendo o tronco ereto e retornando, em seguida, para a posição inicial (DIMATTIA *et al.*, 2005; PLASTARAS *et al.*, 2005; STENSURD *et al.*, 2010; OKADA; HUXEL; NESSER, 2011). O desempenho é tipicamente caracterizado pela agilidade na realização da tarefa, podendo ser medidos o tempo gasto para realizar um número determinado de repetições ou o número de repetições realizadas em um tempo pré-determinado (BREMANDER; DAHL; ROOS, 2006; ROOS *et al.*, 2007; NEUMAN *et al.*, 2009; AGEBERG *et al.*, 2010). Em particular, uma menor velocidade indica pior desempenho (NEUMAN *et al.*, 2009; AGEBERG *et al.*, 2010).

Apesar do agachamento unipodal ser utilizado com frequência na avaliação do desempenho, não existem procedimentos específicos que permitam modificar o nível de demanda imposta ao sistema músculo-esquelético. Assim, não se sabe como variações em parâmetros que afetam a dificuldade desta tarefa (e.g. amplitude de movimento articular) afetam o desempenho nestes testes.

Para sistematização das variações da demanda pode ser realizada uma adaptação do agachamento unipodal inspirada em uma tarefa amplamente estudada a qual ficou conhecida como tarefa de Fitts em homenagem ao seu proponente (FITTS, 1954). A tarefa de Fitts consiste em tocar dois alvos continua e alternadamente com a maior precisão e menor tempo possíveis (FITTS, 1954; GUIARD, 1997; MOTTET; BOOTSMA, 1999). A largura do alvo (L) e a distância entre os alvos (D) determinam a demanda imposta ao indivíduo para realização desta tarefa. Em particular, Fitts (1954) propôs o cálculo de um índice de dificuldade (ID) para caracterizar esta tarefa baseado nestes dois parâmetros:

$$ID = \log_2(2D/L)$$

Como indicado pela fórmula, este índice sugere que a dificuldade da tarefa é proporcional a distância entre os alvos e inversamente proporcional a largura entre eles.

Especificamente no presente estudo, a tarefa será adaptada de forma que o indivíduo ao realizar agachamentos unipodais cíclicos tenha que apontar um laser pointer afixado na região do quadril para dois alvos posicionados a sua frente, um acima do outro. A distância entre os alvos é mantida constante (30 cm) e se correlaciona com as excursões articulares a serem realizadas durante o teste. A largura do alvo adiciona um elemento de precisão ao teste que pode requerer do indivíduo maior controle dos movimentos articulares nos planos frontal e transversal para realização do movimento, particularmente quando o alvo for menor.

No contexto da tarefa de Fitts, diversos estudos demonstraram uma relação entre o ID e o tempo que um indivíduo leva para deslocar o membro efetor (tipicamente a mão) de um alvo ao outro (MOTTET; BOOTSMA, 1999; MOTTET *et al.*, 2001; FERNANDEZ; BOOTSMA, 2008). Tal relação, conhecida como lei de Fitts, estabelece que quanto maior o ID, maior o tempo de movimento (FITTS, 1954; FITTS; PETERSON, 1964; MOTTET; BOOTSMA, 1999; MOTTET *et al.*, 2001; FERNANDEZ; BOOTSMA, 2008). Dessa forma, dado um mesmo ID, um menor tempo usado para percorrer a distância entre os alvos representa um melhor desempenho na tarefa (MOTTET; BOOTSMA, 1999; MOTTET *et al.*, 2001; FERNANDEZ; BOOTSMA, 2008). Além disso, uma maior redução do tempo de movimento frente a um aumento no ID reflete uma menor eficiência do indivíduo para lidar com modificações na demanda da tarefa (CORBEN *et al.*, 2011). Particularmente para a tarefa proposta, como a distância não foi modificada, o ID é determinado apenas pela largura do alvo, numa proporção em que quanto menor esta largura, maior a dificuldade na tarefa.

O tempo de movimento para execução da tarefa proposta na presente tese pode ser influenciado de maneira geral pela demanda externa gerada pelos tamanhos dos alvos, padronizada para todos os participantes, mas pode também ser influenciado no nível individual pela capacidade de execução da tarefa de cada participante. A redução do tamanho dos alvos gera uma demanda de controle dos movimentos de membro inferior e exige ajustes coordenados nas três articulações

envolvidas (tornozelo, joelho, quadril) o que pode exigir que o indivíduo se movimente mais lentamente. Isto possibilita que a relação entre a capacidade de movimentação dos indivíduos e a demanda imposta pela tarefa seja descrita pela curva de variação do tempo de movimento ao longo das condições. A capacidade dos indivíduos para manter o tempo de movimento quando reduções nos tamanhos dos alvos são realizadas pode assim descrever sua capacidade musculoesquelética para regular a movimentação de membros inferiores ao se ajustar a diferentes larguras de alvos.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Desenvolver um método de avaliação do desempenho que exija controle da movimentação de membros inferiores, permita caracterizar a capacidade de adaptação dos indivíduos às variações nesta demanda de controle durante a realização da tarefa, bem como caracterizar as repercussões de alterações na cinemática articular para esta capacidade.

1.1.2 Objetivos específicos

Desenvolver um teste que permita avaliar o quanto as exigências de controle do movimento de membros inferiores afetam o desempenho de indivíduos sem história de lesão.

Avaliar o quanto os ajustes exigidos pelo teste realmente exigem do membro inferior como um todo.

Avaliar a confiabilidade da variável utilizada para caracterizar este desempenho.

Avaliar o quanto indivíduos saudáveis podem apresentar diferenças na capacidade de ajustar desempenho frente a variação na demanda da tarefa.

Avaliar o quanto estas diferenças podem ser determinadas pela capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores.

Avaliar o quanto esta capacidade de controle pode estar associada a diferenças na cinemática articular e nas estratégias de movimento utilizadas pelos indivíduos.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Aspectos éticos

O projeto foi enviado e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais (ANEXO I) e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de acordo com o Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição (ANEXO II).

2.2 Localização

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Análise de Movimento localizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, Belo Horizonte, Minas Gerais.

2.3 Amostra do primeiro estudo

Dez indivíduos adultos jovens saudáveis (seis mulheres, quatro homens) com média de idade, massa e altura de 25,3 anos (DP 5,34), 60,2 kg (DP 8,31) e 165 cm (DP 9), respectivamente, participaram do primeiro estudo. Os participantes foram recrutados entre alunos de graduação e pós-graduação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Os critérios de inclusão foram ter entre 18 e 35 anos de idade e não possuir história de lesão ou cirurgia de membros inferiores. O critério de exclusão foi a incapacidade de realizar todas as condições da tarefa.

2.4 Amostra do segundo estudo

Quinze indivíduos (nove mulheres, seis homens) com média de idade, massa e altura de 23,2 anos (DP 5,18), 62,45 kg (DP 8,85) e 168 cm (DP 11) participaram do segundo estudo. Os critérios de inclusão e de exclusão foram os mesmos do primeiro estudo.

2.5 Instrumentação

Para fixar o laser pointer à pelve e mantê-lo acionado durante a realização da tarefa, um cinto especial foi confeccionado para as coletas de dados (FIGURA 1).

Este cinto consistia de uma peça metálica onde era encaixado o laser pointer e faixas elásticas que mantinham a peça fixada (FIGURA 2).

FIGURA 1: Cinto para fixação do laser pointer.

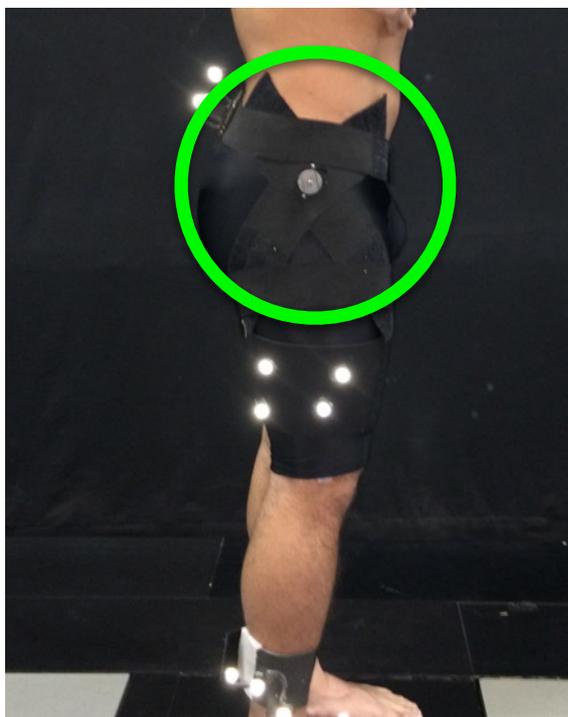
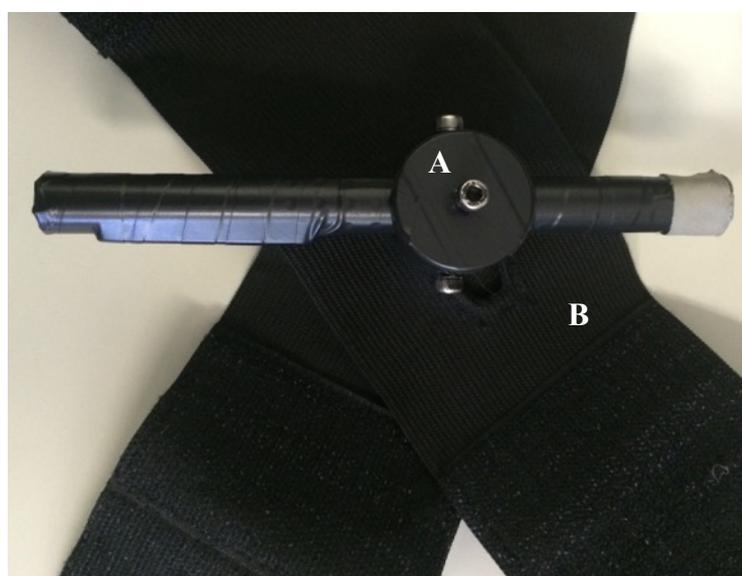
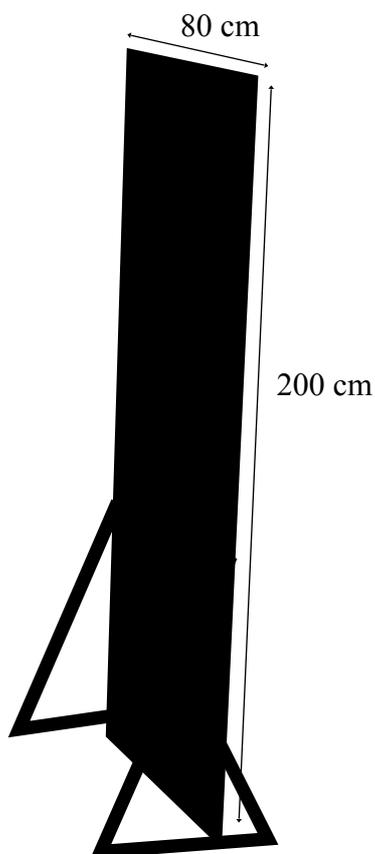


FIGURA 2: A) Peça metálica em que o laser pointer era fixado e mantido acionado.
B) Faixas elástica que garantiam a fixação da pelve.



Para o posicionamento dos alvos à frente do participante um painel metálico (200 x 80 cm) pintado em tinta preta fosca foi confeccionado (Figura 3). Três pares de alvos quadrados vermelhos foram confeccionados utilizando uma manta magnética, um par com 3 cm de largura, um com 5 cm e um com 10 cm.

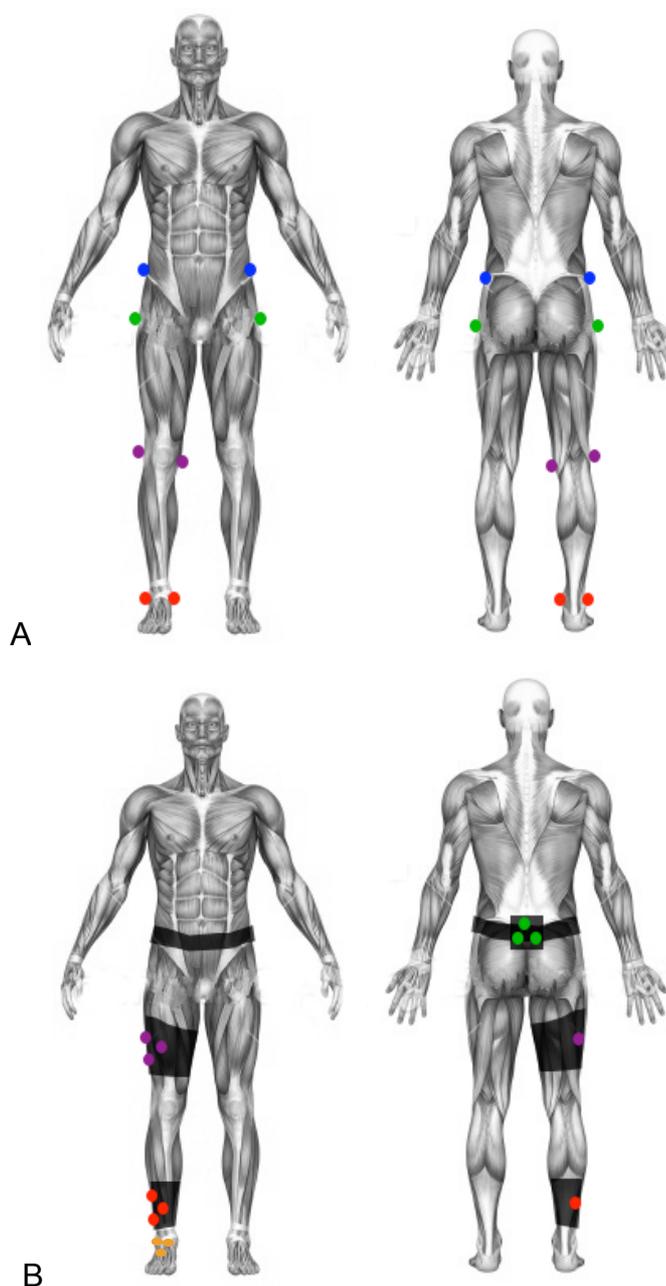
FIGURA 3 - Painel metálico para fixação dos alvos



As trajetórias tridimensionais dos segmentos de membro inferior e pelve foram registradas utilizando sete unidades de captura do sistema Qualisys Pro-Reflex com uma frequência de aquisição de dados de 100hz. Para definir os sistemas locais de coordenadas dos segmentos do membro inferior e da pelve, marcadores anatômicos reflexivos (esferas de 12 mm) foram posicionados sobre a cabeça do primeiro e quinto metatarso direitos, maléolos lateral e medial direitos, epicôndilos lateral e medial direitos, trocânter maior do fêmur e cristas ilíacas bilateralmente (Figura 4A). Para o rastreamento dos segmentos, uma tríade rígida de marcadores reflexivos foi fixada ao topo do antepé direito, quartetos de

de marcadores reflexivos foram fixados na porção lateral de perna e coxa direitas e sobre a região sacral (Figura 4B). Após uma coleta inicial estática, utilizada posteriormente para definição dos segmentos, os marcadores anatômicos foram retirados, permanecendo durante a coleta somente os marcadores para rastreamento. Além disto, papel reflexivo foi utilizado para revestir a extremidade do laser (Figuras 1 e 2), esta extremidade teve também sua trajetória tridimensional capturada pelas unidades do Qualisys.

FIGURA 4: Disposição dos marcadores reflexivos



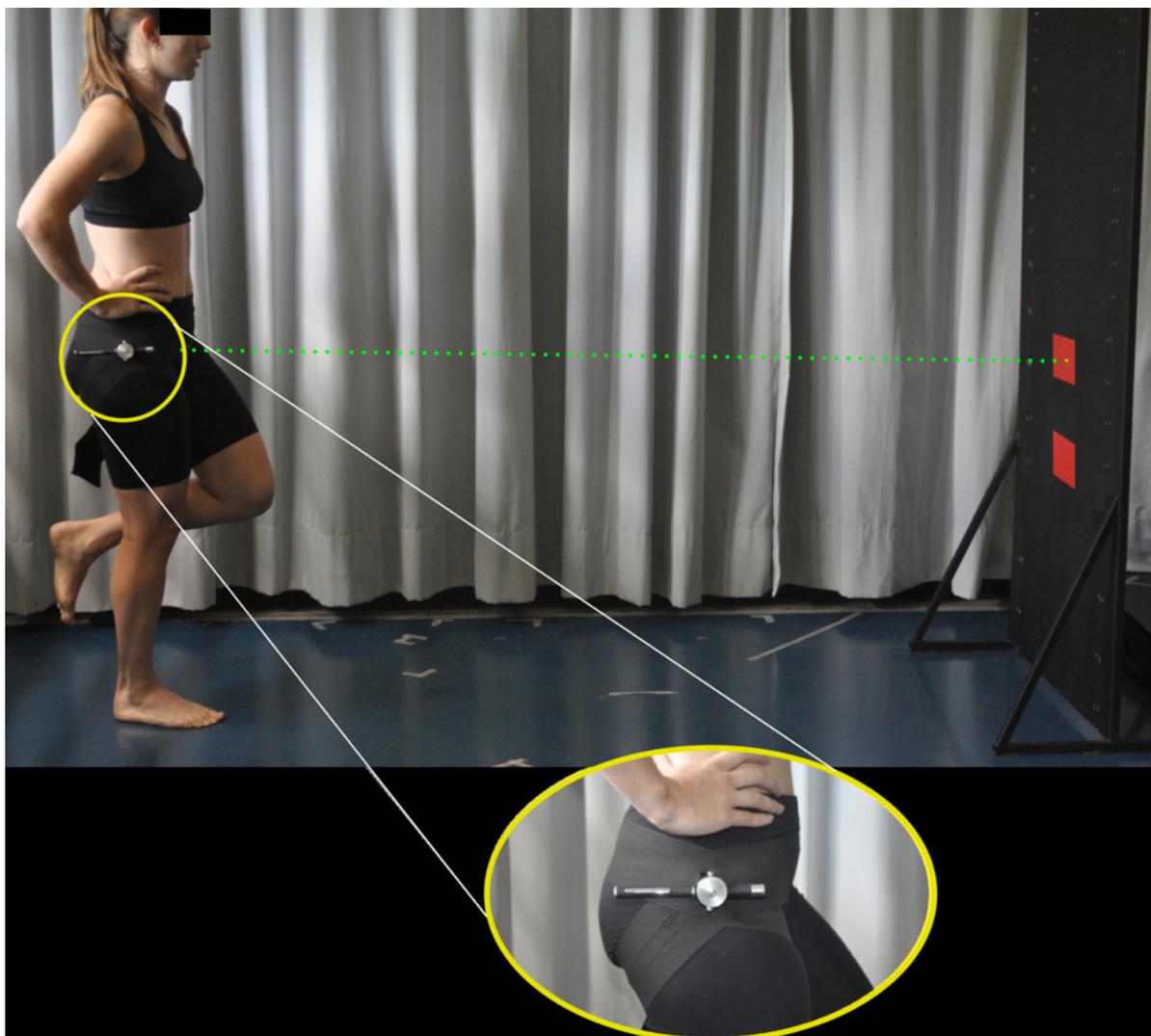
2.6 Procedimentos

Os procedimentos implementados para coleta de dados foram em sua maior parte os mesmos para os dois estudos. Dessa forma, quando não for especificado um dos estudos, é porque aquele procedimento específico foi implementado em ambos. Todos os participantes realizaram uma tarefa de agachamento em que deveriam regular a trajetória de um laser pointer fixado à sua pelve. Dois alvos quadrados foram fixados, um acima do outro, a um painel metálico posicionado à sua frente e os participantes deveriam realizar a tarefa deslocando a luz laser de um alvo a outro.

