

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

Gustavo Lacreto Toledo Colonezi

**As influências da flexão do tronco sobre o desempenho funcional e a
cinemática angular dos membros inferiores durante o Single Leg Hop Test
em mulheres com dor femoropatelar**

SÃO PAULO 2015

Gustavo Lacreto Toledo Colonezi

As influências da flexão do tronco sobre o desempenho funcional e a cinemática angular dos membros inferiores durante o Single Leg Hop Test em mulheres com dor femoropatelar

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli

Colonezi, Gustavo Lacreta Toledo Colonezi.

As influências da flexão do tronco sobre o desempenho funcional e a cinemática angular dos membros inferiores durante o Single Leg Hop Test em mulheres com dor femoropatelar./ Gustavo Lacreta Toledo Colonezi. 2015.

60 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2015.

Orientador (a): Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli.

1. Cinemática. 2. Dor patelofemoral. 3. Tronco. 4. Joelho. 5. Reabilitação.

I. Lucareli, Paulo Roberto Garcia.

II. Título

CDU 615.8

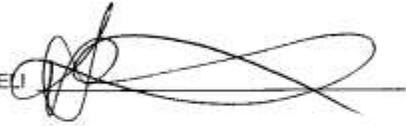
São Paulo, 14 de dezembro de 2015.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): Gustavo Lacreto Toledo Colonezi

Título da Dissertação: "As influências da flexão do tronco sobre o desempenho funcional e a cinemática dos membros inferiores durante o single leg hop test em mulheres com dor femoropatelar".

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROFA. DRA. FERNANDA DE CORDOBA LANZA



Membro: PROFA. DRA. LUCIOLA DA CUNHA MENEZES COSTA



DEDICATÒRIA

Ao meu pai Antonio Sergio, minha mãe Eneida , minha querida irmã Danielle, minha namorada Renata, minhas tias, meus primos e meu sócio Andre por terem permanecido ao meu lado, me incentivando nos meus momentos difíceis e compartilhando minhas angústias e dúvidas nesse período.

AGRADECIMENTOS

Agradeço de coração aos meus mestres Paulo Lucareli e Thiago Fukuda que foram os responsáveis por essa oportunidade e aos meus colegas Nayra, Amir, Marcelo e Andre Bley que me ensinaram, me ajudaram e me apoiaram nesse projeto.

Agradeço também a equipe da Club Fisio que me deu tranquilidade suficiente para que eu pudesse concluir o meu mestrado.

À Universidade Nove de Julho, por possibilitar a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Ao programa de bolsas da Fundação CAPES, pelo apoio fundamental para o desenvolvimento e conclusão desse trabalho.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|-----------|
| Figura 1. Marcadores passivos retro-reflexivos | 18 |
| Figura 2. Marcação da distância do SLHT..... | 19 |
| Figura 3. Ciclo de movimento do SLHT e fase de propulsão..... | 20 |
| Figura 4. Fluxograma..... | 21 |