Após a fixação dos marcadores e a realização da coleta estática, o participante foi instruído a se posicionar no centro do laboratório. O *laser pointer* foi fixado dois dedos acima do final do trocânter maior da perna direita, o qual apontava para frente (paralelamente ao solo) em direção ao painel metálico preto (2,00 x 0,80m) posicionado a 1,5m de distância do participante (FIGURA 5). O pé direito foi posicionado no centro da área de coleta e após realizar alguns agachamentos unipodais livres, a posição do pé, definida pelo participante como confortável, foi marcada e mantida ao longo de todas as repetições.

Com o participante em apoio unipodal sobre a perna direita com o joelho estendido (altura inicial), o laser foi apontado para o painel e a altura em que o feixe do laser incidia sobre o mesmo foi registrada. Um alvo quadrado magnético foi fixado ao painel tendo seu centro posicionado nesta altura. Em seguida, um novo alvo quadrado magnético foi fixado com seu centro passando abaixo do centro do primeiro alvo à uma distância pré-determinada de 30 cm (FIGURA 5).

FIGURA 5: Posicionamento do participante e disposição do painel e dos alvos.



Durante a realização do teste, o participante foi orientado a se movimentar de maneira que o feixe de *laser* fosse deslocado a partir do alvo superior até o alvo inferior, retornando novamente ao alvo superior no menor tempo possível. Este movimento, que corresponde a um ciclo de agachamento, foi realizado continuamente dez vezes, garantindo que o feixe de laser tocasse os alvos alternadamente em todos os ciclos de agachamento realizados. O comando utilizado foi: “Você deve agachar levando o laser de um alvo ao outro, o mais rápido possível desde que acerte cada um dos alvos sempre durante o período do teste. Você não pode retornar antes de tocar o alvo, nem ultrapassar seus limites”. Quando ocorreram erros na execução da tarefa, como deixar de alcançar um dos

alvos ou ultrapassar o limite de um deles, o participante foi solicitado a reiniciar a série de 10 ciclos de agachamento, após um período de descanso de 5 minutos.

Os três pares de alvos quadrados de tamanhos distintos (3, 5 e 10cm de lado) foram utilizados para manipular a demanda do movimento executado. A ordem de realização das condições foi aleatorizada por sorteio.

Em cada condição experimental, foi permitido que o participante realizasse familiarização com a tarefa até que se sentisse capaz de realizá-la adequadamente. Foram permitidas tantas tentativas quanto necessárias para que se executassem três séries válidas (cada uma composta por 10 ciclos de agachamento) em cada uma das condições de teste. Foi permitido descanso a qualquer tempo, mediante solicitação, e pelo tempo que os participantes julgassem necessário.

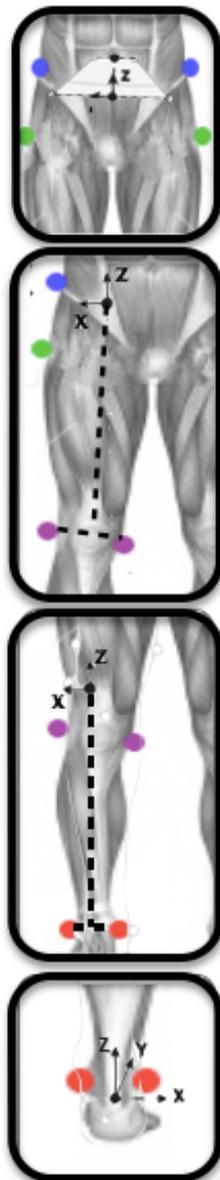
No sentido de avaliar a confiabilidade do teste, todos os participantes retornaram ao laboratório após sete dias da data da primeira coleta para repetir os procedimentos. A ordem de realização das condições foi novamente aleatorizada durante o reteste.

2.7 Redução dos dados

2.7.1 Filtros e definição dos segmentos corporais

Os dados cinemáticos e cinéticos sincronizados foram processados utilizando o software Visual 3D (C-motion, Inc., Rockville, USA) (FIGURA 6). As trajetórias dos marcadores foram filtradas utilizando filtros passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequências de corte de 6 Hz (WINTER, 1990).

FIGURA 6: Sistemas de coordenadas utilizados para os segmentos pelve, coxa, perna e pé para os dois estudos.



2.7.2 Trajetória do laser pointer

A trajetória do laser foi caracterizada pela resultante trigonométrica do deslocamento linear de sua extremidade nos três eixos, capturado pelas unidades dos Qualisys. No primeiro estudo foi utilizada a série temporal de dez ciclos de agachamento. No segundo estudo, para caracterizar a capacidade dos indivíduos em limitar o deslocamento latero-lateral do laser frente às reduções dos alvos, foi

calculada uma razão entre a quantidade de deslocamento horizontal e a quantidade de deslocamento total.

2.7.3 Tempo de movimento

O tempo de movimento foi definido como o tempo médio para realização de um ciclo de agachamento, sequência definida pelo toque no alvo superior, toque no alvo inferior e retorno ao primeiro. Este tempo foi calculado pela distância entre os picos na trajetória da extremidade do laser.

2.7.4 Variáveis dependentes

As seguintes variáveis cinemáticas foram calculadas: (1) inversão-eversão do pé (eixo anteroposterior) em relação à perna; (2) rotação interna-externa do pé (eixo longitudinal) (3) dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo (eixo laterolateral); (4) rotação interna-externa (eixo longitudinal), (5) adução-abdução (eixo anteroposterior) de joelho, e (6) flexo-extensão (eixo laterolateral) de joelho representadas pelo movimento da perna em relação à coxa; (7) flexo-extensão (eixo laterolateral); (8) rotação interna-externa (eixo longitudinal) e (9) adução-abdução (eixo anteroposterior) de quadril, representadas pelo movimento da coxa em relação à pelve. Os dados cinemáticos foram calculados baseados na sequência de Cardan x, y e z (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990). Para o primeiro estudo foi utilizada a série temporal resultante dos dez ciclos de agachamento e para o segundo estudo foram utilizadas as médias entre os dez ciclos da amplitude máxima de deslocamento angular para cada articulação em ciclo de agachamento.

2.8 Análise dos dados

2.8.1 Análise de Componentes Principais e Regressão linear - Estudo 1

A maior parte das variáveis do primeiro estudo (deslocamento articular e trajetória do laser) é representada por curvas ou séries temporais. Os dados de deslocamento angular das articulações apresentam características específicas, entre elas: a) multidimensionalidade; se representarmos as curvas de

deslocamento angular de cada articulação, para cada um dos indivíduos em cada uma das condições do primeiro estudo teremos: 3 articulações x 3 planos x número de frames coletados para os dez ciclos de agachamentos, gerando mais de 9000 pontos de dados para cada participante; b) existe um formato geral das curvas de dados, um padrão subjacente dos dados que as curvas geralmente seguem. Além disto, como o agachamento exige movimentação simultânea das articulações envolvidas, para uma dada curva de uma dada articulação, um valor específico é relacionado aos valores das outras curvas. A força da relação entre os valores das curvas pode ser descrita como colinearidade e pode ser referida como a estrutura de correlação presente nos dados. O que nos interessa no primeiro estudo é descrever esta estrutura de correlação presente nos dados e verificar o quanto a movimentação associada entre as articulações é determinante para que a trajetória do laser responda aos padrões impostos pelo tamanho do alvo.

Para alcançar esse objetivo, considerando a grande quantidade de dados sendo avaliados, devemos encontrar as características mais salientes do conjunto de dados, retendo as características mais importantes, sem perder informação discriminatória importante. Dessa forma, optamos por utilizar a Análise de Componentes Principais na tentativa de capturar informação a respeito da correlação entre as curvas de deslocamento articular, para utilizar o componente principal que descreve esta estrutura correlacional numa análise de regressão linear com a trajetória do laser, e verificar o quanto a movimentação articular se organiza em função desta trajetória.

Matematicamente, a Análise de Componentes Principais é uma transformação ortogonal que converte um número de variáveis correlacionadas em um número menor de variáveis não-correlacionadas e independentes chamadas componentes principais. Esta técnica se baseia na decomposição ortogonal da matriz formada pelas séries temporais analisadas, resultando em componentes principais independentes uns dos outros. Idealmente, a Análise de Componentes Principais é indicada para redução e interpretação de dados e tem sido inclusive utilizada para caracterizar o grau de co-variação de deslocamentos articulares (BALASUBRAMANIAM; TURVEY, 2004) e para caracterizar e discutir sinergias e grau de coordenação entre as articulações (DAFFERTSHOFER *et al.*, 2004; ST-ONGE *et al.*, 2004; ST-ONGE; FELDMAN, 2003) durante a execução das mais diversas

tarefas.

A Análise de Componentes Principais permite que somente alguns componentes principais sejam suficientes para representar de maneira adequada as curvas de dados originais; uma vez que cada componente é independente dos demais e que a maior proporção de variância é explicada pelos primeiros componentes principais. Isto possibilita que os escores obtidos a partir da análise sejam utilizados em análise subsequentes.

No presente estudo, a Análise de Componentes Principais foi implementada com o objetivo de re-expressar as nove séries temporais de deslocamento articular (três articulações em três planos) ou nove variáveis originais que descrevem o agachamento como um conjunto reduzido de variáveis não-correlacionadas chamadas componentes principais. Foi realizada uma Análise de Componentes Principais para cada participante, em cada condição. Os componentes principais capazes de explicarem mais de 90% da variância do deslocamento articular para cada participante foram utilizados para representar a movimentação combinada das articulações. Esses componentes podem ser considerados elementos constituintes únicos (ou característicos) que descrevem as curvas de dados biomecânicos computados originalmente para cada indivíduo.

A Análise de Componentes Principais de curvas foi aplicada para cada um dos dez indivíduos do primeiro estudo em cada uma das condições (trinta análises no total). Neste primeiro estudo, os dados de deslocamento articular foram organizados em trinta matrizes de dados n_9 (n pontos de dados $_3$ articulações \times 3 planos). Como o tempo de movimento era a variável que caracterizava o desempenho dos indivíduos e cada indivíduo teve um tempo de coleta distinto em cada condição, cada matriz possuía um número distinto de pontos de dados.

Considerando uma matriz de dados específica de dados originais X , como por exemplo a matriz com os dados do indivíduo 1 (Figura 7A), a Análise de Componentes Principais é feita nas colunas da matriz X (RESENDE, 2014). A matriz de covariância de X (S) é computada (Figura 7B). Os termos fora da diagonal de S capturam a covariância entre todos os pares possíveis de amostras de deslocamento articular, independente da articulação ou plano, refletindo a redundância no conjunto de dados X . Os termos na diagonal de S capturam a variância em cada amostra de deslocamento articular, refletindo a estrutura

relevante em X (FIGURA 7B).

Figura 7: A) Matriz com os dados originais do indivíduo para a condição alvo grande (10 cm, menor dificuldade). Cada linha representa um instante durante a execução da tarefa. Neste caso o participante levou 15,21s (1521 frames coletados a 100Hz) para realizar 10 ciclos de agachamento. Cada coluna representa a posição de uma dada articulação em um dado plano a cada instante. B) Matriz de covariância dos dados originais. Elementos da diagonal representam a variância em cada amostra de deslocamento articular (coluna) e elementos fora da diagonal representam a covariância entre todos os pares possíveis de amostras de deslocamento articular.

Quadril sagital	Quadril frontal	Quadril Transverso	Joelho sagital	Joelho frontal	Joelho Transverso	Tornozelo sagital	Tornozelo frontal	Tornozelo Transverso
4.772	0.981	4.953	20.404	1.537	3.228	10.715	6.164	1.609
4.800	0.977	4.884	20.516	1.526	3.174	10.751	6.200	1.626
4.878	0.966	4.824	20.699	1.513	3.144	10.821	6.244	1.659
5.004	0.944	4.775	20.948	1.497	3.134	10.923	6.294	1.713
5.172	0.912	4.736	21.258	1.479	3.135	11.052	6.339	1.787
5.376	0.874	4.705	21.619	1.457	3.133	11.203	6.372	1.877
5.612	0.833	4.676	22.023	1.430	3.113	11.372	6.381	1.977
5.877	0.789	4.646	22.467	1.394	3.068	11.553	6.355	2.075
...
3.507	2.435	6.630	25.284	0.611	3.502	12.721	2.024	0.435

A

$$S = \begin{bmatrix} s_{11} & s_{12} & \dots & s_{1p} \\ s_{21} & s_{22} & \dots & s_{2p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_{p1} & s_{p2} & \dots & s_{pp} \end{bmatrix}$$

B

Para que os componentes principais gerados pela análise não sejam correlacionados a matriz de covariância inicialmente gerada deve passar por uma decomposição ortogonal (RESENDE, 2014). A decomposição ortogonal consiste em realinhar os dados da matriz inicialmente gerada num novo sistema de coordenadas, de maneira que os elementos fora da diagonal se tornem iguais a 0 (RESENDE, 2014). A matriz de covariância de X é transformada então na matriz D de covariância dos componentes principais. As novas coordenadas são os componentes principais e eles são alinhados de acordo com a direção de variação presente nos dados, da maior para a menor.

Durante o processo de diagonalização, além da matriz D é criada a matriz U, sendo as colunas da matriz U as cargas vetoriais (descrições características) da matriz de covariância de X e os elementos da diagonal da matriz D os autovalores

(medidas de variação associadas aos autovetores). Dessa forma, os componentes principais são o conjunto de vetores lineares ortogonais (ou cargas vetoriais) $C\{c_1, \dots, c_{101}\}$ que transformam S com o objetivo de maximizar os seus componentes de variância (estrutura) e minimizar os seus componentes de covariância (redundância). Assim, um componente principal passa a descrever a variância global dos dados.

Matematicamente, as cargas vetoriais (ou Componentes principais) são os autovetores de S . Os autovetores constituem um sistema de coordenadas ótimo para representar o conjunto de dados pois eles são alinhados com as direções de máxima variância nas amostras temporais de deslocamento articular. Os componentes principais podem ser utilizados para descrever a variância global dos deslocamentos articulares, ao passo que os autovalores descrevem a contribuição relativa de cada articulação para aquele componente de variância.

Os componentes principais extraídos são ordenados em função da quantidade de variância que eles explicam (indexada pelos seus autovalores) e o número máximo de componentes principais é igual ao número de variáveis originais. Devido à alta covariação existente entre as amostras de deslocamento articular durante o agachamento, a maior parte da variância é usualmente explicada pelos primeiros Componentes principais, e esses normalmente contêm a informação mais relevante dos dados originais (ST-ONGE *et al.*, 2004; ST-ONGE; FELDMAN, 2003). Os componentes restantes frequentemente podem ser descartados sem perda de informação importante, reduzindo assim a dimensionalidade do conjunto de dados. Um critério de 90% da variabilidade dos dados explicada foi utilizado para determinar o número de Componentes principais a serem retidos para a análise (BRANDON *et al.*, 2013). Particularmente, para a tarefa de agachamento que é caracterizada por movimento articular altamente coordenado (articulações movem-se de forma acoplada) espera-se que muito poucos componentes sejam capazes de representar mais que 90% da variância de deslocamento articular.

Estes componentes foram posteriormente utilizados numa análise de regressão, o objetivo foi descrever o quanto a movimentação articular se organiza em função da trajetória do laser pointer e verificar o quanto manipulações de demanda baseadas no controle desta trajetória exigiriam ajustes do membro

inferior como um todo.

2.8.2 Análise de confiabilidade - Estudo 1

Como o desempenho na tarefa proposta é caracterizado pelo tempo de movimento, a confiabilidade teste-reteste desta medida foi estimada, por meio do coeficiente de correlação intraclassa (CCI(3,1)). Utilizando o valor do CCI, foi determinado o erro padrão da medida (EPM) para o grupo avaliado.

2.8.3 Análise de variância (ANOVA) - Estudo 1

A fim de verificar o quanto a manipulação inspirada na tarefa de Fitts realmente representava modificações na demanda do agachamento e exigia ajustes no desempenho da tarefa, uma ANOVA com um fator principal (condição da tarefa) com três níveis (larguras do alvo: 3, 5 e 10 cm).

2.8.4 Análise de Regressão Multinível- Estudo 2

Muitas vezes quando se analisa medidas coletadas em série em um ou mais grupos de indivíduos, opta-se pela utilização de modelos de associação ou de modelos de medidas repetidas. Análises de associação enfatizam a explicação da variação intra-indivíduo como processo natural, variações entre condições como sendo características do grupo ou população estudada (RAO, 1965; FEARN, 1975; WARE, 1983). Estas análises geralmente comparam características de crescimento ou variação para diferentes populações, enfatizando a contribuição das condições experimentais para a variabilidade entre indivíduos. Em contrapartida, modelos de medidas repetidas, como geralmente descritos, tipicamente assumem que os efeitos individuais permanecem constantes ao longo das medidas de interesse e que apenas as condições experimentais são modificadas ao longo destas medidas, considerando que os efeitos experimentais representam a maior contribuição para a variação intraindivíduo (HAYES, 1973).

Modelos de efeitos aleatórios com dois níveis são baseados em identificação explícita de características individuais e características populacionais. Em modelos com dois níveis, as distribuições de probabilidade para os vetores resposta de diferentes indivíduos provêm de uma mesma família, mas alguns parâmetros de

efeitos aleatórios variam entre os indivíduos, a distribuição destes parâmetros é especificada no segundo nível do modelo. LAIRD & WARE (1982) definem uma família de modelos para medidas seriadas que inclui tanto modelos de associação quanto modelos de medidas repetidas como casos especiais. Parâmetros populacionais (ou característicos do grupo), efeitos individuais e variação intra indivíduos são introduzidos no primeiro estágio da análise (nível 1) e variações entre indivíduos no segundo estágio (nível 2).

Estas análises permitem: a) verificar o quanto uma variável pode prever variações em outra, b) verificar o quanto a inclinação da curva que descreve a relação entre estas variáveis varia num mesmo nível de medidas repetidas e, na presença de variabilidade entre indivíduos nesta inclinação, a análise permite ainda c) verificar num segundo nível, o quanto uma variável de fundo pode prever esta inclinação.

Esta análise foi aplicada no segundo buscando especificamente, verificar: a) o quanto a largura dos alvos foi preditora do tempo de movimento ao longo das condições de largura do alvo no grupo avaliado, ou seja, o quanto a demanda externa padronizada para tarefa influenciou o desempenho de todos os indivíduos, b) o quanto a relação entre estas variáveis foi diferente entre os indivíduos avaliados, ou seja, o quanto as variações na largura dos alvos exigiram maiores ou menores modificações no tempo de movimento para cada indivíduo e c) num segundo nível, o quanto a capacidade de controle da trajetória do laser foi preditora destas modificações.

2.8.5 Diferenças na cinemática articular -Estudo 2

Para determinar o quanto o deslocamento do pointer poderia estar associado a diferenças na movimentação articular, dois subgrupos foram formados, um incluindo os indivíduos que representaram o terço de menores valores para a variável razão de deslocamento do pointer e outro incluindo os indivíduos que representaram o terço de maiores valores para esta variável. Três MANOVAs medidas repetidas, uma para cada plano de movimento (sagital, frontal e transversal), incluindo as excursões de tornozelo, joelho e quadril, foram utilizadas para verificar diferenças na cinemática articular entre os subgrupos nas diferentes condições de alvo. ANOVAs adicionais foram realizadas para verificar possíveis

diferenças nas razões quadril/joelho e joelho/tornozelo. Estas variáveis foram analisadas para caracterizar possíveis mudanças na quantidade de movimentação relativa entre as articulações e quantificar a contribuição relativa das articulações no plano sagital nestes indivíduos.

3 ESTUDO I

O artigo intitulado: "Desenvolvimento de um método para variação da demanda durante avaliação de agachamentos unipodais" foi formatado de acordo com as normas da Revista Physical Therapy in Sport.

Após a realização das alterações sugeridas pela banca, este artigo será submetido à tradução para o inglês seguindo os procedimentos determinados pelo edital 03/2013 da Pró-reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas e, em seguida, submetido para a avaliação no respectivo periódico.

TÍTULO

Desenvolvimento de um método para variação da demanda durante
avaliação de agachamentos unipodais

RESUMO

Objetivo: desenvolver um método que permita avaliar o quanto as exigências de controle do movimento de membros inferiores afetam o desempenho de indivíduos sem história de lesão.

Desenho do estudo: Estudo metodológico.

Setting: Laboratório de análise de movimento.

Participantes: Dez indivíduos jovens sem história de lesão.

Desfechos principais: A tarefa de Fitts foi adaptada para avaliação de membros inferiores. Os indivíduos tiveram que apontar um laser pointer afixado proximalmente ao trocânter para dois alvos posicionados a sua frente durante a realização de agachamentos unipodais cíclicos. Foram calculados os componentes principais dos deslocamentos angulares de tornozelo, joelho e quadril, além do tempo médio para realização do agachamento.

Resultados: A movimentação articular foi capaz de predizer a trajetória do laser ($R^2 > 0,90$; $p < 0,001$). O tempo médio para realização do agachamento se mostrou uma variável confiável ($ICC > 0,8$; $p < 0,05$) para caracterizar o desempenho dos indivíduos no teste e aumentou significativamente ($p < 0,05$) com a redução da largura dos alvos.

Conclusões: O teste desenvolvido permite que a capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores seja descrita através do tempo de movimento, permitindo maior aplicabilidade em ambiente clínico.

Autores: Giovanna Mendes Amaral, Paula Lanna Pereira da Silva, Sérgio Teixeira da Fonseca
Physical Therapy in Sports (<http://www.physicaltherapyinsport.com/content/authorinfo>)

PALAVRAS-CHAVE (Termos Mesh):

Lower extremities, analysis, prevention and control, instrumentation

INTRODUÇÃO

Testes de capacidade física são comumente usados em processos de prevenção e reabilitação de lesões musculoesqueléticas.¹⁻⁴ Estes testes têm como objetivo caracterizar o nível de funcionalidade alcançado por um indivíduo, uma vez que avaliam sua aptidão para executar, em ambiente padronizado, uma tarefa que simule as demandas específicas de suas atividades diárias.^{1,5} Testes funcionais que permitam padronizar os níveis de demanda em que a tarefa é realizada podem ser essenciais para avaliar a capacidade dos indivíduos frente às demandas impostas por atividades usuais.^{6,7} A utilização deste tipo de avaliação pode contribuir tanto para caracterização do nível de funcionalidade alcançado pelo indivíduo, quanto para o entendimento do processo de surgimento de lesões musculoesqueléticas.

O agachamento tem sido uma tarefa frequentemente utilizada para avaliação da capacidade funcional dos membros inferiores.^{2,3,4,8-15} Esta tarefa inclui movimentos simultâneos das articulações de tornozelo, joelho e quadril, característicos de diversos componentes de atividades esportivas ou cotidianas (impulsão do salto, fase de apoio da corrida e da marcha, subir e descer degraus, entre outros).^{8,9} Um parâmetro quantificável, frequentemente utilizado para caracterização da capacidade dos indivíduos em realizarem o agachamento, é a agilidade na realização da tarefa, podendo ser medidos o tempo gasto para realizar um número determinado de repetições ou o número de repetições realizadas em um tempo pré-determinado.¹³⁻¹⁶ Em particular, uma menor velocidade indica pior desempenho.¹⁵⁻¹⁶

Tarefas de apontamento tem sido frequentemente utilizadas para avaliar a

capacidade dos indivíduos em manter velocidade em diferentes condições de demanda.¹⁷⁻²² A tarefa de Fitts, por exemplo, em que os indivíduos devem apontar dois alvos de forma sequenciada, tem demonstrado que indivíduos com pior condição funcional são menos capazes de manter a velocidade quando a tarefa exige maior regulação dos movimentos de membros inferiores.²³⁻²⁶ No presente estudo, os mesmos parâmetros da tarefa de Fitts foram utilizados para manipular a demanda do agachamento. Especificamente, a tarefa foi adaptada de forma que o indivíduo ao realizar agachamentos unipodais cíclicos tivesse que apontar um laser pointer afixado proximalmente ao trocânter para dois alvos posicionados, um acima do outro, em um painel a sua frente. A distância vertical entre os alvos se correlaciona com as excursões articulares a serem realizadas durante o teste. A largura do alvo adiciona um elemento de precisão ao teste que pode requerer do indivíduo maior controle dos movimentos de membros inferiores para realização da tarefa, particularmente quando o alvo for menor.

Esta modificação proposta para a tarefa pode sugerir que a exigência do teste seria focada prioritariamente no segmento proximal em que foi fixado o pointer, no caso a pelve. No entanto, como o agachamento exige movimentação simultânea das três articulações de membros inferiores,^{27,28} espera-se que, ao exigir controle do movimento do laser pointer, toda as articulações de membro inferior se ajustem para o cumprimento da tarefa. Assim, espera-se que variações nas demandas de regulação do movimento do pointer gerem variações na demanda para o membro inferior como um todo. Esta pressuposição poderia ser confirmada caso (1) exista uma forte co-variação entre os movimentos das 3 articulações que compõem o membro inferior, e (2) o movimento do pointer seja explicado pelo movimento combinado destas articulações.

O presente estudo teve por objetivo desenvolver um teste que permita avaliar o quanto as exigências de controle dos movimentos de membro inferior afetam o desempenho de indivíduos sem história de lesão. Além disso, pretende-se avaliar o quanto os ajustes exigidos pelo teste realmente exigem do membro inferior como um todo, e avaliar a confiabilidade da variável tempo de movimento, a qual representa a agilidade dos indivíduos durante a execução do teste.

MÉTODOS

Participantes

Participaram deste estudo 10 adultos jovens ($25,3 \pm 5,34$ anos de idade), sendo seis mulheres e quatro homens sem história de lesão ou queixa de MMII. Estes participantes tinham estatura média de $1,65 \pm 0,09$ m e massa corporal média de $60,2 \pm 8,31$. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética da universidade e todos os participantes assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Após a explicação do teste, o preenchimento de um formulário de caracterização e a assinatura do termo de consentimento, todos os participantes tiveram peso e altura aferidos. Os participantes foram orientados a não realizarem atividade física nas 24hs anteriores ao teste.

Procedimento

Todos os participantes do estudo realizaram uma tarefa de agachamento em que deveriam regular a trajetória de um laser pointer fixado à sua pelve. Dois alvos quadrados foram fixados a um painel metálico posicionado à sua frente e os participantes deveriam realizar a tarefa deslocando a luz laser de um alvo a outro.

O participante foi inicialmente instruído a se posicionar no centro do laboratório. O *laser pointer* foi fixado dois dedos acima do final do trocâter maior da perna direita, o qual apontava para frente (paralelamente ao solo) em direção ao painel metálico preto (2,00 x 0,80m) posicionado a 1,5m de distância do participante (FIGURA 1). O pé direito foi posicionado no centro da área de coleta e após realizar alguns agachamentos unipodais livres, a posição do pé, definida pelo participante como confortável, foi marcada e mantida ao longo de todas as repetições.

Com o participante em apoio unipodal sobre a perna direita com o joelho estendido (altura inicial), o laser foi apontado para o painel e a altura em que o feixe do laser incidia sobre o mesmo foi registrada. Um alvo quadrado magnético foi fixado ao painel tendo seu centro posicionado nesta altura. Em seguida, um novo alvo quadrado magnético foi fixado com seu centro passando abaixo do centro do primeiro alvo à uma distância pré-determinada de 30 cm (FIGURA 1).

INSERIR FIGURA 1

Durante a realização do teste, o participante foi orientado a se movimentar de maneira que o feixe de *laser* fosse deslocado a partir do alvo superior até o alvo inferior, retornando novamente ao alvo superior no menor tempo possível (FIGURA 2). Este movimento, que corresponde a um ciclo de agachamento, foi realizado continuamente dez vezes, garantindo que o feixe de laser tocasse os alvos alternadamente em todos os ciclos de agachamento realizados (FIG. 2). O comando utilizado foi: "Você deve agachar levando o laser de um alvo ao outro, o mais rápido possível desde que acerte cada um dos alvos sempre durante o período do teste. Você não pode retornar antes de tocar o alvo, nem ultrapassar

seus limites”. Quando ocorreram erros na execução da tarefa, como deixar de alcançar um dos alvos ou ultrapassar o limite de um deles, o participante foi solicitado a reiniciar a série de 10 ciclos de agachamento, após um período de descanso de 5 minutos.

INSERIR FIGURA 2

Como forma de manipular a demanda de precisão do movimento executado, três pares de alvos quadrados de tamanhos distintos (3, 5 e 10cm de lado) foram utilizados (FIGURA 3). Os tamanhos dos alvos determinam a variabilidade permitida nos extremos de amplitude durante o agachamento. Quanto menor o alvo, menor variabilidade é permitida, exigindo que os participantes realizem a tarefa numa trajetória mais regular e precisa. A tarefa consistiu, então, na execução de três séries de 10 ciclos contínuos de agachamentos realizadas em três diferentes condições de largura dos alvos, 3cm (alvo pequeno (P)), 5cm (alvo médio (M)), e 10cm (alvo grande (G)).

A ordem de realização destas condições foi aleatorizada por sorteio. De acordo com a manipulação realizada, o alvo de menor largura representou a condição de maior demanda para os indivíduos, uma vez que permitia a menor variabilidade de movimento, ou seja, maior precisão durante a realização da tarefa.

INSERIR FIGURA 3

Em cada condição experimental, foi permitido que o participante realizasse familiarização com a tarefa até que se sentisse capaz de realizá-la adequadamente. Foram permitidas tantas tentativas quanto necessárias para que

se executassem três séries válidas (cada uma composta por 10 ciclos de agachamento) em cada uma das condições de teste. Foi permitido descanso a qualquer tempo, mediante solicitação, e pelo tempo que os participantes julgassem necessário. Foram excluídos do estudo dois sujeitos que não foram capazes de alcançar acurácia durante o período de familiarização para realização da tarefa com o alvo pequeno.

No sentido de avaliar a confiabilidade do teste, todos os participantes retornaram ao laboratório após sete dias da data da primeira coleta para repetir os procedimentos. A ordem de realização das condições foi novamente aleatorizada durante o reteste.

Coleta e redução de dados

Para avaliação da cinemática durante a execução da tarefa, todos os participantes estavam vestidos com uma bermuda colante e, no caso das mulheres, com um top. Antes da realização dos testes, para definição dos segmentos avaliados, marcadores anatômicos reflexivos (esferas de 12 mm) foram posicionados sobre as seguintes proeminências ósseas: cabeça do primeiro e quinto metatarso direitos, maléolos lateral e medial direitos, epicôndilos lateral e medial direitos, trocânter maior do fêmur e cristas ilíacas bilateralmente. Além disso, para o rastreamento destes segmentos, uma tríade rígida de marcadores reflexivos foi fixada sobre o topo do antepé direito, quartetos de marcadores reflexivos foram fixados na porção lateral de perna e coxa direitas e sobre a região sacral. Assim que todos os marcadores estivessem fixados, uma coleta de calibração na posição ortostática era realizada. Depois da coleta de calibração os marcadores anatômicos foram todos retirados. O laser foi então posicionado e o

teste realizado. Sobre a extremidade do *laser pointer* havia também um marcador reflexivo fixado para fornecer dados tridimensionais do seu deslocamento, este marcador e os conjuntos de marcadores para rastreamento permaneceram fixados ao participante durante toda coleta de dados.

As trajetórias tridimensionais dos marcadores reflexivos foram capturadas a uma frequência de 100Hz por um sistema de análise de movimento Qualisys Pro-reflex com sete unidades de coleta. Os marcadores reflexivos foram identificados manualmente por meio do software Qualisys Track Manager. E em seguida, utilizando o software Visual 3D (C-Motion, Rockville, MD), os sinais gerados foram filtrados com um filtro passa-baixa de 6 HZ e os ângulos do quadril, joelho e tornozelo foram calculados com base em convenções anatômicas padronizadas. As séries temporais de deslocamento linear da marca fixada ao laser e as séries temporais de deslocamento angular destas três articulações nos três eixos de movimento foram exportadas para análise.

A fim de se analisar o grau de correlação entre os deslocamentos articulares de tornozelo, joelho e quadril, uma Análise de Componentes Principais foi realizada. Esta análise busca a identificação de redundâncias nos dados as quais, quando presentes, permitem a redução da dimensionalidade dos mesmos. Nessa análise, uma alta correlação entre as excursões articulares de tornozelo joelho e quadril seria refletida na possibilidade de se explicar mais de 90% da variância nestas variáveis por um número relativamente pequeno de variáveis (denominadas componentes principais) compostas por uma combinação linear das variáveis originais, denominadas componentes principais. Os componentes principais calculados nesta análise foram utilizados para testar o quanto a movimentação do laser foi predita pelos deslocamentos combinados das articulações de tornozelo,

joelho e quadril. Caso positivo, seria confirmado o pressuposto de que o teste impõe exigência de organização de movimento em toda cadeia cinemática. Uma análise de componentes principais (PCA) foi realizada para cada participante em cada condição de teste, esta análise incluiu os nove vetores com as séries temporais de deslocamento angular das três articulações nos três eixos. Cada PCA gerou uma série de componentes de autovalores decrescentes, em que maiores autovalores representavam maior contribuição para a variância total do dado original. A dimensionalidade do dado original pôde então ser reduzida e os componentes principais contribuindo para maior porção de variância puderam ser identificados.

A série temporal resultante do deslocamento do marcador fixado ao laser foi calculada pela resultante trigonométrica das coordenadas deste marcador ponto a ponto durante os dez ciclos de agachamento. Os ciclos de agachamento foram definidos um a um pela localização dos picos nesta série temporal, os quais representavam o toque no alvo superior, toque no alvo inferior e retorno ao primeiro. O tempo médio decorrido entres os picos (ciclos) foi utilizado para caracterizar a agilidade dos indivíduos durante a execução do agachamento.

Análise estatística

Uma análise de regressão foi realizada, a fim de verificar o quanto os componentes principais que explicaram mais de 90% da variância para cada sujeito em cada condição foram capazes de explicar a trajetória do laser em cada participante.

Confiabilidade teste-reteste das medidas de tempo de movimento foi estimada, por meio do coeficiente de correlação intraclassa (CCI(3,1)). Utilizando o

valor do CCI, foi determinado o erro padrão da medida (EPM) para o grupo avaliado.

Análise descritiva do tempo de movimento incluiu valores de média, desvio padrão e variância do tempo de movimento. Análise de variância com um fator principal (condição da tarefa) com três níveis (larguras do alvo: 3, 5 e 10 cm) foi realizada a fim de se verificar os efeitos da manipulação da demanda da tarefa sobre o tempo de movimento.

RESULTADOS

PCA e regressão

A análise de Componentes Principais demonstrou que todos os indivíduos tiveram pelo menos 93% da variância das nove séries temporais dos deslocamentos articulares de joelho, tornozelo e quadril nos três planos explicada por no máximo dois fatores principais. Os resultados da análise de regressão indicaram que os dois primeiros componentes principais de deslocamento articular foram capazes de prever a trajetória do laser com Coeficiente de Determinação (R^2) maior que 0,90 ($p < 0,001$) para todos os sujeitos. Este resultado demonstrou que as articulações dos membros inferiores se organizaram em função do deslocamento do laser.

Confiabilidade

A avaliação do tempo médio de realização do agachamento se mostrou confiável em todas as três condições de demanda. Os valores da análise de confiabilidade (CCI) e do erro padrão da medida são apresentados na TABELA 1.

INSERIR TABELA 1

Tempo de movimento

As variações na largura dos alvos produziram variações significativas no tempo médio de realização do agachamento nos indivíduos testados. A ANOVA com medidas repetidas com um fator principal largura do alvo, com três níveis, demonstrou diferenças significativas desta variável entre as três condições ($p < 0,001$, η^2 quadrado parcial = 0,770). Quanto menor a largura do alvo, maior o tempo de movimento. Estas diferenças foram significativas tanto entre os alvos G e M ($p = 0,017$, η^2 quadrado parcial = 0,577, diferença entre médias = 0,986), quanto entre os alvos M ($p = 0,003$, η^2 quadrado parcial = 0,741, diferença entre médias = 1,017).