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA: *Analysis of Variance*

C7: Sétimo processo espinhoso cervical

CLAV: *Clavicle*

DFP: Dor Femoropatelar

LANK: *Left Ankle*

LASI: *Left anterior spine iliac*

LEDs: *Light-emitting diode*

LHEE: *Left Heel*

LKNE: *Left Knee*

LPSI: *Left posterior spine iliac*

LSHO: *Left Shoulder*

LTHI: *Left Thigh*

LTHI1: *Left Thigh 1*

LTIB: *Left Tibia*

LTOE: *Left Toe*

MAFT: Maior Flexão de Tronco

MEFT: Menor Flexão de Tronco

NPRS: *Numerical Pain Rating Scale*

PFP: *Patellofemoral Pain*

PIG: *Plug in Gait*

RANK: *Right Ankle*

RASI: *Right anterior spine iliac*

RBACK: *Right Back*

RHEE: *Right Heel*

RKNE: *Right Knee*

RPSI: *Right posterior spine iliac*

RSHO: *Right Shoulder*

RTHI: *Right Thigh*

RTHI1: *Right Thigh 1*

RTIB: *Right Tibia*

RTOE: *Right Toe*

SLHT: *Single Leg Hop Test*

STR: *Sternum*

SPSS: *Statistical Packge for the Social Sciences*

T10: Décimo processo espinhoso torácico

UNINOVE: Universidade Nove de Julho

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1. Contextualização..... | 12 |
| 1.2 Hipótese..... | 14 |
| 2. OBJETIVOS:..... | 14 |
| 2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 14 |
| 3. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 15 |
| 3.1. Desenho do estudo..... | 15 |
| 3.2. Local de realização do estudo..... | 15 |
| 3.3. Participantes..... | 15 |
| 3.5. Aspectos éticos..... | 15 |
| 3.6. Cálculo Amostral..... | 16 |
| 3.7. Riscos e benefícios..... | 16 |
| 3.8. Instrumentação..... | 16 |
| 3.8.1 Dados antropométricos e identificação..... | 16 |
| 3.8.2 Desfechos..... | 17 |
| 3.8.3 Medidas de desfecho..... | 17 |
| 3.9. Cinemática..... | 18 |
| 3.9.1 Calibração do Equipamento..... | 18 |
| 3.9.2. Preparação dos sujeitos..... | 18 |
| 3.9.3. Colocação dos marcadores..... | 18 |
| 3.10. Descrição da tarefa..... | 20 |
| 3.12. Processamento dos Dados..... | 21 |
| 4. MÉTODO ESTATÍSTICO..... | 24 |
| 5. RESULTADOS..... | 25 |
| 6. Considerações Finais..... | 48 |
| 7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 49 |
| ANEXO 1..... | 55 |
| ANEXO 2..... | 58 |
| ANEXO 3..... | 61 |

RESUMO

INTRODUÇÃO: Alterações dos movimentos do tronco no plano sagital durante atividades com descarga de peso podem ter efeito direto sobre as articulações dos membros inferiores. Sabe-se que maior amplitude de flexão do tronco diminui o estresse femoropatelar. Avaliações cinemática de pacientes que sofrem com dor femoropatelar (DPF) durante várias atividades podem ser encontrados na literatura. No entanto, nenhum estudo abordou a influência da flexão do tronco durante o single leg hop test (SLHT). **OBJETIVO:** Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a relação da flexão do tronco sobre a dor (NPRS 0-10), o desempenho funcional (distancia do SLHT) e da cinemática angular dos membros inferiores em mulheres com DPF durante a fase de propulsão dos SLHT. **MÉTODOS:** Trinta e quatro mulheres sedentárias, com idade média de 25,59 (18 - 35 anos), foram avaliadas em termos de dor, desempenho funcional e cinemática tridimensional durante a fase de propulsão do SLHT. As voluntárias foram divididas em dois grupos com base no valor angular máximo de flexão de tronco: menor flexão de tronco (MEFT grupo, n = 17), e com maior flexão do tronco (MAFT grupo, n = 17). **RESULTADOS:** Diferenças foram encontradas entre os grupos para a dor ($P=0.04$; Effect Size (ES) =0.70 ; diferença média = 0.88; Intervalo de Confiança (IC) = 95%: 0.01 – 1,75), sendo que, o grupo MEFT apresentou menos dor em relação ao grupo MAFT. Entretanto as voluntárias do grupo MAFT exibiram melhor desempenho funcional ($P=0.01$; ES=1.17 diferença média: 16.29cm; 95% IC: 25.95 - 6.62) do que aquelas do grupo MEFT. O grupo MAFT também apresentou maiores valores de inclinação ipsilateral de tronco (diferença média: 2.5°; 95% IC: 0.9 a 4.1°), anteversão pélvica (diferença média: 5.8°; 95% IC: 1.7 a 9.8°), flexão de quadril (diferença média: 8.2°; 95% IC: 2.1 a 14.4°) e dorsiflexão do tornozelo (diferença média: 3.7°; 95% IC: 0.3 a 7.1°). **CONCLUSÃO:** O aumento da flexão do tronco no plano sagital mostra relação com melhor desempenho funcional e com a cinemática angular de segmentos proximais durante a fase de propulsão do SLHT **Palavras chave:** cinemática; dor patelofemoral; tronco; joelho; reabilitação.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Abnormal trunk movements in the sagittal plane during weight-bearing activities can have a direct effect on the joints of the lower limbs. It is known that a greater range of trunk flexion leads to less patellofemoral stress. Assessments of the kinematics of patients who suffer from patellofemoral pain (PFP) during several activities can be found in the literature. However, none of these studies have addressed the effects of trunk flexion during the single leg hop test (SLHT). **OBJECTIVE:** Therefore, the aim of the present study was to assess the relation of trunk flexion on pain (NPRS 0-10), functional performance (SLHT distance) and the angular kinematics of the lower limbs of women with PFP during the propulsion phase of the SLHT. **METHODS:** Thirty-four sedentary women, with a mean age of 25.59 (18 - 35 years), were assessed retrospectively in terms of pain, functional performance and three-dimensional kinematics during the propulsion phase of the SLHT. The women were then divided into two groups based on the maximum angular value of the trunk: less trunk flexion (LFT group, n=17) and greater trunk flexion (GFT group, n=17). **RESULTS:** Differences were found between the groups for pain ($P=0.04$; Effect Size (ES) =0.70 ; mean difference = 0.88; Confidence Interval (CI) = 95%: 0.01 – 1,75), LFT group presented less pain than GFT group. Therefore women in the GFT group exhibited better functional performance funcional ($P=0.01$; ES=1.17 mean difference: 16.29cm; 95% CI: 25.95 - 6.62) than those in the LFT group. The GFT group also performed higher values of ipsilateral trunk lean (mean difference: 2.5°; 95% CI: 0.9 a 4.1°), pelvic anteversion (mean difference: 5.8°; 95% CI: 1.7 a 9.8°), hip flexion (mean difference: 8.2°; 95% CI: 2.1 a 14.4°) and ankle dorsiflexion (mean difference: 3.7°; 95% CI: 0.3 a 7.1°) than the LFT group. **CONCLUSION:** Increases in the sagittal plane trunk flexion shows relation to the functional performance and angular kinematics of proximal segments during the propulsion phase of the SLHT.