DISCUSSÃO

Os indivíduos avaliados apresentaram pior desempenho para realização do agachamento quando foram submetidos a maiores exigências de controle dos movimentos de membro inferior. Os resultados indicaram que alvos menores levaram os indivíduos a reduzirem a velocidade durante a realização do agachamento. Este fato sugere que as maiores exigências de controle dos movimentos de membros inferiores geradas com a redução dos alvos impactam o desempenho dos indivíduos durante a tarefa de agachamento. Os resultados do presente estudo demonstraram, também, que a execução do agachamento demandou que as articulações de membros inferiores estabelecessem movimentação altamente associada. Além disso, a movimentação resultante das articulações de tornozelo, joelho e quadril, nos três planos, foi altamente correlacionada com a trajetória do laser, em todas as três condições de alvo. Este fato indica que o teste proposto permite avaliar o desempenho de todo o membro inferior. O tempo de movimento se mostrou uma variável adequada para avaliação da capacidade nesta tarefa, uma vez que foi confiável mesmo com uma semana de intervalo entre as avaliações. Assim, o teste de apontamento entre alvos por meio do agachamento permitiu discriminar, de forma confiável, exigências distintas de controle dos movimentos de membro inferior.

Durante a realização do agachamento as articulações e músculos de membros inferiores devem atuar de forma conjunta e organizada para execução da tarefa.^{27, 28} A velocidade com que o agachamento é realizado pode ser um importante parâmetro para caracterizar a capacidade de realização desta tarefa.

¹³⁻¹⁵ Tem sido demonstrado que durante a realização do agachamento livre, indivíduos que apresentam lesão e/ou deficit funcional realizam o agachamento com menor velocidade do que indivíduos sem história de lesão. ¹³⁻¹⁵ Quando o teste de agachamento é realizado como proposto no presente estudo, o desempenho no teste pode ser influenciado diretamente pela percepção visual, coordenação, força e resistência dos músculos envolvidos, amplitude de movimento disponível nas articulações e pelo alinhamento dos segmentos envolvidos. Quanto maior a dificuldade para a execução do agachamento, maior deve ser o impacto das demandas da tarefa sobre o tempo gasto durante a sua execução. O tempo necessário para realizar o teste em um determinado nível de dificuldade (definido pelo tamanho do alvo) pode, assim, caracterizar a capacidade do indivíduo para controlar movimentação excessiva das articulações dos membros inferiores.

A relação entre o aumento da demanda de precisão e a redução da velocidade de movimento demonstrada com os resultados da ANOVA, tem sido frequentemente demonstrada para tarefas de apontamento, como a tarefa de Fitts. ¹⁷⁻²⁶ A relação geralmente estabelecida é de proporcionalidade, ou seja, quanto maior a precisão requerida (menor tamanho de alvo) numa tarefa de apontamento, maior será o tempo necessário ao cumprimento da tarefa. ¹⁷⁻²⁶ No entanto, na tarefa de agachamento proposta outros componentes de demanda foram adicionados, uma vez que os indivíduos foram solicitados a controlar os movimentos de membros inferiores contra a ação da gravidade em cadeia cinemática fechada. Isto não ocorre na tarefa de Fitts tradicionalmente realizada, onde os indivíduos geralmente realizam deslocamentos horizontais dos segmentos corporais em cadeia aberta ¹⁷⁻²² Além disto, a utilização de alvos quadrados para manipulação da demanda de controle da trajetória do laser, exige que os indivíduos restrinjam o

movimento horizontal da luz do laser, movimento este que ocorre com a rotação e/ou com o deslocamento latero-lateral da pelve. A redução do tamanho destes alvos aumenta a exigência de controle destes movimentos, o que pode levar a uma redução na velocidade de execução do agachamento por mecanismos distintos aos já explorados para a tarefa de Fitts. O resultado encontrado reforça a idéia de que a dificuldade de controle dos movimentos de membros inferiores pode impactar a agilidade durante a realização da tarefa, sendo que em situações que exijam maior controle destes movimentos, menor agilidade é demonstrada pelos indivíduos.

O resultado da análise de regressão indica que a trajetória do laser representa a ação combinada das articulações – o indivíduo organiza as articulações do membro inferior de modo a controlar o laser. Estes resultados indicam que a trajetória do laser pode ser utilizada para representar o comportamento combinado das articulações de quadril, joelho e tornozelo. Paralelamente, os resultados da análise de componentes principais demonstram ainda que estas articulações atuam de forma combinada e altamente associada. Isto demonstra que as modificações na demanda de controle da trajetória do laser fixado à pelve foram adequadas para gerar demanda para o membro inferior como um todo.

O tempo de movimento se mostrou uma variável adequada para capturar as variações no desempenho da tarefa, uma vez que foi confiável nas três condições de teste mesmo uma semana após a realização do primeiro teste. Este resultado demonstra que a variável é adequada para avaliação do desempenho no agachamento, uma vez que além de capturar variações apresenta boa confiabilidade teste-reteste.

Apesar da amostra do estudo ter sido pequena ($n=10$), ela foi suficiente para

demonstrar que o teste atende aos preceitos idealizados para sua utilização. As manipulações na dificuldade da tarefa tiveram efeito significativo sobre o desempenho dos indivíduos, o que demonstrou a adequação do teste proposto. No entanto, ainda são necessárias simplificações na metodologia proposta para que seja aplicado em ambiente clínico, bem como estudos que avaliem a capacidade do teste para detectar diferenças entre indivíduos.

Tem sido demonstrado por diversos autores que a presença de alterações na movimentação de membros inferiores está relacionada a presença de lesão,^{27, 29-31} de deficit funcional,³¹⁻³⁴ de alterações específicas na força e alinhamento de membros inferiores^{35, 36} e até mesmo ao risco para lesões no esporte³⁷⁻³⁹. O presente estudo demonstrou que variações na demanda de controle destes movimentos impactam o desempenho na tarefa de agachamento. A realização do teste e do método proposto para variação da demanda pode se tornar uma ferramenta útil para caracterização da capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores e, até mesmo, para detecção de risco de lesão associado a esta capacidade. Entretanto, são necessários mais estudos que avaliem a capacidade discriminativa do teste. De acordo com os objetivos do estudo, a avaliação do tempo de movimento parece ser uma possível ferramenta para caracterização da capacidade indivíduos de controlar movimentação, sem que sejam necessários equipamentos muito sofisticados e complexos.

CONCLUSÃO

Foi demonstrado que durante a execução do agachamento unipodal, indivíduos sem história de lesão quando submetidos a variações nas exigências de controle dos movimentos de membros inferiores modificam seu desempenho na tarefa. Estes indivíduos reduzem a velocidade com que realizam o agachamento quando maiores exigências de controle são impostas. A variável tempo de movimento, utilizada para quantificar a velocidade, se mostrou confiável. Paralelamente, foi demonstrado que a realização do movimento exige movimentação associada das três articulações do membro inferior para cumprimento da tarefa e regulação da trajetória do laser. O teste desenvolvido permite que a capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores seja descrita através do tempo de movimento, permitindo simplificações do método e maior aplicabilidade em ambiente clínico.

AGRADECIMENTOS

Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

REFERÊNCIAS

1. KING, P. M.; TUCKWELL, N. e BARRETT, T. E. A Critical Review of Functional Capacity Evaluations. **Physical Therapy** v.78, n.8, p.852-866, 1998.
2. MILLER, A. e CALLISTER, R. Reliable lower limb musculoskeletal profiling using easily operated, portable equipment. **Physical Therapy in Sport**, v.10, n.1, p.30-37, 2009.
3. FROHM, A.; HEIJNE, A.; KOWALSKI, J.; SVENSSON, P. *et al.* A nine-test screening battery for athletes: a reliability study. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.22, n.3, p.306-315, 2011.
4. WHATMAN, C.; HING, W. e HUME, P. Kinematics during lower extremity functional screening tests—Are they reliable and related to jogging? **Physical Therapy in Sport**, v.12, n.1, p.22-29, 2011.
5. WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF**. Geneva, Switzerland: World Health Organization; 2001.
6. RAHMANI, A.; VIALE, F.; DALLEAU, G. E LACOUR, J. R. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v.84, p.227-232, 2001.
7. PAULUS, D. C.; REISER, R. F.; TROXELL, W. O. Peak lifting velocities of men and women for the reduced inertia squat exercise using force control. **European Journal of Applied Physiology**, v.102, n.3, p.299-305, 2007.
8. DIMATTIA, M. A.; LIVENGOOD, A. L.; UHL, T. L.; MATTACOLA, C.G.; *et al.* What are the Validity of the Single-Leg-Squat Test and Its Relationship to Hip-abduction Strength? **Journal of Sport Rehabilitation**, v.14, n.2, p.108-123, 2005.
9. MCCURDY, K.; O'KELLEY, E.; KUTZ, M.; LANGFORD, G.; *et al.* Comparison of Lower Extremity EMG Between the 2-Leg Squat and Modified Single-Leg Squat in Female Athletes. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.19, p.57-70, 2010.
10. PLASTARAS, C. T.; RITTENBERG, J. D.; RITTENBERG, K. E. PRESS, J.; *et al.* Comprehensive Functional Evaluation of the Injured Runner. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v.16, n.3, p.623-649, 2005.
11. STENSRUD, S.; MYKLEBUST, G.; KRISTIANSUND, E.; BAHR, R.; *et al.* Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. **British Journal of Sports Medicine**, v.45, n.7, p.589-595, 2010.

12. OKADA, T.; HUXEL, K. C. e NESSER, T. W. Relationship between core stability, functional movement and performance. ***Journal of Strength and Conditioning Research*** v.25, n.1, p.252-261, 2011.
13. BREMANDER, A. B.; DAHL, L. L. e ROOS, E. M. Validity and reliability of functional performance tests in meniscectomized patients with or without knee osteoarthritis. ***Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports***, v.17, p. 120-127, 2006.
14. ROOS, E. M.; BREMANDER, A. B.; ENGLUND, M. e LOHMANDER, L. S. Change in self-reported outcomes and objective physical function over 7 years in middle-aged subjects with or at high risk of knee osteoarthritis. ***Annals of the Rheumatic Diseases***, v.67, n.4, p.505-510, 2007.
15. NEUMAN, P.; KOSTOGIANNIS, I.; FRIDÉN, T.; ROOS, H.; *et al.* Patellofemoral osteoarthritis 15 years after anterior cruciate ligament injury – a prospective cohort study. ***Osteoarthritis and Cartilage***, v.17, n.3, p.284-290, 2009.
16. AGEBERG, E.; BENNELL, K. L.; HUNT, M. A.; SIMIC, M.; *et al.* Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. ***BMC Musculoskeletal Disorders***, v.11, n.1, p.265, 2010.
17. FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. ***Journal of Experimental Psychology***, v.47, n.6, p. 381-391, 1954.
18. GUIARD, Y. Fitts' law in the discrete vs. cyclical paradigm. ***Human Movement Science***, v.16, p.97-131, 1997.
19. MOTTET, D. e BOOTSMAN, R. J. The dynamics of goal-directed rhythmical aiming. ***Biological Cybernetics***, v.80, p.235-245, 1999.
20. MOTTET, D.; GUIARD, Y.; FERRAND, T. e BOOTSMAN, R.J. Two-Handed Performance of a Rhythmical Fitts Task by Individuals and Dyads. ***Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance***, v.27, n.6, p. 1275-1286, 2001.
21. FERNANDEZ, L. e BOOTSMAN, R. J. Non-linear gaining in precision aiming: Making Fitts' task a bit easier. ***Acta Psychologica***, v.129, n.2, p.217-227, 2008.
22. FITTS, P. M. e PETERSON, J. R. Information capacity of discrete motor responses. ***Journal of Experimental Psychology***, v.67, n.2, p.103-112, 1964.
23. CORBEN, L. A.; GEORGIU-KARISTIANIS, N.; BRADSHAW, J. L.; HOCKING, D. R.; *et al.* The Fitts task reveals impairments in planning and online control of movement in Friedreich ataxia: reduced cerebellar-cortico connectivity? ***Neuroscience***, v.192, p.382-390, 2011.

24. SLEIMEN-MALKOUN, R.; TEMPRADO, J.-J. e BERTON, E. Age-related changes of movement patterns in discrete Fitts' task. **BMC Neuroscience**, 14:145, 2013.
25. SLEIMEN-MALKOUN, R.; TEMPRADO, J.-J. e BERTON, E. Age-related dedifferentiation of cognitive and motor slowing: insight from the comparison of Hick–Hyman and Fitts' laws. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v.5, n.6, p.1-11, 2013.
26. PASSMORE, S. R.; BURKE, J.; LYONS, J. Older Adults Demonstrate Reduced Performance in a Fitts' Task Involving Cervical Spine Movement. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 24, n.4, p.352, 2007.
27. ST-ONGE, N.; DUVAL, N.; YAHIA, L. e FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee joint. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.12, n.3, p.203-216, 2004.
28. ST-ONGE, N.e FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. **Exp Brain Res**, n.148, p.139–149, 2003.
29. POWERS, C. M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.40, n.2, p. 42-51
30. SOUZA, R. B. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.40, n.2
31. HERTEL, J.; BRAHAM, R. A.; HALE, S. A. e OLMSTED-KRAMER, L. C. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**.. v. 36, p.131-137, 2006.
32. RUDOLPH, K. S.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.8, n.5, p.262-269, 2000.
33. BUTTON, K.; VAN DEURSEN, R.; PRICE, P. Classification of functional recovery of anterior cruciate ligament copers, non-copers, and adapters. **British Journal of Sports Medicine**, v.40, n.10, p.853-859, 2006.
34. RUDOLPH, K. S.; EASTLACK, M. E.; AXE, M. J. e SNYDER-MACKLER, L. 1998 Basmajian Student Award Paper Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. **Journal of Electromyography and Kinesiology** n.8, p.349–362, 1998.

35. CLAIBORNE, T.L.; ARMSTRONG, C. W.; GANDHI, V. e PINCIVERO, D. M. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. **Journal of Applied Biomechanics**. v.22, n., p.41-50, 2006.
36. SCATTONE SILVA R.; MACIEL, C. D. e SERRÃO, F. V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. **Manual Therapy**. In Press, 2014.
37. TROJIAN, T. H. e MCKEAG, D. B. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. **Br J Sports Med**. v.40, p.610-613, 2006.
38. HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K. R.; HEIDT, R. S.; *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. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.
39. MYER, G. D.; FORD, K. R.; KHOURY, J.; SUCCOP e HEWETT, T. E.. Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v.38, n.10, p.2025-2033, 2010.

TABELAS, ILUSTRAÇÕES E FIGURAS

FIGURA 1 - Foto ilustrando a disposição do painel e a forma e localização da fixação do laser pointer.

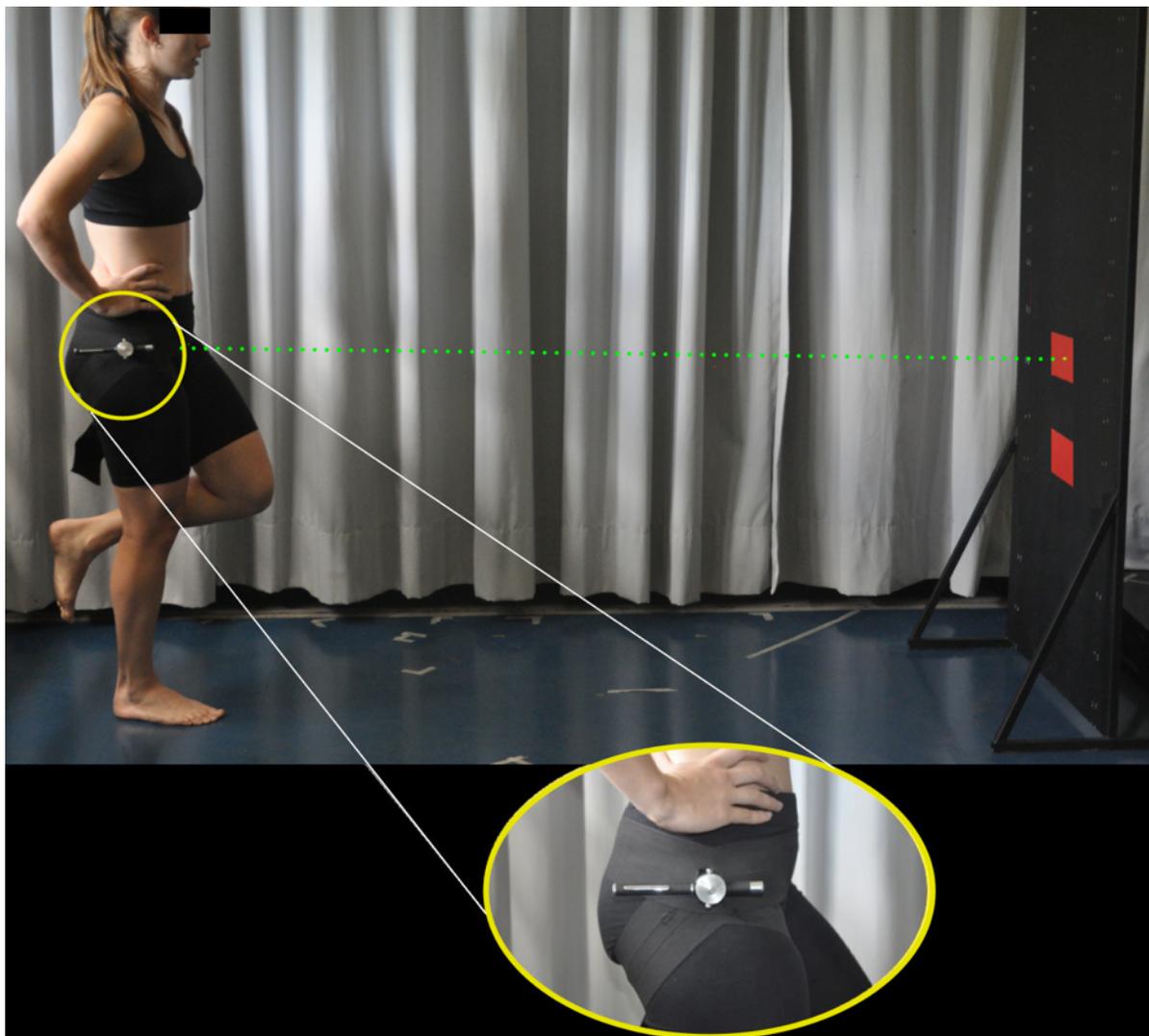


FIGURA 2 - Ciclo de agachamento a) movimentação do sujeito b) visão do painel pelo sujeito durante a execução da tarefa.