Keywords: kinematics; patellofemoral pain; trunk; knee; rehabilitation

1. Contextualização

A Dor Femoropatelar (DFP) é um exemplo comum de dor no joelho em adolescentes e adultos jovens, sua incidência aponta para 25% dos problemas de joelho encontrados na medicina esportiva, sendo duas vezes mais encontrada em mulheres do que em homens. ¹ A DFP é caracterizada por dor difusa na região anterior do joelho, agravada em atividades como: agachamento, tempo prolongado na posição sentada e subida e descida de escadas, bem como atividades repetitivas, causando efeitos negativos nas atividades de vida diária dos pacientes acometidos, reduzindo sua capacidade de realizar esportes e atividades relacionadas ao trabalho. ^{2,3,4}

A exata etiologia da DFP não é plenamente conhecida, porém no consenso sobre dor patelofemoral, Witvrouw ² e colaboradores (2014), relataram a existência de alterações biomecânicas nos segmentos proximais de mulheres com DFP, tais como o excesso de rotação medial e adução do quadril durante atividades com descarga de peso e sugerem que distúrbios biomecânicos nos movimentos de tronco no plano sagital também podem estar relacionados à DFP.

Em atividades com descarga de peso unipodal a patela se mantém estável em relação ao fêmur, e, o fêmur roda internamente. ⁵ A rotação medial do fêmur é aproximadamente o dobro em mulheres sintomáticas ⁶, tem relação com a redução da área de contato retropatelar e produz dor na articulação patelofemoral.^{5,7}

No plano frontal observa-se uma relação entre o ângulo Q aumentado e o maior pico de pressão na face lateral da articulação patelofemoral, ⁸ maior projeção do ângulo de adução do joelho e maior inclinação ipsilateral de tronco durante tarefas funcionais. ^{9,10}

Powers¹ (2010) sugere que pessoas com DFP por apresentarem excessiva anteversão pélvica limitam secundariamente à flexão de tronco durante a marcha, e aumentam a demanda do quadríceps, conseqüentemente, produzem maior stress femoropatelar. A influência da flexão do tronco durante a corrida, também foi descrita como uma estratégia para atenuar o stress patelofemoral, pois quanto

mais flexionado está o tronco, menor são as forças de reação do solo sobre a articulação, o que reduz o momento interno extensor do joelho. ¹¹ Esse comportamento foi mostrado também em mulheres com DFP após corrida exaustiva, possivelmente na tentativa de aliviar a dor na articulação. ¹²

As alterações do tronco no plano sagital parecem influenciar os movimentos no plano frontal. Mulheres saudáveis que fizeram menos flexão de quadril e joelho durante aterrissagem de um salto vertical provavelmente usaram uma estratégia que enfatiza os extensores de joelho, esse grupo apresentou maior momento interno adutor e valgo no joelho comparado às mulheres que fizeram mais flexão, que provavelmente por terem exigido mais dos extensores de quadril á fim diminuir as forças de impacto. ¹³ Visto que, o valgo excessivo de joelho pode contribuir em inúmeras lesões de joelho, incluindo disfunção patelofemoral, ⁵ maior angulação de flexão podem atenuar o stress articular

As repercussões cinemáticas dos membros inferiores apresentadas por indivíduos com DFP durante atividades com descarga de peso vêm sendo cada vez mais estudadas. Foram avaliadas atividades como agachamento unipodal, ⁹, ^{14,15,16} subida e descida de escadas, ¹⁷ corrida, ^{12,18,19} e atividades mais vigorosas como salto vertical bipodal ²⁰ e unipodal. ^{21,22,23,24,25} No entanto, mais recentemente as influências do tronco sobre a DFP vem sendo investigadas em atividades como agachamento unipodal, ^{16,26} corrida, ¹¹ descida de escadas ²⁷ e também no triple single leg hop test, seja na fase de propulsão ²⁸ ou na fase de aterrissagem. ²⁹ Independentemente da atividade avaliada, pessoas com DFP apresentam maior inclinação ipsilateral de tronco quando comparada com saudáveis. ^{26,28,29}

A distância do salto progressivo unipodal Single Leg Hop Test (SLHT), foi utilizada em sujeitos com DFP como medida funcional objetiva para comparar a possível influência de um protocolo de tratamento, ^{15,30,31} entretanto a cinemática angular foi realizada apenas como comparação entre mulheres saudáveis e com DFP, ^{28,29} sem avaliar as possíveis alterações angulares que podem estar relacionadas ao posicionamento do tronco no plano sagital durante o salto de indivíduos sintomáticos.