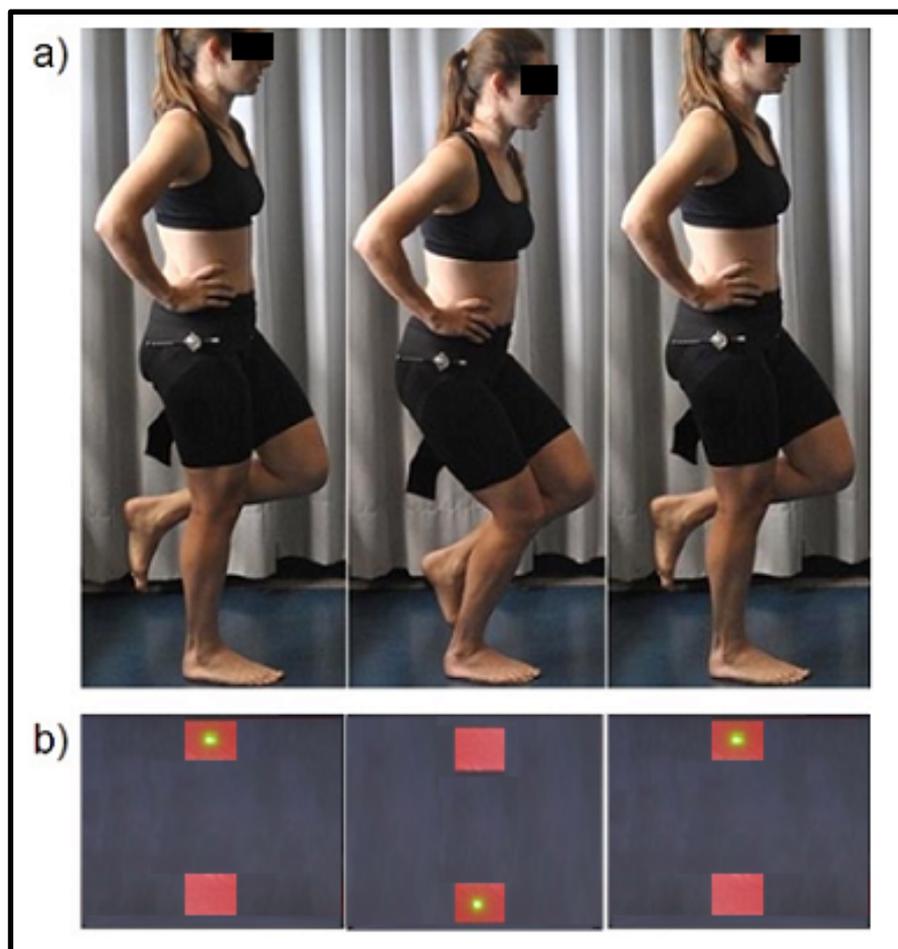


FIGURA 3 - Pares de alvos com diferentes larguras: a)3cm b)5cm c)10cm

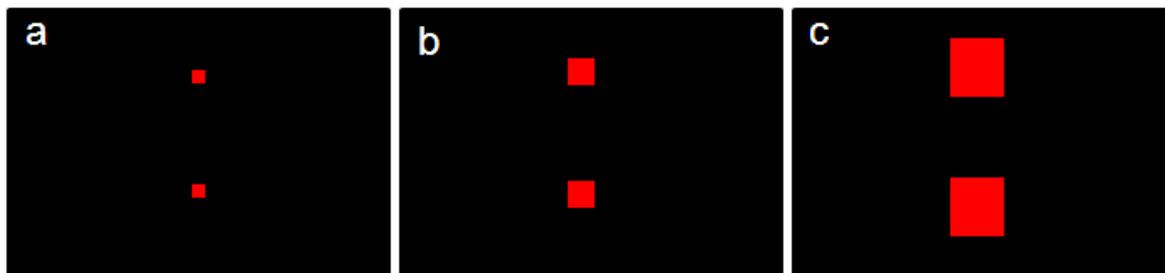


TABELA 1 - Resultado da análise de confiabilidade da avaliação do tempo de movimento: Coeficientes de correlação intraclassa (CCI), significância (p) e Erro padrão da Medida (EPM).

Largura do alvo	CCI	p	EPM
Alvo G	0,842	0,006	0,406s
Alvo M	0,907	0,001	0,398 s
Alvo P	0,811	0,016	0,657 s

4 ESTUDO II

O segundo artigo intitulado: "Relações entre a capacidade de manutenção do desempenho numa tarefa de agachamento e os padrões de movimentação articular em indivíduos jovens sem história de lesão" foi formatado de acordo com as normas da Revista Clinical Biomechanics.

Após a realização das alterações sugeridas pela banca, este artigo será submetido à tradução para o inglês seguindo os procedimentos determinados pelo edital 03/2013 da Pró-reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas e, em seguida, submetido para a avaliação no respectivo periódico.

Título

Relações entre a capacidade de manutenção do desempenho numa tarefa de agachamento e os padrões de movimentação articular em indivíduos jovens sem história de lesão

Resumo

Pressuposto teórico: Dificuldades de controle dos movimentos de membros inferiores podem comprometer capacidade funcional e aumentar risco para lesões musculoesqueléticas. Este estudo buscou avaliar o quanto indivíduos saudáveis podem apresentar diferenças na capacidade para ajustar desempenho frente a variações na demanda de controle dos movimentos e o quanto esta capacidade pode estar associada a diferenças nas estratégias de movimentação articular utilizadas.

Métodos: Quinze indivíduos jovens sem história de lesão foram solicitados a realizar uma tarefa de agachamento com um laser pointer fixado à pelve. Os participantes deslocaram a luz emitida pelo laser entre dois alvos fixados a sua frente, sem ultrapassar seus limites, o mais rápido possível. Três larguras de alvos foram utilizadas para modificar a variabilidade permitida nos extremos de amplitude durante a movimentação.

Achados: Modelos de regressão multinível demonstraram que a largura de alvo foi preditora do tempo de movimento ($p=0,009$) e que ocorreu variabilidade desta relação entre os indivíduos ($p<0,001$). A quantidade de movimento horizontal do laser parcialmente explicou esta relação ($p=0,014$). Adicionalmente as excursões articulares de membro inferior foram significativamente distintas ($p<0,05$) entre indivíduos com maior e menor quantidade de movimento horizontal do laser.

Autores: Giovanna Mendes Amaral, Paula Lanna Pereira da Silva e Sérgio Teixeira da Fonseca

Clinical Biomechanics (<http://www.elsevier.com/journals/clinical-biomechanics/0268-0033/guide-for-authors>)

Interpretação: Os indivíduos que não foram capazes de manter desempenho frente a maiores exigências de controle (alvos menores), apresentaram dificuldade de controle dos movimentos de membros inferiores e estratégias distintas para realização da tarefa. Estes resultados indicam que a capacidade de controle da movimentação articular de membros inferiores pode impactar desempenho em indivíduos sem história de lesão. O teste proposto pode ser utilizado para triagem de indivíduos que apresentem esta capacidade reduzida.

Palavras-chave (Termos Mesh):

Lower extremities, analysis, prevention and control, screening

1 Introdução

Durante a prática esportiva a presença de movimentos nos planos transversal e frontal das articulações de membros inferiores, como a queda pélvica, o valgismo de joelho e a pronação de tornozelo, pode comprometer o desempenho e aumentar o risco para lesões musculoesqueléticas.¹⁻¹³ Vários autores tem discutido a importância do indivíduo ser capaz de restringir estes movimentos ^{1-4, 8-12} e muitas intervenções tem sido propostas a fim de promover esta capacidade¹³⁻¹⁷. Neste contexto, atividades como o agachamento unipodal tem sido frequentemente utilizadas para caracterização da capacidade de controle dos movimentos nos planos transversal e frontal durante os processos de prevenção e reabilitação de lesões musculoesqueléticas.¹⁸⁻²¹ Tem sido demonstrado, também, que indivíduos que apresentem déficits funcionais ou lesões de membro inferior, podem apresentar menor agilidade durante a execução do agachamento.²²⁻²⁴ No entanto, pouco tem sido descrito sobre como a capacidade do indivíduo para controlar os movimentos articulares nesta tarefa pode afetar seu desempenho durante a sua realização.

A fim de caracterizar as relações entre capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores e agilidade em indivíduos sem história de lesão, o presente estudo utilizou uma variação da tarefa de agachamento na qual os indivíduos devem controlar a trajetória de um laser pointer fixado a sua pelve. De forma similar às tarefas de apontamento, como a tarefa de Fitts,²⁵⁻³⁰ alvos são fixados à frente dos indivíduos, os quais devem realizar o agachamento o mais rápido possível, deslocando a luz emitida por um laser de um alvo a outro, sem ultrapassar seus limites. A área dos alvos determina o quanto de variabilidade é permitida nos extremos de amplitude durante a realização do agachamento.²⁵⁻³⁰

Alvos com menores áreas aumentam a demanda da tarefa, uma vez que permitem menor variabilidade na trajetória do laser.²⁵⁻³⁰ A utilização destes alvos dificulta a manutenção da agilidade, fazendo com que os indivíduos aumentem o tempo necessário para o deslocamento durante a execução da tarefa.²⁵⁻³⁰

Na tarefa descrita acima, os indivíduos devem realizar o agachamento fazendo com que o laser percorra a distância vertical pré-determinada o mais rápido possível. A utilização de alvos quadrados exige que o indivíduo, enquanto percorre esta trajetória vertical, seja capaz de restringir a variabilidade dos deslocamentos horizontais do laser na vizinhança dos alvos. Indivíduos que apresentem dificuldade para restringir estes deslocamentos podem ser menos capazes de manter agilidade frente às reduções nos tamanhos dos alvos, apresentando um pior desempenho na tarefa. Este pior desempenho pode ser caracterizado por um maior aumento do tempo gasto para realização do agachamento em função da redução do tamanho dos alvos.

Considerando que o laser pointer é afixado à pelve, deslocamentos horizontais do pointer são geralmente causados por rotação ou deslocamento latero-lateral deste segmento. Estes deslocamentos da pelve podem estar associados a maior dificuldade em limitar os movimentos nos planos transversal e frontal das articulações de quadril, joelho e tornozelo. Para lidar com as exigências da tarefa proposta, indivíduos que apresentam maior dificuldade de controle dos movimentos destas articulações podem ainda desenvolver estratégias de movimentação articular diferentes. Estes indivíduos podem, por exemplo, apresentar modificações nas excursões das articulações que participam da tarefa e, até mesmo, na contribuição relativa de cada uma delas durante a realização do agachamento. Nestas condições, indivíduos que apresentam maior dificuldade em

controlar a trajetória do laser podem, além de apresentar menor capacidade para manter seu desempenho quando alvos menores forem utilizados, apresentar diferenças na cinemática articular.

O presente estudo teve por objetivos (1) avaliar o quanto indivíduos saudáveis podem apresentar diferenças na capacidade de ajustar desempenho frente a variações na demanda da tarefa, (2) avaliar o quanto estas diferenças podem ser determinadas pela capacidade de controle da trajetória do laser e (3) avaliar o quanto esta capacidade de controle pode estar associada a diferenças na cinemática articular e nas estratégias de movimentação articular utilizadas pelos indivíduos.

2 Métodos

2.1 Participantes

O estudo foi aprovado pelo comitê de ética da universidade. Todos os participantes assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e foram orientados a não realizarem atividade física nas 24hs que antecederam a coleta de dados. Participaram deste estudo quinze indivíduos (9 mulheres, 6 homens) com idade média de $23,2 \pm 5,18$ anos, altura média de $1,68 \pm 0,11$ m e peso médio de $62,45 \pm 8,85$ kg, saudáveis sem história de lesão ou queixa de membros inferiores e nível de atividade física variado. Todos os participantes vestiram uma bermuda preta colante e, no caso das mulheres, um top foi utilizado durante a realização dos procedimentos de coleta de dados.

2.2 Instrumentação

As trajetórias tridimensionais dos segmentos de membro inferior e pelve

foram registradas utilizando sete unidades de captura do sistema Qualisys Pro-Reflex com uma frequência de aquisição de dados de 100hz. Para definir os sistemas locais de coordenadas dos segmentos do membro inferior e da pelve, marcadores anatômicos reflexivos (esferas de 12 mm) foram posicionados sobre a cabeça do primeiro e quinto metatarso direitos, maléolos lateral e medial direitos, epicôndilos lateral e medial direitos, trocânter maior do fêmur e cristas ilíacas bilateralmente. Para o rastreamento dos segmentos, uma tríade rígida de marcadores reflexivos foi fixada ao topo do antepé direito, quartetos de marcadores reflexivos foram fixados na porção lateral de perna e coxa direitas e sobre a região sacral. Após uma coleta inicial estática, utilizada posteriormente para definição dos segmentos, os marcadores anatômicos foram retirados, permanecendo durante a coleta somente os marcadores para rastreamento.

2.3 Tarefa

Após a coleta inicial e a retirada dos marcadores anatômicos, um laser pointer verde foi fixado dois dedos acima do final do trocânter maior da perna direita de cada participante. Este laser pointer possuía uma marca reflexiva fixada a sua extremidade e foi apontado anteriormente (paralelamente ao solo) em direção a um painel metálico preto (2,00 x 0,80m) posicionado a 1,5m de distância anterior do participante (FIGURA 1). O pé direito foi posicionado no centro da área de coleta e após realizar alguns agachamentos unipodais livres, a posição do pé, definida pelo participante como confortável, foi marcada e mantida ao longo de todas as repetições. Com o laser apontado para o painel, foi registrada a altura em que o feixe do laser incidiu sobre o mesmo com o participante em apoio unipodal com o joelho estendido (altura inicial). Um alvo quadrado magnético foi fixado ao painel tendo seu centro passando por esta altura, em seguida um novo alvo quadrado

magnético foi fixado com seu centro passando abaixo do centro do primeiro alvo à uma distância pré-determinada de 30 cm (FIGURA 1).

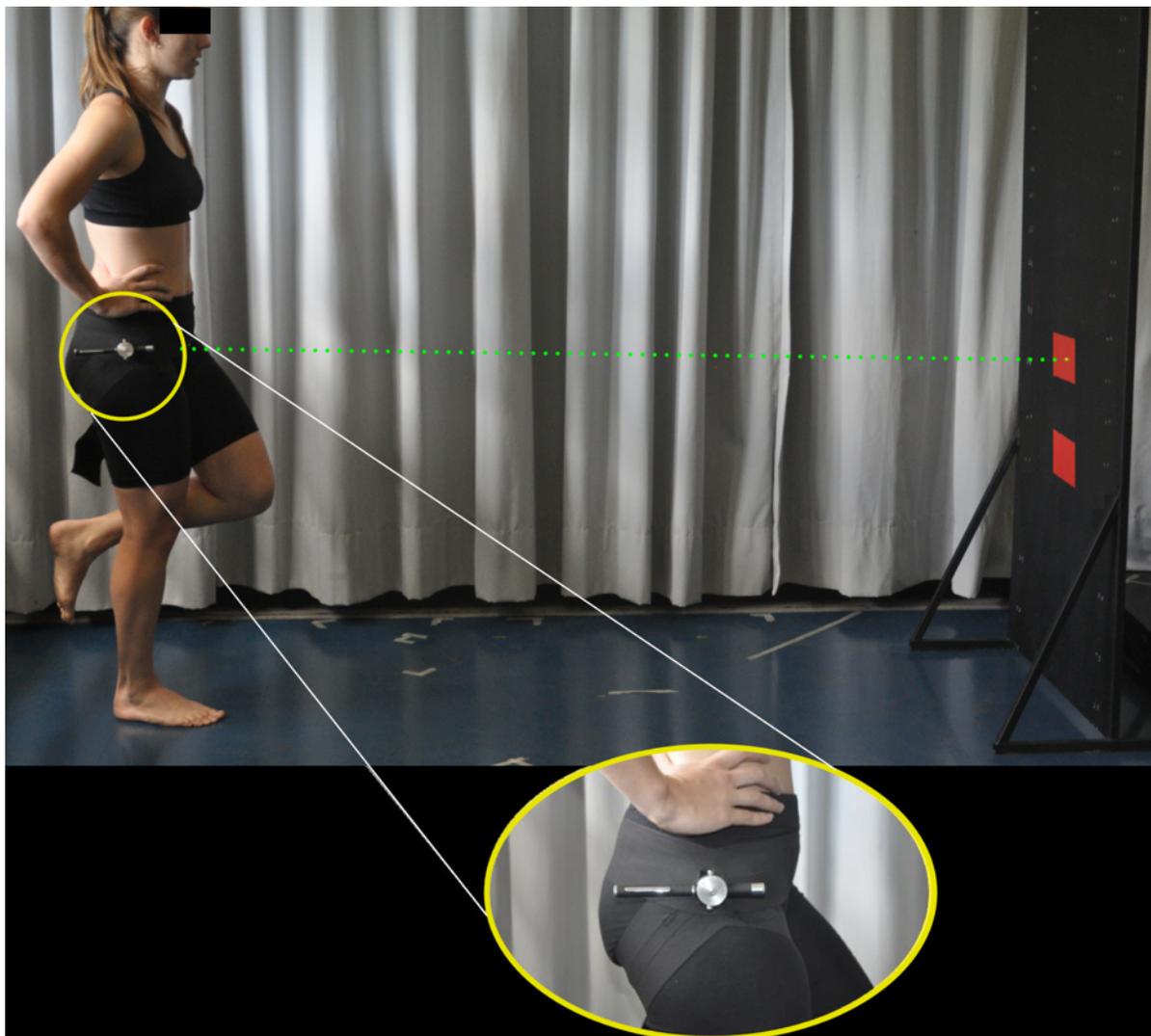


FIGURA 1 - Foto ilustrando a disposição do painel e a fixação do laser pointer

O participante foi orientado a se movimentar de maneira que o feixe de laser fosse deslocado a partir do alvo superior (posicionado na altura inicial) até o alvo inferior (posicionado 30 cm abaixo do primeiro) retornando novamente a altura inicial no menor tempo possível (FIGURA 2). Este movimento, que corresponde a

um ciclo de agachamento, foi realizado continuamente dez vezes, garantindo que o feixe de laser tocasse os alvos alternadamente em todos os ciclos de movimento realizados (FIGURA 2). O comando utilizado foi: “Você deve agachar levando o laser de um alvo ao outro, o mais rápido possível desde que acerte cada um dos alvos sempre durante o período do teste. Você não pode retornar antes de tocar o alvo, nem ultrapassar seus limites”. O índice de acerto foi verificado por um dos avaliadores e quando ocorreram erros na execução da tarefa, como deixar de alcançar um dos alvos ou ultrapassar o limite de um deles, o participante foi solicitado a reiniciar a série de 10 ciclos de agachamento.

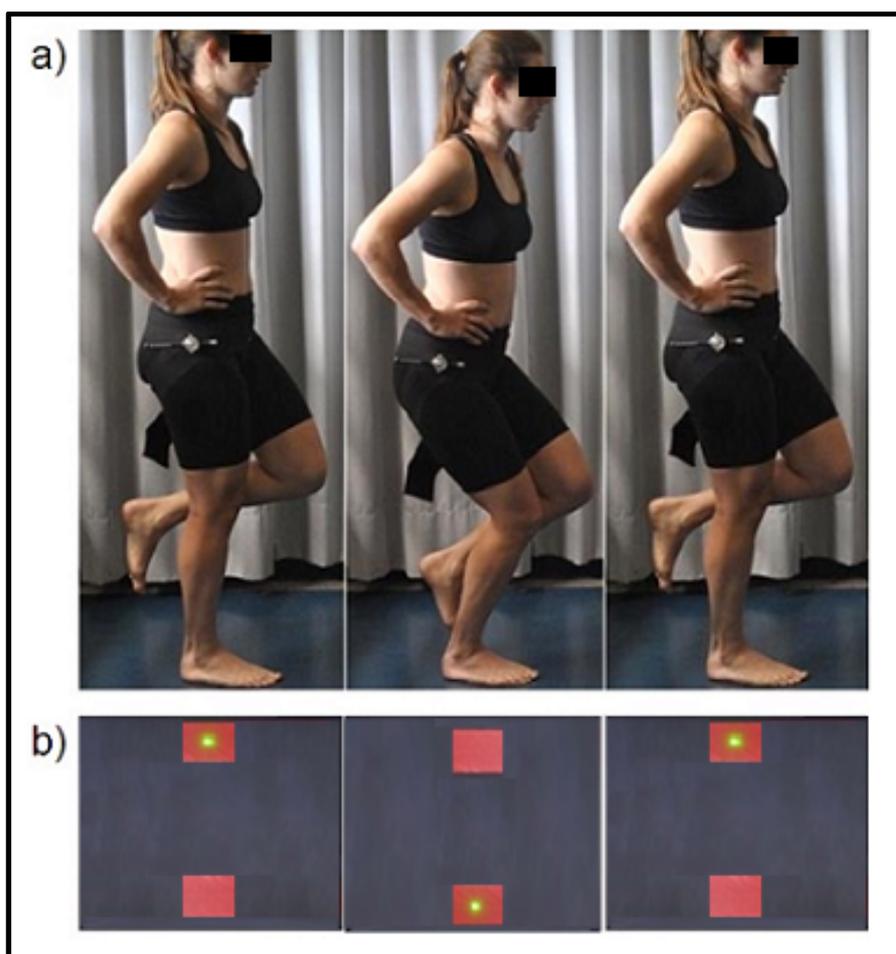


FIGURA 2 - Ciclo de agachamento a)movimentação do sujeito b)visão do painel pelo sujeito durante a execução do agachamento.

Como forma de manipular a variabilidade permitida, três pares de alvos quadrados de tamanhos distintos (3, 5 e 10cm de lado) foram utilizados. A tarefa consistiu, então, na execução de três séries de 10 ciclos contínuos de agachamentos realizadas em três diferentes condições de largura de alvo, 3cm (alvo pequeno ou alvo P), 5cm (alvo médio ou alvo M) e 10cm (alvo grande ou alvo G). A ordem de realização destas condições foi aleatorizada por sorteio.

Em cada condição, foi permitido que o participante realizasse familiarização com a tarefa até que se sentisse capaz de realizá-la adequadamente. Sujeitos que não foram capazes de alcançar precisão durante o período de familiarização foram excluídos do estudo. Foram permitidas tantas tentativas quanto necessárias para que se executassem três séries válidas (cada uma composta por 10 ciclos de agachamento) em cada uma das seis condições de teste. Foi permitido descanso a qualquer tempo, mediante solicitação, e pelo tempo que os participantes julgassem necessário.

2.4 Processamento e redução dos dados

Inicialmente foram feitas a identificação dos marcadores e a interpolação das trajetórias, realizadas no software Qualisys Track Manager. Todo dado foi exportado para o software Visual3D (C-Motion, Rockville, MD), onde foi inicialmente filtrado (filtro passa-baixa 6hz) e as coordenadas dos marcadores foram processadas. Foram calculados, com base em modelos biomecânicos específicos, os deslocamentos angulares das articulações de tornozelo, joelho e quadril, resultantes das trajetórias dos marcadores de rastreamento fixados aos segmentos de membro inferior e pelve. Foram também exportadas as séries temporais descrevendo o deslocamento linear da marca refletiva fixada sobre a extremidade

do laser pointer.

Para caracterizar a agilidade durante a realização do agachamento, foi calculado o tempo decorrido entre o toque da luz do laser no alvo superior, toque no alvo inferior e retorno ao primeiro. Esta variável, denominada a partir de agora tempo de movimento, foi calculada como o tempo médio entre os picos na série temporal resultante da trajetória do pointer.

Para descrever a capacidade de controle da trajetória do laser pointer, calculou-se a proporção entre a quantidade de deslocamento deste pointer nas direções latero-lateral e supero-inferior, direções estas que melhor descrevem o deslocamento da luz laser projetada sobre o painel (FIGURA 3). Esta variável foi denominada razão de deslocamento do pointer.

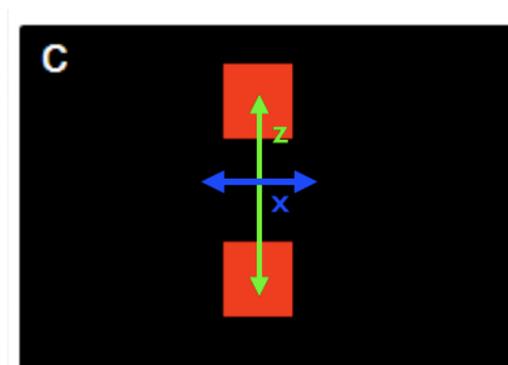


FIGURA 3 - Ilustração dos eixos para a trajetória do luz do laser projetada sobre o painel. z representa o eixo para o deslocamento vertical e x representa o eixo para o deslocamento horizontal.

Esta proporção foi calculada com base na equação:

$$RD_L = xRMS/(xRMS+zRMS)$$

Onde xRMS representa o root mean square do deslocamento do pointer sobre o eixo latero-lateral e o zRMS representa o root mean square do

deslocamento do pointer sobre o eixo supero-inferior. A média deste valor entre todas as condições de teste e repetições foi utilizada para caracterizar cada participante. Maiores valores de razão de deslocamento do pointer indicam que o indivíduo apresentou maior proporção de deslocamento latero-lateral e pior capacidade de controle da trajetória deste pointer.

Para caracterizar a quantidade de movimento realizada por cada articulação, as séries temporais de deslocamento angular foram processadas e foi calculada a deslocamento máximo de cada uma das articulações nos planos sagital, frontal e transversal em cada ciclo de agachamento. A média destes valores entre as três séries de agachamentos foi utilizada para análise. Este procedimento gerou 9 valores distintos de amplitude de movimento angular (um para cada articulação em cada um dos três planos) para cada condição do teste. Para caracterizar a contribuição relativa das articulações e as estratégias empregadas por estes indivíduos foram também calculadas as razões entre as excursões de quadril e joelho e de joelho e tornozelo no plano sagital, denominadas razão quadril/joelho e razão joelho/tornozelo.

2.5 Análise estatística

A relação entre o tempo de movimento e a dificuldade da tarefa, determinada pela largura do alvo, foi avaliada utilizando modelos multinível para medidas repetidas (ou efeitos aleatórios; Laird & Ware, 1982). O primeiro nível do modelo estimou a função linear média que caracteriza a relação entre a largura do alvo utilizado e o tempo de movimento necessário para realização do agachamento. O segundo nível do modelo avaliou o quanto a variabilidade entre indivíduos na função estimada (caracterizada pela inclinação da reta que relaciona tempo de

movimento e largura do alvo) foi significativa. Para explicar diferenças entre as inclinações das curvas individuais, um segundo modelo foi desenvolvido incluindo a variável razão de deslocamento do pointer no nível dois deste modelo, a fim de testar o quanto esta variável poderia explicar a variabilidade observada entre indivíduos na função estimada.

Para determinar o quanto o deslocamento do pointer poderia estar associado a diferenças na movimentação articular, dois subgrupos foram formados, um incluindo os indivíduos que representaram o terço de menores valores para a variável razão de deslocamento do pointer e outro incluindo os indivíduos que representaram o terço de maiores valores para esta variável. Três MANOVAs medidas repetidas, uma para cada plano de movimento (sagital, frontal e transversal), incluindo as excursões de tornozelo, joelho e quadril, foram utilizadas para verificar diferenças na cinemática articular entre os subgrupos nas diferentes condições de alvo. ANOVAs adicionais foram realizadas para verificar possíveis diferenças nas razões quadril/joelho e joelho/tornozelo. Estas variáveis foram analisadas para caracterizar possíveis mudanças na quantidade de movimentação relativa entre as articulações e quantificar a contribuição relativa das articulações no plano sagital nestes indivíduos.

3 Resultados

Os resultados do modelo de regressão multinível (TABELA 1) revelaram que a largura de alvo foi preditora significativa do tempo de movimento ($p=0,009$). O coeficiente negativo (TABELA 1) gerado para o primeiro modelo indica inclinação descendente da reta que relaciona tempo de movimento e largura do alvo. Isto significa que quanto menor a largura do alvo maior foi o tempo necessário para o

cumprimento da tarefa. A variabilidade entre indivíduos foi significativa, o que indica que a largura do alvo teve efeitos diferentes sobre a variação do tempo de movimento para indivíduos diferentes ($p < 0,001$). Esta variação inter-individual foi, pelo menos em parte, explicada pela razão de deslocamento do pointer. Isto foi demonstrado pelo segundo modelo estimado (TABELA 2), que revelou que a razão de deslocamento do pointer foi um preditor significativo do coeficiente de inclinação da curva ($p = 0,014$). Este resultado indica que o desempenho dos indivíduos com maior dificuldade para controle do movimento horizontal do laser é mais afetado (negativamente) pela redução do tamanho do alvo.

A adequação do modelo incluindo a variável razão de deslocamento do laser foi significativamente melhor que a adequação do modelo que considerou apenas o efeito da largura de alvo sobre o tempo de movimento (2log-verossimilhança foi reduzida em 6.1, o que foi estatisticamente significativo considerando a diferença de dois graus de liberdade entre os modelos).

Efeito	Coefficiente	EP	t	p	Intervalo de Confiança (95%)
<i>Efeitos Fixos</i>					
Intercepto	5.167	0.576	8.976	0.000	3.99 6.34
β_1	-0.243	0.088	-2.757	0.009	-0.42 -0.06
<i>Efeitos Aleatórios</i>					
Resíduo	2.893	0.760		0.000	1.73 4.84

TABELA 1 - Resultados para o primeiro modelo multinível. Efeitos aleatórios não-significativos não foram reportados. β_1 = média dos coeficientes de inclinação para o tempo de movimento.

Efeito	Coefficiente	EP	t	p	Intervalo de Confiança (95%)
<i>Efeitos Fixos</i>					
Intercepto	5.167	0.563	9.184	0.000	4.03 6.30
β_1	-0.502	0.132	-3.813	0.000	-0.77 -0.24
β_2	1.061	0.414	2.560	0.014	0.23 1.90
<i>Efeitos Aleatórios</i>					
Resíduo	2.764	0.603		0.000	1.80 4.24

TABELA 2 - Resultados para o segundo modelo multinível. Efeitos aleatórios não-significativos não foram reportados. β_1 = média dos coeficientes de inclinação para o tempo de movimento, β_2 = média do efeito da razão de deslocamento sobre os coeficientes. EP: erro padrão.

A fim de verificar o quanto a dificuldade de controle da trajetória do laser esteve associada a presença de alterações na cinemática articular, a variável razão de deslocamento do pointer foi utilizada para criação de dois subgrupos. Subgrupo razão alta que representa o terço de indivíduos com maiores valores para esta variável, ou seja, indivíduos com maior proporção de oscilação horizontal e menor capacidade de controle da trajetória do laser. Subgrupo razão baixa formado pelo terço de indivíduos que apresentou menores valores para esta variável, ou seja, trajetória do laser marcada principalmente por deslocamento vertical e melhor capacidade de controle. Os dados descritivos para a amplitude articular destes indivíduos são apresentados na TABELA 3, a seguir:

	Subgrupo razão alta			Subgrupo razão baixa		
	Alvo G	Alvo M	Alvo P	Alvo G	Alvo M	Alvo P
Plano sagital						
Amplitude Tornozelo	7,04(3,03)	4,36(1,37)	4,59(1,60)	12,66(1,94)	10,18(3,72)	11,33(2,75)
Amplitude Joelho	19,07(6,60)	11,96(3,02)	10,25(4,30)	36,92(5,85)	31,65(8,05)	33,47(4,56)
Amplitude Quadril	24,09(3,21)	20,64(2,20)	18,78(3,07)	36,26(6,18)	34,07(7,19)	34,48(4,52)
Plano Frontal						
Amplitude Tornozelo	5,50(1,54)	5,13(1,05)	5,25(1,58)	6,34(2,63)	6,26(2,63)	6,20(1,86)
Amplitude Joelho	2,65(1,58)	2,38(1,72)	1,98(0,87)	4,80(3,28)	5,27(3,24)	5,07(2,40)
Amplitude Quadril	3,81(2,00)	3,56(1,62)	3,73(1,67)	7,09(2,48)	6,10(2,20)	6,16(2,27)
Plano transverso						
Amplitude Tornozelo	4,57(1,57)	3,87(1,23)	3,89(1,51)	5,17(2,18)	4,70(2,74)	4,51(1,53)
Amplitude Joelho	4,28(1,34)	3,72(1,08)	3,52(0,85)	4,55(1,81)	5,15(2,36)	4,63(1,08)
Amplitude Quadril	4,04(1,64)	3,74(1,28)	3,95(1,16)	5,91(3,52)	6,81(4,08)	6,69(3,96)
Razão Quadril/ Joelho	1,38(0,42)	1,80(0,44)	2,08(0,81)	0,98(0,07)	1,09(0,07)	1,04(0,15)
Razão Joelho/ Tornozelo	2,78(0,29)	2,80(0,35)	2,19(0,37)	2,92(0,27)	3,22(0,50)	3,02(0,37)

TABELA 3 - Estatística descritiva dos dados cinemáticos para os dois subgrupos

A MANOVA com medidas repetidas para as excursões no plano sagital revelou diferenças significativas entre as três larguras (eta quadrado parcial = 0,795, $p = 0,004$) e entre subgrupos (eta quadrado parcial = 0,842, $p = 0,000$). ANOVAs com um fator com medidas repetidas (largura dos alvos) e um fator

subgrupos foram realizadas para determinar em qual das três articulações ocorreram mudanças significativas da amplitude de movimento articular entre as três condições de demanda e entre os dois subgrupos. As ANOVAS revelaram que todas as três articulações apresentaram redução significativa em sua amplitude de movimento com a redução da largura dos alvos (Quadril: eta quadrado parcial = 0,541, $p = 0,002$; Joelho: eta quadrado parcial = 0,454, $p = 0,008$; Tornozelo: eta quadrado parcial = 0,315, $p = 0,048$), Estas diferenças foram significativas entre os alvos G e M (Quadril: eta quadrado parcial=0,721, $p=0.002$; Joelho: eta quadrado parcial=0,710, $p=0,002$; Tornozelo: eta quadrado parcial=0,641, $p=0,005$), mas não entre os alvos M e P (Quadril: eta quadrado parcial = 0,040, $p = 0,581$; Joelho: eta quadrado parcial=0,000, $p=0,982$; Tornozelo: eta quadrado parcial = 0,053, $p = 0,581$). As excursões foram significativamente diferentes entre os subgrupos (Quadril: eta quadrado parcial = 0,748, $p = 0,001$; Joelho: eta quadrado parcial = 0,870, $p = 0,000$; Tornozelo: eta quadrado parcial = 0,780, $p = 0,001$), sendo que o subgrupo que apresentou razão alta (maior contribuição do deslocamento sobre o eixo latero-lateral, menor capacidade de controle nos movimentos nos planos transversal e frontal) apresentou excursões significativamente menores de todas as articulações envolvidas.

A MANOVA com medidas repetidas para as excursões no plano frontal não revelou diferenças significativas entre as três larguras (eta quadrado parcial = 0,222, $p = 0,415$), mas revelou diferenças significativas entre subgrupos (eta quadrado parcial = 0,482, $p = 0,026$). O subgrupo razão alta apresentou menores excursões articulares neste plano que o subgrupo razão baixa. As ANOVAs realizadas para cada articulação, no entanto, não demonstraram diferenças (Quadril: eta quadrado parcial = 0,382, $p = 0,057$; Joelho: eta quadrado parcial =

0,303, $p = 0,099$; Tornozelo: eta quadrado parcial = 0,088, $p = 0,405$).

A MANOVA com medidas repetidas para as excursões no plano transversal não revelou diferenças significativas entre as três larguras (eta quadrado parcial = 0,164, $p = 0,533$), nem entre subgrupos (eta quadrado parcial = 0,181, $p = 0,212$).

ANOVAs com um fator de medidas repetidas (largura dos alvos) e um fator subgrupos foram também realizadas para determinar o quanto ocorreram mudanças significativas das razões quadril/joelho e joelho/tornozelo entre as três condições de demanda e entre os dois subgrupos. A ANOVA para a razão quadril/joelho revelou efeitos significativos do fator largura dos alvos (eta quadrado parcial = 0,417, $p = 0,018$), do fator subgrupos (eta quadrado parcial = 0,547, $p = 0,015$) e um efeito interação (eta quadrado parcial = 0,330, $p = 0,040$). A razão quadril/joelho foi significativamente maior no subgrupo de razão alta de deslocamento do laser, demonstrando que, apesar das menores excursões encontradas para este subgrupo, em todas as articulações, sua movimentação concentra-se principalmente na articulação do quadril. Além disso, esta diferença entre os subgrupos se mostrou significativa apenas nas condições de alvo M e P (Alvo G: $p = 0,075$; Alvo M: $p = 0,007$; Alvo P: $p = 0,021$). O grupo de razão baixa não demonstrou diferenças significativas nesta razão entre os tamanhos de alvo (Alvo G - Alvo M: $p = 0,061$; Alvo M - Alvo P: $p = 0,624$), ao passo que o grupo de razão alta apresentou diferenças significativas entre a condição de alvo grande e as demais condições (Alvo G - Alvo M: $p = 0,041$; Alvo M - Alvo P: $p = 0,373$).