Portanto, o presente estudo justifica-se pela necessidade de buscar melhor compreensão da relação que o posicionamento do tronco possa ter com os membros inferiores durante atividades funcionais em mulheres que apresentem DFP.

1.2 Hipótese

Para o desenvolvimento deste estudo, foi elaborada a seguinte pergunta de pesquisa: Existe relação entre o posicionamento do plano sagital do tronco sobre a dor, o desempenho funcional e a cinemática angular dos membros inferiores em mulheres com DFP?

A elaboração da pergunta permite a formulação das seguintes hipóteses:

Hipótese Nula (H0): | Maior flexão de tronco durante a fase de propulsão do Single Leg Hop Test em mulheres com DFP não tem relação com menos dor, melhor desempenho funcional e com a cinemática angular dos membros inferiores intergrupo.

Hipótese Alternativa (H1)

Maior flexão de tronco durante a fase de propulsão do Single Leg Hop Test em mulheres com DFP tem relação com menos dor, melhor desempenho funcional e com a cinemática angular dos membros inferiores intergrupo.

2. OBJETIVOS:

O objetivo deste estudo foi analisar a relação da dor, desempenho funcional e as possíveis diferenças na cinemática angular entre dois grupos com DFP, um com mais e outro com menos flexão do tronco durante a fase de propulsão do SLHT.

2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar dor e desempenho funcional dos indivíduos, pela distância no SLHT intergrupo;

- Comparar a relação do posicionamento do plano sagital de tronco sobre a cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo durante a fase de propulsão do Single Leg Hop Test (SLHT) intergrupo.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Desenho do estudo

Um estudo prospectivo, transversal.

3.2. Local de realização do estudo

Desenvolvido no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise de Movimento do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho – UNINOVE.

3.3. Participantes

Foram recrutadas mulheres sedentárias, com idade entre 18 e 35 anos, que apresentaram dor anterior no joelho pelo menos 3 pontos na escala de dor Numerical Pain Rating Scale (NPRS) de 0 à 10, por um período mínimo de 6 meses em pelo menos em duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachar, correr e saltar.³²

Foram excluídos do estudo as voluntárias com histórico de cirurgia no membro inferior, luxação recidivante de patela ou instabilidade crônica, disfunções associadas na articulação do joelho como lesões meniscais e/ou ligamentares, distúrbios cardíacos ou no aparelho locomotor que possam influenciar na avaliação e tratamento. Também foram excluídas as voluntárias que apresentaram discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica.

3.5. Aspectos éticos

O presente protocolo de pesquisa foi APROVADO pelo “Comitê de Ética e Pesquisa” da Universidade Nove de Julho – UNINOVE (número do parecer

124.075), seguindo a resolução 196/96. Para a realização de todos os procedimentos foi exigido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de todos os indivíduos participantes do protocolo de investigação.(Anexo 1)

3.6. Cálculo Amostral

A amostra foi calculada para encontrar uma diferença de 12,4 cm no SLHT, com um desvio padrão estimado em 10.4, um alfa de 0.05 e um poder de 90%. Sendo assim, a amostra requerida por grupo foi de 15 voluntárias.³³

3.7. Riscos e benefícios

Como a amostra é composta por voluntárias que apresentam sintomas algicos, um leve desconforto pode ser apresentado durante a execução do teste, entretanto, este é usado corriqueiramente na prática clínica diária durante o processo de reabilitação e todos os procedimentos foram supervisionados continuamente pelos pesquisadores. As voluntárias receberam orientações e esclarecimentos antes da realização de cada procedimento, para diminuir o risco de qualquer incidente durante o teste. Se fossem apresentados sintomas como desequilíbrio, tontura, assim como intolerância a postura ou movimento indesejado, ou algum outro tipo de mal-estar, a intervenção era interrompida imediatamente.

3.8. Instrumentação

3.8.1 Dados antropométricos e identificação

Foi utilizada uma ficha de avaliação com dados pessoais tais como nome, idade, data de nascimento, telefone, duração dos sintomas e lado de predominância da dor. (Anexo 2). As voluntárias foram submetidas ao protocolo de mensurações antropométricas necessárias para a realização do exame tridimensional, composto de altura, peso, distância entre as espinhas ílicas

ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetro dos joelhos e tornozelos e torção tibial.