A ANOVA para a razão joelho/tornozelo revelou apenas efeito principal subgrupo (eta quadrado parcial = 0,520, $p = 0,019$). O subgrupo com maior razão de deslocamento do laser apresentou menor razão joelho/tornozelo, ou seja, movimentação menos concentrada no joelho.

4 Discussão

Foi demonstrado que a variação da largura dos alvos, utilizada para manipular a demanda da tarefa, teve efeito significativo sobre o desempenho dos indivíduos durante a realização do agachamento. A capacidade para ajustar desempenho em resposta às variações da demanda foi diferente entre estes indivíduos e esta diferença foi determinada pela capacidade de controle da trajetória do laser. Indivíduos que apresentaram menor capacidade de controle desta trajetória, apresentaram maiores reduções na agilidade frente à um aumento na demanda da tarefa. Adicionalmente, indivíduos com menor capacidade de controle da trajetória do laser apresentaram padrões de movimentação articular distintos durante a realização da tarefa. O teste detectou, portanto, diferenças na capacidade de indivíduos saudáveis para ajustarem seu desempenho frente a variação na demanda da tarefa. Estas diferenças foram determinadas pela capacidade de controle da trajetória do laser. A capacidade de controle da trajetória do laser permitiu também a identificação de dois subgrupos de indivíduos que apresentaram diferenças significativas na cinemática articular e nas estratégias de movimento utilizadas durante a realização da tarefa.

Como demonstrado para a tarefa de Fitts²⁵⁻³⁰, a largura do alvo foi determinante para o desempenho da tarefa utilizada no presente estudo, sendo que quanto maior a demanda de precisão, maior o tempo necessário para a execução da tarefa. Esta redução no desempenho foi significativamente diferente entre os indivíduos do estudo. As diferenças encontradas indicam que houve diferença na capacidade destes indivíduos para lidar com as variações na demanda da tarefa. Estas diferenças permitem distinguir indivíduos e têm também sido demonstradas

em estudos que avaliam o desempenho de diferentes populações na tarefa original proposta por Fitts.²⁵⁻³⁰ Nestes estudos, tem sido demonstrado que indivíduos que apresentam deficit funcional ou alterações musculoesqueléticas apresentam pior capacidade de resposta.³¹⁻³⁴ Estes indivíduos apresentam maiores aumentos no tempo necessário para o cumprimento da tarefa frente às reduções no tamanho dos alvos utilizados.³¹⁻³⁴ Os resultados encontrados podem indicar que, mesmo entre indivíduos saudáveis e sem história de lesão, é possível identificar subgrupos que apresentem menor capacidade funcional. Estes indivíduos podem ser menos capazes a responder à demanda de atividades usuais, principalmente quando envolvidos com a prática de esportes.

A capacidade dos indivíduos para ajustarem o tempo necessário para a execução da tarefa foi influenciada pela forma como estes indivíduos regularam o movimento do laser. As diferenças individuais inicialmente encontradas para a capacidade de ajuste do desempenho frente às modificações na demanda da tarefa foram explicadas pela razão de deslocamento do laser. Os indivíduos que apresentaram pior capacidade para manutenção do desempenho ao longo das condições foram também aqueles que apresentaram menor capacidade de controle da trajetória do laser fixado à pelve. A capacidade de controle do deslocamento do segmento proximal, no caso a pelve, durante a realização do agachamento foi determinante para a manutenção do desempenho durante a realização da tarefa.

A razão de deslocamento do laser do pointer foi utilizada para formação de dois subgrupos. Ao se investigar as diferenças cinemáticas entre estes subgrupos, foi evidenciado que indivíduos que apresentaram pior capacidade de controle da trajetória do laser, apresentaram também menores excursões articulares. Com o aumento da demanda da tarefa, os indivíduos alteraram a contribuição relativa dos

movimentos angulares de joelho no plano sagital, concentrando sua movimentação principalmente na articulação do quadril. A redução global nas excursões articulares pode indicar que a diferença na razão de deslocamento do pointer não foi devida ao aumento do deslocamento latero-lateral, mas sim a uma redução do deslocamento vertical do laser. A movimentação concentrada na articulação do quadril permitiu, contudo, o cumprimento da tarefa. Esta estratégia pode ter sido útil para minimizar as demandas de controle da movimentação da articulação do joelho nestes indivíduos. Além de menores excursões desta articulação, a maior movimentação proporcional da articulação no quadril pode promover também o deslocamento anterior do centro de massa. Este deslocamento anterior do centro de massa pode minimizar o braço de alavanca do torque gerado pelo peso corporal sobre a articulação do joelho, facilitando a movimentação contra a ação da gravidade. Assim, a estratégia empregada parece ter sido útil para minimizar as exigências musculares de controle da movimentação articular. No entanto, esta estratégia exigiu que estes indivíduos reduzissem mais com maior intensidade o tempo de execução do movimento, quando o tamanho do alvo foi reduzido. Esta ineficiência em manter agilidade entre as condições demonstra que a estratégia empregada provavelmente não é a mais eficaz para cumprimento da tarefa. A presença de diferenças na cinemática articular esteve associada a capacidade de manutenção do desempenho nos indivíduos avaliados. Estes resultados indicam que a relação entre desempenho e demanda pode ser utilizada para triar indivíduos que apresentem estratégias de movimento distintas.

Durante a participação esportiva, a redução das excursões articulares no plano sagital tem sido associada a maior risco para lesões, a deficits de força excêntrica e deficits funcionais.³⁵⁻³⁸ Testes como o Star excursion test e suas

variações tem demonstrado que reduções nas excursões articulares no plano sagital do membro de apoio podem ser preditoras para lesões de membros inferiores, como as entorses de tornozelo.³⁸ Além disso, Hewett *et al.* (2005)⁹ ao avaliar atletas de basquete observou que os indivíduos que apresentavam dificuldade de controle dos movimentos de membros inferiores durante o início da aterrissagem apresentavam amplitude de movimento articular reduzida durante a aceitação da carga. Como os movimentos das articulações dos membros inferiores, nos três planos, estão fortemente acoplados durante movimentação em cadeia fechada³⁸⁻⁴⁰, a estratégia demonstrada no presente estudo pelo grupo com maior dificuldade de controle da trajetória do laser pode ter sido uma forma de restringir movimentos indesejados. Estes indivíduos quando expostos a atividades esportivas ou de vida diária, que não exijam restrição de movimento, como agachamentos livres ou aterrissagem no salto vertical, podem estar mais suscetíveis a apresentarem alterações na cinemática articular como, por exemplo, o valgismo dinâmico de joelho ou a queda pélvica. A caracterização da capacidade de ajuste do desempenho frente às variações na demanda do teste proposto pode representar uma importante ferramenta para identificação de indivíduos com maior risco de lesões no sistema musculoesquelético. Baixa capacidade de manutenção do desempenho, ou ainda, uma modificação nesta capacidade ao longo do tempo, podem indicar alterações na movimentação articular e, possivelmente, maior risco para estas lesões. São necessários estudos prospectivos que avaliem a capacidade preditiva do teste para este tipo de lesão.

Os subgrupos identificados não apresentaram diferenças na movimentação articular nos planos transversos. A não identificação de diferenças pode ter sido influenciada por questões metodológicas, tais como tamanho da amostra ou

tamanho de efeito da manipulação nestes planos. Apesar das manipulações terem tido efeito significativo sobre desempenho e sobre a movimentação no plano sagital, as variações podem não ter permitido grandes variações angulares nos planos transversal e frontal, minimizando o tamanho do efeito sobre a amplitude de movimento angular avaliada no estudo. Considerando ainda que o alvo maior apresentou largura de 10 cm, mesmo na condição considerada mais fácil, algum nível de controle já vinha sendo exigido. São necessários novos estudos para determinar o quanto a presença deste tipo de movimentação pode ou não contribuir para pior capacidade de manutenção do desempenho na tarefa proposta.

O teste proposto parece ser uma ferramenta útil para triagem de indivíduos com dificuldade de controle da movimentação de membros inferiores. A relação demonstrada entre os padrões de movimentação articular e a capacidade para ajustar agilidade durante a execução do agachamento permite que variáveis de fácil mensuração, como tempo e velocidade de movimento, possam ser utilizadas para triar indivíduos que apresentem alterações de movimentos. Bem como, indivíduos com maior risco para lesões musculoesqueléticas associadas a presença destas alterações.^{1, 4-7, 8-10, 35-40} Novos estudos, entretanto, são necessários para determinar a associação entre as variáveis propostas e a presença de alterações musculoesqueléticas e até mesmo sua utilidade para detecção de indivíduos em risco para lesões musculoesqueléticas.

5 Conclusão

O teste proposto foi capaz de caracterizar a capacidade de resposta às variações na demanda durante o agachamento unipodal, capturando diferenças no comportamento dos indivíduos testados. Indivíduos que apresentaram dificuldade

de controle dos movimentos de membros inferiores restringiram a movimentação articular no plano sagital e aumentaram a contribuição relativa da articulação do quadril para realização do agachamento. Estes indivíduos, no entanto, não foram capazes de manter desempenho quando maiores exigências de controle foram impostas. Os resultados indicam que o teste proposto pode representar uma importante ferramenta para triagem de indivíduos que apresentem dificuldade de controle dos movimentos de membros inferiores.

Agradecimentos

Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG,
Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES,
Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais e Conselho Nacional
de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

Referências Bibliográficas

1. POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.40, p.42-51, 2010.
2. FREDERICSON, M.; COOKINGHAM, C. L.; CHAUDHARI, A. M.; DOWDELL, B. C.; OESTREICHER, N. e Sahrman, S. A. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. **Clin J Sport Med**, v.10, n.3, p.169-75, 2000.
3. CICHANOWSKI, H. R.; SCHMITT, J. S.; JOHNSON, R. J. E NIEMUTH, P. E. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. **Med Sci Sports Exerc**, v.39, n.8, p.1227-32, 2007.
4. BODEN, B. P.; TORG, J. S.; KNOWLES, S. B. E HEWETT, T. E. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. **Am J Sports Med**, v.37, n.2, p. 252-259, 2009.
5. KENTON R. KAUFMAN, K. R.; BRODINE, S. K.; SHAFFER, R.A.; JOHNSON, C. W.; e CULLISON, T. R. The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries. **Am J Sports Med**, v.27, n.5, p. 585-593, 1999
6. GIZA, E.; FULLER, C.; JUNGE, A. E DVORAK, J. Mechanisms of Foot and Ankle Injuries in Soccer. **Am J Sports Med**, v.31, n.4, p. 550-554, 2003.
7. DALLINGA, J.M.; BENJAMINSE, A. E LEMMINK, K. A. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports: a systematic review. **Sports Med**, v.42, n.9, p. 791-815, 2012.
8. MCCLAY, I. E MANAL, K. A. Comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. **Clinical Biomechanics**, v.13, n.3, p. 195–203, 1998.
9. HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K. R.; HEIDT, R. S.; *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. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.
10. MYER, G. D.; FORD, K. R.; KHOURY, J.; SUCCOP e HEWETT, T. E.. Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v.38, n.10, p.2025-2033, 2010.
11. SCATTONE SILVA R.; MACIEL, C. D. e SERRÃO, F. V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. **Manual Therapy**, In Press, 2014.

12. BITTENCOURT, N. F.; OCARINO, J. M.; MENDONÇA, L. D.; HEWETT, T. E.; *et al.* Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.42, n.12, p. 996-1004, 2012.
13. MOTTRAM, S. e COMERFORD, M. A new perspective on risk assessment. **Physical Therapy in Sport**, v.9, n.1, p.40-51, 2008.
14. MACLEANA, C.; DAVISB, I. M. E HAMILL, J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. **Clinical Biomechanics**, v.21, n.6, p. 623–630, 2006.
15. POLLARD, C. D.; SIGWARD, S. M.; OTA, S.; LANGFORD, K.; POWERS, C. M. The Influence of In-Season Injury Prevention Training on Lower-Extremity Kinematics during Landing in Female Soccer Players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v.16, n.3, p. 223-227, 2006.
16. CHAPPELL, J. D. E LIMPISVASTI, O. Effect of a Neuromuscular Training Program on the Kinetics and Kinematics of Jumping Tasks. **Am J Sports Med**, v.36, n.6, p. 1081-1086, 2008.
17. COURY, H.J.C.G.; BRASILEIRO, J.S.; SALVINI, T.F.; POLETTO, P.R.; CARNAZ, L. E HANSSON, G.-A. Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. **Gait & Posture**, v.24, n.3, p. 370-374, 2006.
18. MILLER, A. e CALLISTER, R. Reliable lower limb musculoskeletal profiling using easily operated, portable equipment. **Physical Therapy in Sport**, v.10, n.1, p. 30-37, 2009.
19. FROHM, A.; HEIJNE, A.; KOWALSKI, J.; SVENSSON, P. *et al.* A nine-test screening battery for athletes: a reliability study. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.22, n.3, p.306-315, 2011.
20. WHATMAN, C.; HING, W. e HUME, P. Kinematics during lower extremity functional screening tests—Are they reliable and related to jogging? **Physical Therapy in Sport**, v.12, n.1, p.22-29, 2011.
21. DIMATTIA, M. A.; LIVENGOOD, A. L.; UHL, T. L.; MATTACOLA, C.G.; *et al.* What are the Validity of the Single-Leg-Squat Test and Its Relationship to Hip-abduction Strength? **Journal of Sport Rehabilitation**, v.14, n.2, p.108-123, 2005.
22. BREMANDER, A. B.; DAHL, L. L. e ROOS, E. M. Validity and reliability of functional performance tests in meniscectomized patients with or without knee osteoarthritis. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.17, p. 120-127, 2006.

23. ROOS, E. M.; BREMANDER, A. B.; ENGLUND, M. e LOHMANDER, L. S. Change in self-reported outcomes and objective physical function over 7 years in middle-aged subjects with or at high risk of knee osteoarthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.67, n.4, p.505-510, 2007.
24. NEUMAN, P.; KOSTOGIANNIS, I.; FRIDÉN, T.; ROOS, H.; *et al.* Patellofemoral osteoarthritis 15 years after anterior cruciate ligament injury – a prospective cohort study. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.17, n.3, p.284-290, 2009.
25. FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. **Journal of Experimental Psychology**, v.47, n.6, p. 381-391, 1954.
26. GUIARD, Y. Fitts' law in the discrete vs. cyclical paradigm. **Human Movement Science**, v.16, p.97-131, 1997.
27. MOTTET, D. e BOOTSMAN, R. J. The dynamics of goal-directed rhythmical aiming. **Biological Cybernetics**, v.80, p.235-245, 1999.
28. MOTTET, D.; GUIARD, Y.; FERRAND, T. e BOOTSMAN, R.J. Two-Handed Performance of a Rhythmical Fitts Task by Individuals and Dyads. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.27, n.6, p. 1275-1286, 2001.
29. FERNANDEZ, L. e BOOTSMAN, R. J. Non-linear gaining in precision aiming: Making Fitts' task a bit easier. **Acta Psychologica**, v.129, n.2, p.217-227, 2008.
30. FITTS, P. M. e PETERSON, J. R. Information capacity of discrete motor responses. **Journal of Experimental Psychology**, v.67, n.2, p.103-112, 1964.
31. CORBEN, L. A.; GEORGIU-KARISTIANIS, N.; BRADSHAW, J. L.; HOCKING, D. R.; *et al.* The Fitts task reveals impairments in planning and online control of movement in Friedreich ataxia: reduced cerebellar-cortico connectivity? **Neuroscience**, v.192, p.382-390, 2011.
32. SLEIMEN-MALKOUN, R.; TEMPRADO, J.-J. e BERTON, E. Age-related changes of movement patterns in discrete Fitts' task. **BMC Neuroscience**, 14:145, 2013.
33. SLEIMEN-MALKOUN, R.; TEMPRADO, J.-J. e BERTON, E. Age-related dedifferentiation of cognitive and motor slowing: insight from the comparison of Hick–Hyman and Fitts' laws. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v.5, n.6, p.1-11, 2013.
34. PASSMORE, S. R.; BURKE, J.; LYONS, J. Older Adults Demonstrate Reduced Performance in a Fitts' Task Involving Cervical Spine Movement. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 24, n.4, p.352, 2007.

35. BACKMAN, L. J. e DANIELSON, P. Low Range of Ankle Dorsiflexion Predisposes for Patellar Tendinopathy in Junior Elite Basketball Players: A 1- Year Prospective Study. **Am J Sports Med.** v.39, n.12, p. 2626-2633, 2011.
36. HERTEL, J.; BRAHAM, R. A.; HALE, S. A. e OLMSTED-KRAMER, L. C. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.** v. 36, p.131-137, 2006.
37. RUDOLPH, K. S.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.8, n.5, p.262-269, 2000.
38. PLISKY, P. J.; RAUH, M. J.; KAMINSKI, T. W. E UNDERWOOD, F. B. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.36, n.12, p.911-9, 2006.
39. ST-ONGE, N.; DUVAL, N.; YAHIA, L. e FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee joint. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.12, n.3, p.203-216, 2004.
40. ST-ONGE, N.e FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. **Exp Brain Res**, n.148, p.139–149, 2003.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente Tese de Doutorado foi desenvolvida no Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, que tem como foco principal o estudo do desempenho funcional humano. Esta Tese teve como objetivo geral desenvolver um método para avaliação do desempenho funcional que exija controle da movimentação de membros inferiores, permita caracterizar a capacidade de adaptação dos indivíduos às variações nesta demanda de controle durante a realização da tarefa, bem como caracterizar as repercussões de alterações na cinemática articular para esta capacidade.

Os dois estudos que compuseram a Tese possibilitaram o desenvolvimento do método. Foi demonstrada a confiabilidade da variável principal, foram confirmados alguns dos preceitos teóricos que nortearam sua idealização, bem como sua capacidade para identificar, entre indivíduos jovens sem história de lesão, subgrupos com características distintas de movimentação articular.

O primeiro estudo apresentou o método, uma adaptação da tarefa de Fitts para avaliação de membros inferiores. Inicialmente foi verificado o quanto a trajetória do laser exigiu movimentação simultânea das articulações de membros inferiores. Os resultados demonstraram que a movimentação articular esteve altamente associada e e que a trajetória do laser foi predita pelos componentes principais de seus deslocamentos ($R^2 > 0,90$; $p < 0,001$). Este resultado confirmou o pressuposto teórico de que exigências de controle dos movimentos do seguimento proximal exigiria movimentação acoplada de todas as articulações de membros inferiores. Este estudo também demonstrou que o tempo médio para realização do agachamento é uma variável confiável ($ICC > 0,8$; $p < 0,05$) para caracterizar o desempenho dos indivíduos no teste. Este tempo aumentou significativamente

($p < 0,05$) com a redução da largura dos alvos. Estes resultados indicaram que o teste desenvolvido pode ser uma importante ferramenta para avaliação da capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores e que permite que esta capacidade seja descrita através do tempo de movimento, o que permite maior aplicabilidade em ambiente clínico.

Para verificar a habilidade do teste em identificar diferenças na capacidade de ajustar desempenho frente a variação na demanda da tarefa entre indivíduos saudáveis, um segundo estudo foi realizado. Este estudo buscou também avaliar o quanto estas diferenças podem ser determinadas pela capacidade de controle dos movimentos de membros inferiores. Modelos de regressão multinível demonstraram que ocorreu variabilidade entre os indivíduos ($p < 0,001$) na relação entre a largura dos alvos e o desempenho na tarefa e que esta variabilidade foi parcialmente explicada pela capacidade de controle da trajetória do laser ($p = 0,014$). Este estudo demonstrou ainda que as excursões articulares de membro inferior foram significativamente distintas ($p < 0,05$) entre indivíduos com maior e menor capacidade de controle da trajetória do laser. Os indivíduos que não foram capazes de manter desempenho frente a maiores exigências de controle (alvos menores), apresentaram dificuldade de controle dos movimentos de membros inferiores e estratégias distintas para realização da tarefa. Estes resultados indicam que a capacidade de controle da movimentação articular de membros inferiores pode impactar desempenho em indivíduos sem história de lesão. O teste proposto pode representar uma importante ferramenta para triagem de indivíduos que apresentem dificuldade de controle dos movimentos de membros inferiores.

Durante os processos de prevenção e reabilitação de lesões musculoesqueléticas, testes de capacidade tem sido frequentemente utilizados.

(KING; TUCKWELL; BeRRETT, 1998; MILLER & CALLISTER, 2009; FROHM *et al.*, 2011; WHATMAN; HING; HUME, 2011). Estes testes buscam caracterizar a aptidão do indivíduo para executar tarefas em ambientes padronizados. (World Health Organization, 2001) Estas padronizações, além de possibilitar melhores comparações entre indivíduos, permitem caracterizar o provável nível de funcionalidade que o indivíduo pode atingir, independentemente das condições ambientais. (World Health Organization, 2001) Neste contexto, capacidade tem sido entendida como a aptidão de um indivíduo para executar uma tarefa ou uma ação, e visa indicar o nível máximo provável de funcionalidade que a pessoa pode atingir num dado momento. (World Health Organization, 2001) É necessário, contudo, o entendimento de que a capacidade do indivíduo para o desempenho de uma tarefa resulta da ação conjunta dos recursos neuromusculoesqueléticos necessários ao cumprimento desta tarefa.

REFERÊNCIAS

- AGEBERG, E.; BENNELL, K. L.; HUNT, M. A.; SIMIC, M.; *et al.* Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v.11, n.1, p.265, 2010.
- BACKMAN, L. J.; DANIELSON, P. Low Range of Ankle Dorsiflexion Predisposes for Patellar Tendinopathy in Junior Elite Basketball Players: A 1- Year Prospective Study. **Am J Sports Med**. v.39, n.12, p. 2626-2633, 2011.
- BALASUBRAMANIAM, R.; TURVEY, M. T. Coordination modes in the multisegmental dynamics of hula hooping. **Biological Cybernetics**, v.90, n.3, p. 176-190, 2004.
- BITTENCOURT, N. F.; OCARINO, J. M.; MENDONÇA, L. D.; HEWETT, T. E.; *et al.* Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.42, n.12, p. 996-1004, 2012.
- BODEN, B. P.; TORG, J. S.; KNOWLES, S. B.; HEWETT, T. E. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. **Am J Sports Med**, v.37, n.2, p. 252-259, 2009.
- BRANDON, S. C. E.; GRAHAM, R. B.; ALMOSNINO, S.; SADLER, E. M.; STEVENSON, J. M.; *et al.* Interpreting Principal Components in Biomechanics: Representative Extremes and Single Component Reconstruction. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 6, p. 1304–1310, 2013.
- BREMANDER, A. B.; DAHL, L. L.; ROOS, E. M. Validity and reliability of functional performance tests in meniscectomized patients with or without knee osteoarthritis. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.17, p.120-127, 2006.
- BUTTON, K.; VAN DEURSEN, R.; PRICE, P. Classification of functional recovery of anterior cruciate ligament copers, non-copers, and adapters. **British Journal of Sports Medicine**, v.40, n.10, p.853-859, 2006.
- CICHANOWSKI, H. R.; SCHMITT, J. S.; JOHNSON, R. J.; NIEMUTH, P. E. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. **Med Sci Sports Exerc**, v.39, n.8, p.1227-32, 2007.
- CHAPPELL, J. D.; LIMPISVASTI, O. Effect of a Neuromuscular Training Program on the Kinetics and Kinematics of Jumping Tasks. **Am J Sports Med**, v.36, n.6, p. 1081-1086, 2008.
- CLAIBORNE, T.L.; ARMSTRONG, C. W.; GANDHI, V.; PINCIVERO, D. M. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. **Journal of Applied Biomechanics**. v.22, n., p.41-50, 2006.

CLARK, N. C. Functional performance testing following knee ligament injury **Physical Therapy In Sport**, v.2, p.91-105, 2001.

CORBEN, L. A.; GEORGIU-KARISTIANIS, N.; BRADSHAW, J. L.; HOCKING, D. R.; *et al.* The Fitts task reveals impairments in planning and online control of movement in Friedreich ataxia: reduced cerebellar-cortico connectivity? **Neuroscience**, v.192, p.382-390, 2011.

COURY, H.J.C.G.; BRASILEIRO, J.S.; SALVINI, T.F.; POLETTO, P.R.; CARNAZ, L.; HANSSON, G. A. Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. **Gait & Posture**, v.24, n.3, p. 370-374, 2006.

DAFFERTSHOFER, A.; LAMOTH, C.J.C.; MEIJER, O.,G.; BEEK, P.J. PCA in studying coordination and variability: a tutorial. **Clinical Biomechanics**, v.19, p. 415–428, 2004.

DALLINGA, J.M.; BENJAMINSE, A.; LEMMINK, K. A. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports: a systematic review. **Sports Med**, v.42, n.9, p. 791-815, 2012.

DIMATTIA, M. A.; LIVENGOOD, A. L.; UHL, T. L.; MATTACOLA, C.G.; *et al.* What are the Validity of the Single-Leg-Squat Test and Its Relationship to Hip-abduction Strength? **Journal of Sport Rehabilitation**, v.14, n.2, p.108-123, 2005.

FEARN, T. A Bayesian approach to growth curves. **Biometrika** v. 62, p. 89-100, 1975.

FERNANDEZ, L.; BOOTSMA, R. J. Non-linear gaining in precision aiming: Making Fitts' task a bit easier. **Acta Psychologica**, v.129, n.2, p.217-227, 2008.

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. **Journal of Experimental Psychology**, v.47, n.6, p. 381-391, 1954.

FITTS, P. M.; PETERSON, J. R. Information capacity of discrete motor responses. **Journal of Experimental Psychology**, v.67, n.2, p.103-112, 1964.

FONSECA, S.; OCARINO, J.; SILVA, P.; AQUINO, C. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, D.J.; ZACHAZEWSKI, J. E.; QUILLEN, W. S. eds. **Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. 1st ed. St. Louis: Saunders 2007:701.

FREDERICSON, M.; COOKINGHAM, C. L.; CHAUDHARI, A. M.; DOWDELL, B. C.; OESTREICHER, N.; SAHRMANN, S. A. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. **Clin J Sport Med**, v.10, n.3, p.169-75, 2000.

FROHM, A.; HEIJNE, A.; KOWALSKI, J.; SVENSSON, P. *et al.* A nine-test screening battery for athletes: a reliability study. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.22, n.3, p.306-315, 2011.

GIZA, E.; FULLER, C.; JUNGE, A.; DVORAK, J. Mechanisms of Foot and Ankle Injuries in Soccer. **Am J Sports Med**, v.31, n.4, p. 550-554, 2003.

GUIARD, Y. Fitts' law in the discrete vs. cyclical paradigm. **Human Movement Science**, v.16, p.97-131, 1997.

HAYES, W. L. **Statistics for the Social Sciences**. New York: Holt, Rinehart and Winston. 1973.

HERTEL, J.; BRAHAM, R. A.; HALE, S. A.; OLMSTED-KRAMER, L. C. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**.. v.36, p.131-137, 2006.

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K. R.; HEIDT, R. S.; *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. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. **Journal of orthopaedic research**., v. 8, n. 3, p. 383–392, 1990.

KENTON R. KAUFMAN, K. R.; BRODINE, S. K.; SHAFFER, R.A.; JOHNSON, C. W.; CULLISON, T. R. The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries. **Am J Sports Med**, v.27, n.5, p. 585-593, 1999.

KING, P. M.; TUCKWELL, N.; BARRETT, T. E. A Critical Review of Functional Capacity Evaluations. **Physical Therapy** v.78, n.8, p.852-866, 1998.

LAIRD, N.M.; WARE, J.H. Random-Effects Models for Longitudinal Data. **Biometrics**, v. 38, n. 4, p. 963-974,1982.

MCCLAY, I.; MANAL, K. A. Comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. **Clinical Biomechanics**, v.13, n.3, p. 195–203, 1998.

MCCURDY, K.; O'KELLEY, E.; KUTZ, M.; LANGFORD, G.; *et al.* Comparison of Lower Extremity EMG Between the 2-Leg Squat and Modified Single-Leg Squat in Female Athletes. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.19, p.57-70, 2010.

MACLEANA, C.; DAVISB, I. M.; HAMILL, J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. **Clinical Biomechanics**, v.21, n.6, p. 623–630, 2006.

MILLER, A.; CALLISTER, R. Reliable lower limb musculoskeletal profiling using easily operated, portable equipment. **Physical Therapy in Sport**, v.10, n.1, p.30-37, 2009.

MOTTET, D.; BOOTSMA, R. J. The dynamics of goal-directed rhythmical aiming. **Biological Cybernetics**, v.80, p.235-245, 1999.

MOTTET, D.; GUIARD, Y.; FERRAND, T.; BOOTSMA, R.J. Two-Handed Performance of a Rhythmical Fitts Task by Individuals and Dyads. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.27, n.6, p. 1275-1286, 2001.

MOTTRAM, S.; COMERFORD, M. A new perspective on risk assessment. **Physical Therapy in Sport**, v.9, n.1, p.40-51, 2008.

MYER, G. D.; FORD, K. R.; KHOURY, J.; SUCCOP, E.; HEWETT, T. E.. Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v.38, n.10, p.2025-2033, 2010.

NEUMAN, P.; KOSTOGIANNIS, I.; FRIDÉN, T.; ROOS, H.; *et al.* Patellofemoral osteoarthritis 15 years after anterior cruciate ligament injury – a prospective cohort study. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.17, n.3, p.284-290, 2009.

OKADA, T.; HUXEL, K. C.; NESSER, T. W. Relationship between core stability, functional movement and performance. **Journal of Strength and Conditioning Research** v.25, n.1, p.252-261, 2011.

PASSMORE, S. R.; BURKE, J.; LYONS, J. Older Adults Demonstrate Reduced Performance in a Fitts' Task Involving Cervical Spine Movement. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 24, n.4, p.352, 2007.

PAULUS, D. C.; REISER, R. F.; TROXELL, W. O. Peak lifting velocities of men and women for the reduced inertia squat exercise using force control. **European Journal of Applied Physiology**, v.102, n.3, p.299-305, 2007.

PLASTARAS, C. T.; RITTENBERG, J. D.; RITTENBERG, K. E. PRESS, J.; *et al.* Comprehensive Functional Evaluation of the Injured Runner. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v.16, n.3, p.623-649, 2005.

PLISKY, P. J.; RAUH, M. J.; KAMINSKI, T. W. E UNDERWOOD, F. B. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.36, n.12, p.911-9, 2006.

POLLARD, C. D.; SIGWARD, S. M.; OTA, S.; LANGFORD, K.; POWERS, C. M. The Influence of In-Season Injury Prevention Training on Lower-Extremity Kinematics during Landing in Female Soccer Players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 16, n.3, p. 223-227, 2006.

POWERS, C. M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.40, n.2, p. 42-51.

RAHMANI, A.; VIALE, F.; DALLEAU, G.; LACOUR, J. R. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v.84, p.227-232, 2001.

RAO, C. R. The theory of least squares when the parameters are stochastic and its applicatioil to the analysis of growth curves. **Biometrika** v. 52, p. 447-458, 1965.

RESENDE, R. A. **Efeitos da pronação aumentada sobre a biomecânica da marcha de indivíduos adultos jovens saudáveis e indivíduos com osteoartrite de joelho.**(Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2014.

ROOS, E. M.; BREMANDER, A. B.; ENGLUND, M.; LOHMANDER, L. S. Change in self-reported outcomes and objective physical function over 7 years in middle-aged subjects with or at high risk of knee osteoarthritis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.67, n.4, p.505-510, 2007.

RUDOLPH, K. S.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.8, n.5, p.262-269, 2000.

RUDOLPH, K. S.; EASTLACK, M. E.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. 1998 Basmajian Student Award Paper Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. **Journal of Electromyography and Kinesiology** n. 8, p.349–362, 1998.

SCATTONE SILVA R.; MACIEL, C. D.; SERRÃO, F. V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. **Manual Therapy**. In Press, 2014.

SLEIMEN-MALKOUN, R.; TEMPRADO, J.-J.; BERTON, E. Age-related changes of movement patterns in discrete Fitts' task. **BMC Neuroscience**, 14:145, 2013.

SLEIMEN-MALKOUN, R.; TEMPRADO, J.-J.; BERTON, E. Age-related dedifferentiation of cognitive and motor slowing: insight from the comparison of

Hick–Hyman and Fitts' laws. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v.5, n.6, p.1-11, 2013.

SOUZA, R. B. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.40, n.2

STENSRUD, S.; MYKLEBUST, G.; KRISTIANSLUND, E.; BAHR, R.; *et al.* Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. **British Journal of Sports Medicine**, v.45, n.7, p.589-595, 2010.

ST-ONGE, N.; DUVAL, N.; YAHIA, L.; FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee joint. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.12, n.3, p.203-216, 2004.

ST-ONGE, N.; FELDMAN, A. G. Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. **Exp Brain Res**, n.148, p.139–149, 2003.

TROJIAN, T. H. e MCKEAG, D. B. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. **Br J Sports Med**. v.40, p.610-613, 2006.

TRULSSON, A.; GARWICZ, M.; AGEBERG, E. Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 18, n.6, p.814-823, 2009.

WARE, J. H. Growth curves. In: **Encyclopedia of Statistical Sciences.**, S. Kotz, N . L. Johnson and C. B. Read (eds). New York: Wiley. To appear. 1983

WHATMAN, C.; HING, W.; HUME, P. Kinematics during lower extremity functional screening tests–Are they reliable and related to jogging? **Physical Therapy in Sport**, v.12, n.1, p.22-29, 2011.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF**. Geneva, Switzerland: World Health Organization; 2001.

ANEXO I

Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa (COEP) - UFMG

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP****Projeto: CAAE – 12271913.0.0000.5149****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 26 de março de 2013, o projeto de pesquisa intitulado "**Ajustes no desempenho e nas estratégias motoras em indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior frente às variações da demanda numa tarefa de membros inferiores**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG**

ANEXO II

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(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: AJUSTES NO DESEMPENHO E NAS ESTRATÉGIAS MOTORAS EM INDIVÍDUOS COM E SEM LESÃO DO LCA FRENTE ÀS VARIAÇÕES DA DEMANDA NUMA TAREFA DE MEMBROS INFERIORES, da aluna Giovanna Mendes Amaral, requisito 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.**

Caso aceite participar da pesquisa, a coleta dos dados será realizada no Laboratório de Análise de Movimento localizado na EEFFTO da UFMG. Você será medido(a), pesado(a), responderá a um pequeno questionário e realizará um teste:

- Um laser pointer verde será fixado ao lado do seu quadril, apontando para frente em direção a um painel metálico preto. Dois alvos estarão fixados no painel e você deverá realizar movimentos apontando o laser de um alvo ao outro. Serão 6 situações: três diferentes tamanhos de alvos (3cm², 5cm² e 10cm²) e duas diferentes distâncias verticais entre os alvos (30 e 60cm). A ordem será sorteada. Você poderá treinar antes do início dos testes e caso não se sinta capaz poderá desistir. Você irá realizar o movimento o mais rápido possível desde que acerte cada um dos alvos SEMPRE durante o período do teste.

Durante o teste, marcadores serão fixados em seu corpo com fitas dupla-face, micropore e cintos de elástico, neoprene e EVA especialmente confeccionados.

Os riscos são mínimos. Você pode apenas sentir cansaço ou dores fatigantes nas pernas durante ou após os testes. Não serão utilizados materiais pérfuro-cortantes como seringas ou agulhas.

Você poderá solicitar descanso a qualquer tempo pelo tempo que julgar necessário. E em caso de incômodo muscular ou reação alérgica às fitas utilizadas poderá interromper sua participação no estudo imediatamente e a qualquer momento.

Os resultados deste estudo poderão contribuir na prática clínica de fisioterapeutas, possibilitando melhor entendimento sobre os processos de coordenação e estabelecendo parâmetros de medidas para estes processos.

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 envolvido terão acesso a seus dados, que serão apenas para fins de pesquisa.

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

Belo Horizonte, _____ de _____ de 20____.

Assinatura do voluntário

Assinatura do pesquisador

Pesquisadores responsáveis:

- Giovanna Mendes Amaral Tel: 9282-0422 giovannamaral@yahoo.com.br

- Sérgio Teixeira da Fonseca Tel: 3409-4782 sfonseca@pib.com.br

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha - EEFFTO/UFMG Belo Horizonte/ MG - CEP 31270-901

Comitê de Ética em Pesquisa

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha
Unidade Administrativa II – 2º andar – sala: 2005

Belo Horizonte – CEP: 31270-901 Tel: COEP (31) 3409- 4592