3.8.2 Desfechos

Dor no joelho;

Desempenho funcional;

Amplitude de movimento e valor angular máximo (graus) dos seguintes movimentos durante a fase de propulsão do SLHT:

Flexão, inclinação e rotação do tronco em graus;

Anteversão, obliquidade e rotação da pelve em graus;

Adução, rotação e flexão do quadril em graus;

Flexão, adução e rotação do joelho em graus;

Dorsiflexão do tornozelo em graus.

3.8.3 Medidas de desfecho

As voluntárias assinalaram a intensidade da sua dor em uma escala destinada a quantificar a dor em pacientes com DFP, a NPRS, que visa quantificar a intensidade da dor apresentada pelo paciente. A escala é composta por 11 pontos, sendo a classificação da pontuação de 0 a 10. Adota-se que 0 representa “ausência total de dor” e 10 “a pior dor possível”. Os seus níveis de intensidade da dor anterior do joelho foram com base nas últimas duas semanas. ³² (Anexo 3)

O desempenho funcional foi calculado pela mensuração do SLHT, que é a diferença entre a distância do início do ciclo de movimento do marcador posicionado no terço médio entre o 2º e 3º metatarsos (RTOE e LTOE) e sua posição no final do ciclo.

Foi usado para a aquisição dos dados da cinemática tridimensional, o sistema Vicon®, constituído por 8 câmeras de infra vermelho de frequência de 120 frames por segundo.

Todas as câmeras são conectadas a um computador dedicado para o tratamento do sinal de vídeo. Este possui placas com diversas funções, como circuito de temporização/ controle, circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras.

Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados foram transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio, Vicon-Nexus®, foi utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos marcadores através de um modelo biomecânico e diversos algoritmos matemáticos.

3.9. Cinemática

3.9.1 Calibração do Equipamento

A cada dia de coleta, foi realizada a calibração do sistema Vicon®. Para determinar as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z) foi utilizada uma estrutura metálica em forma de “T” composta por duas hastes (contendo um total de 5 marcadores reflexivos de 14 mm), colocada no centro da área de coleta. Em seguida, a haste foi usada para varredura do volume de interesse. A haste foi movida em todos os planos dentro do mesmo volume por 120 segundos, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro de um mesmo volume (calibração dinâmica). Foram aceitos erros de desvio-padrão menores que 1 mm entre as distâncias conhecidas entre os marcadores.

3.9.2. Preparação dos sujeitos

Todas as voluntárias usaram shorts para facilitar a colocação dos marcadores assim como a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele foi limpa com algodão e álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

3.9.3. Colocação dos marcadores

Os marcadores são esferas de poliestireno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla face e posteriormente na pele do sujeito. Seu formato permite

que a luz seja refletida em todas as direções, não importando a posição, uma vez que ela permaneça no campo de visão do conjunto de câmeras utilizado e, por serem de composição leve não causam incômodo, nem dificultam os movimentos.

Vinte e cinco marcadores esféricos retro-reflexivos (14 mm de diâmetro) foram fixados com dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos, que será ponto de referência para o sistema de captura de análise do movimento.

Foram posicionados sobre o manúbrio (CLAV), processo xifóide (STR), escápula direita (RBACK), acrômios (RSHO e LSHO), sétimo processo espinhoso cervical (C7), décimo processo espinhoso torácico (T10), espinhas ilíacas antero-superiores (RASI e LASI), nas espinhas ilíacas postero-superiores (RPSI, LPSI), região lateral da coxa (RTHI1 e LTHI1), face lateral da base da patela (RTHI e LTHI), epicôndilo femoral lateral (RKNE e LKNE), terço médio lateral da perna (RTIB e LTIB), maléolo lateral (RANK e LANK), terço médio entre o 2º e 3º metatarsos (RTOE e LTOE) e calcâneo (RHEE e LHEE) (Figura 1). Este conjunto de marcadores foi baseado no modelo biomecânico Vicon Plug-in Gait® (Vicon®, 2002), usado para estimar a posição dos centros articulares, e calcular a cinemática tridimensional das articulações do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo. ^{34,35}

A colocação dos marcadores foi realizada por dois examinadores experientes durante todas as coletas.

movimento. O valor médio entre os três saltos unipodais foram considerados para a análise. (Figura 2)

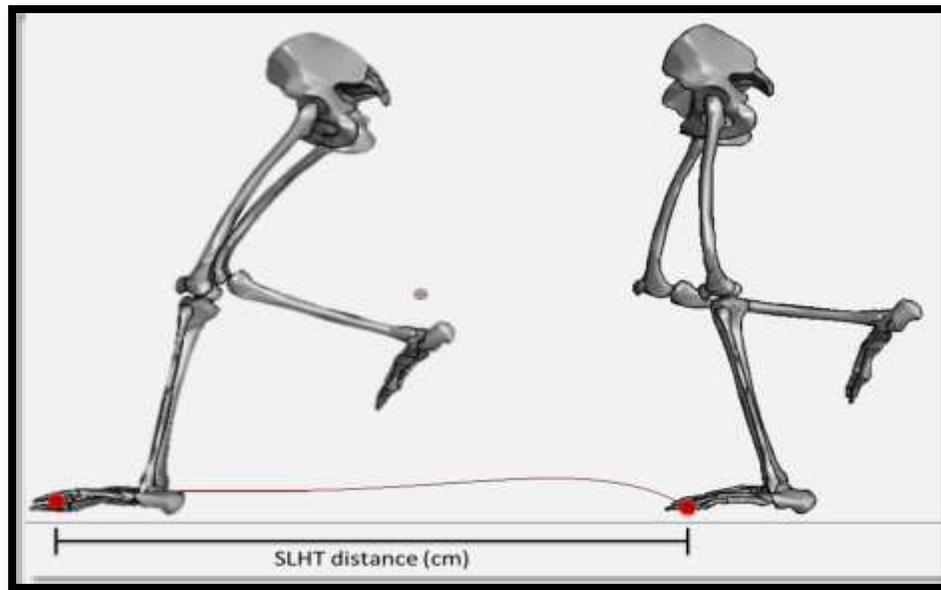


Figura 2. Marcação da distância do SLHT.

3.12. Processamento dos Dados

Após a captura das coordenadas dos marcadores, os mesmos foram nomeados e salvos em formato C3D. Para a reconstrução tridimensional do modelo biomecânico, os dados das coordenadas dos marcadores fixados aos segmentos do tronco, pelve, coxa, perna e pé foram importados e processados por meio do software Vicon® Nexus® 1.8.5. O modelo Plug In Gait (PIG) foi utilizado para o processamento dos dados.

A partir disso, foi feita a marcação do ciclo do SLHT da tarefa e a fase de propulsão. O ciclo do SLHT foi determinado pelo momento em que inicia a flexão do joelho, definido pela velocidade angular maior que zero e foi finalizado com o desprendimento do pé do solo, definido quando a aceleração do marcador do terço médio do metatarso (RTOE e LTOE) for diferente de zero na direção Z e a fase de propulsão foi definida pelo momento em que inicia a flexão do joelho, definido pela velocidade angular maior que zero e finaliza no pico de flexão do joelho, antes do desprendimento do pé do solo. (Figura 3)

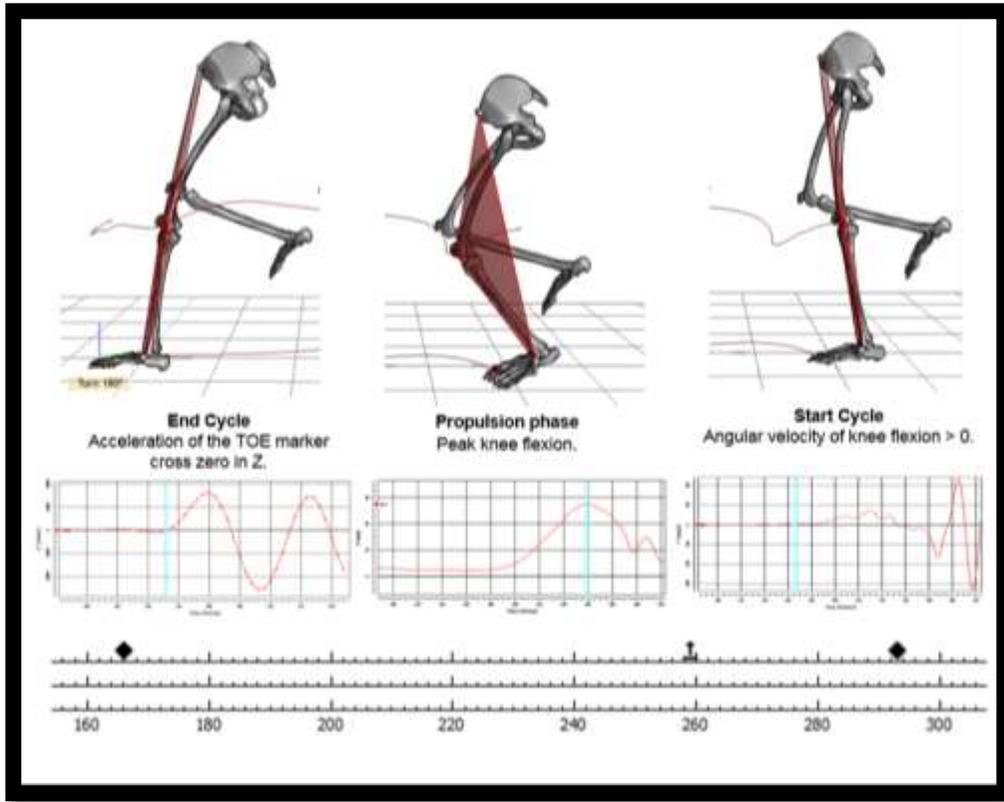


Figura 3. Ciclo de movimento do SLHT e fase de propulsão.

Em seguida, foi aplicado um filtro Woltring, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 6Hz às trajetórias dos marcadores, para reduzir os ruídos devido à movimentação durante o ciclo do movimento.

Uma vez, com os dados de cinemática angular exportados, as 34 voluntárias foram divididas em 2 grupos, menor flexão de tronco (MEFT) e maior de flexão de tronco (MAFT). Essa divisão ocorreu pela mediana do valor angular máximo de flexão de tronco das 34 voluntárias durante a fase de propulsão para o SLHT, encontrando um valor de corte para divisão em dois grupos (27.97°).

Valores menores ou iguais à mediana compuseram o grupo menor flexão de tronco (MEFT N=17) os valores maiores que a mediana o grupo maior de flexão de tronco (MAFT N=17). (Figura 4)

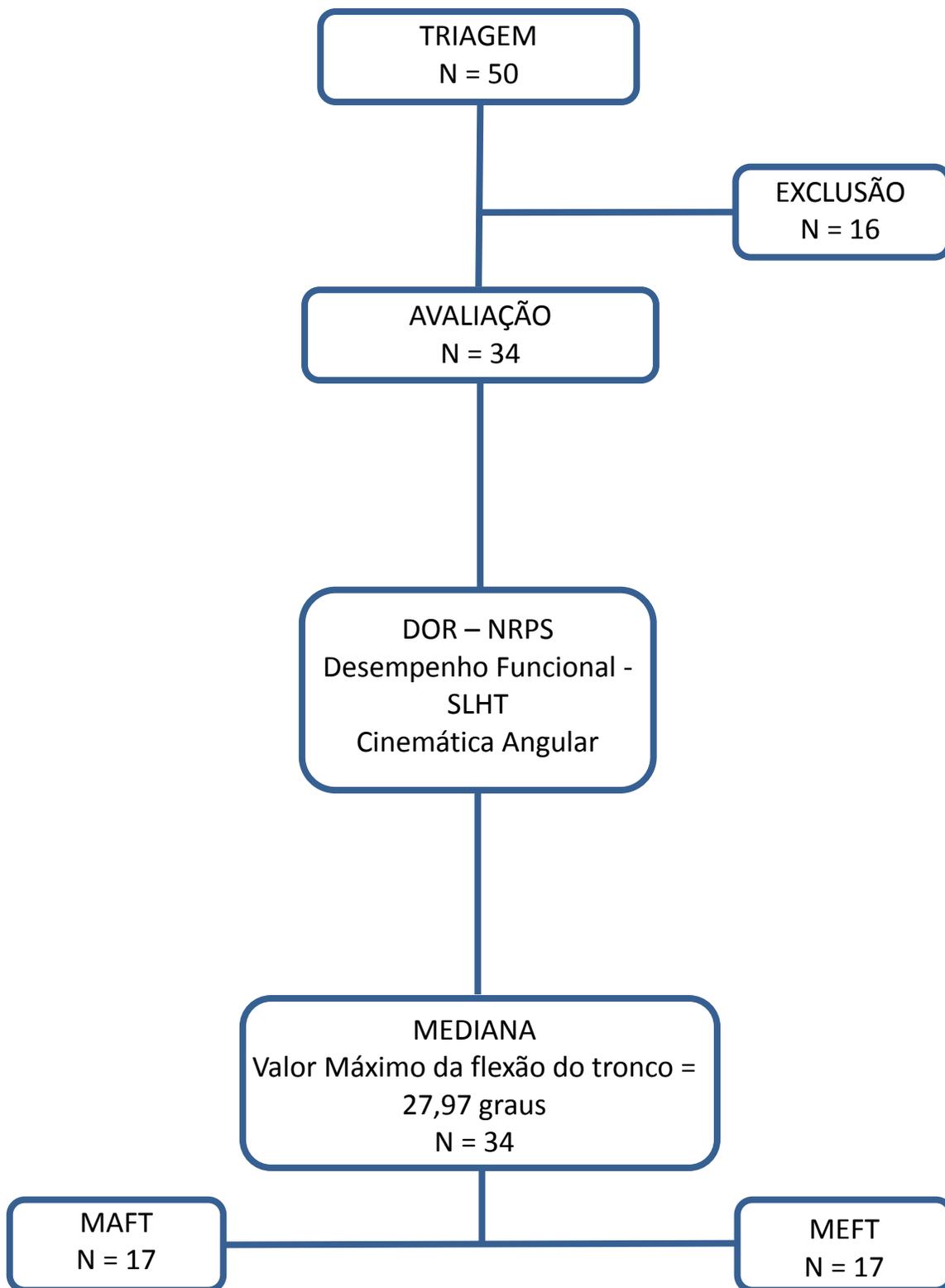


Figura 4. Fluxograma de estudo.

4. MÉTODO ESTATÍSTICO

Foi utilizado para a análise estatística o membro que apresentava maior dor, nos casos de dor bilateral. Os testes Manova e Kruskal-Wallis foram aplicados para cada variável, de acordo com a distribuição dos dados para os dados cinemáticos. Nos casos em que houve diferença nos testes citados, os testes post-hoc de Bonferroni e Mann-Whitney foram realizados. Para a dor e desempenho funcional, SLHT foi utilizado o teste t student dependente. O nível de significância adotado foi de 5%. Sendo o Package for the Social Sciences 20 (SPSS) utilizado para todas as análises.

5. RESULTADOS

As influências da flexão do tronco sobre o desempenho funcional e a cinemática angular dos membros inferiores durante o Single Leg Hop Test em mulheres com dor femoropatelar.

RESUMO

INTRODUÇÃO: Movimentos anormais de tronco no plano sagital durante atividades com descarga de peso podem ter efeito direto sobre as articulações dos membros inferiores. Sabe-se que maior amplitude de flexão do tronco diminui o estresse femoropatelar. Avaliações cinemática de pacientes que sofrem com dor femoropatelar (DPF) durante várias atividades podem ser encontrados na literatura. No entanto, nenhuns destes estudos abordaram os efeitos de tronco de flexão durante o single leg hop test (SLHT). Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a relação da flexão do tronco sobre a dor, o desempenho funcional e da cinemática angular dos membros inferiores em mulheres com DPF durante a fase de propulsão dos SLHT. **MÉTODOS:** Trinta e quatro mulheres sedentárias, com média idade de 25,59 (18 - 35 anos), foram avaliadas em termos de dor, desempenho funcional e na cinemática tridimensional durante a fase de propulsão do SLHT. As voluntárias foram então divididas em dois grupos com base no valor angular máximo de flexão de tronco: menor flexão de tronco (MEFT grupo, n = 17), e com maior flexão do tronco (MAFT grupo, n=17). **RESULTADOS:** Diferenças foram encontradas entre os grupos para a dor, sendo que, o grupo MEFT apresentou menos dor em relação ao grupo MAFT. Entretanto as voluntárias do grupo MAFT exibiram melhor desempenho funcional do que aquelas do grupo MEFT. O grupo MAFT também apresentou maiores valores de inclinação ipsilateral de tronco, anteversão pélvica, flexão de quadril e dorsiflexão do tornozelo. **CONCLUSÃO:** O aumento da flexão do tronco no plano sagital mostra relação com melhor desempenho funcional e com a cinemática angular de segmentos proximais durante a fase de propulsão do SLHT.

Palavras chave: cinemática; dor patelofemoral; tronco; joelho; reabilitação.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Abnormal trunk movements in the sagittal plane during weight-bearing activities can have a direct effect on the joints of the lower limbs. It is known that a greater range of trunk flexion leads to less patellofemoral stress. Assessments of the kinematics of patients who suffer from patellofemoral pain (PFP) during several activities can be found in the literature. However, none of these studies have addressed the effects of trunk flexion during the single leg triple hop test (SLHT). Therefore, the aim of the present study was to assess the relation of trunk flexion on pain, functional performance and the angular kinematics of the lower limbs of women with PFP during the propulsion phase of the SLHT. **METHODS:** Thirty-four sedentary women, with a mean age of 25.59 (18 - 35 years), were assessed retrospectively in terms of pain, functional performance and three-dimensional kinematics during the propulsion phase of the SLHT. The women were then divided into two groups based on the maximum angular value of the trunk: less trunk flexion (LFT group, n=17) and greater trunk flexion (GFT group, n=17). **RESULTS:** Differences were found between the groups for pain, LFT group presented less pain than GFT group. Therefore women in the GFT group exhibited better functional performance than those in the LFT group. The GFT group also performed higher values of ipsilateral trunk lean, pelvic anteversion, hip flexion and ankle dorsiflexion than the LFT group. **CONCLUSION:** Increases in the sagittal plane trunk flexion show relation to the functional performance and angular kinematics of proximal segments during the propulsion phase of the SLHT.

Keywords: kinematics; patellofemoral pain; trunk; knee; rehabilitation

A Dor Femoropatelar (DFP) é um exemplo comum de dor no joelho em adolescentes e adultos jovens, sua incidência aponta para 25% dos problemas de joelho encontrados na medicina esportiva, sendo duas vezes mais encontrada em mulheres do que em homens. ¹ A DFP é caracterizada por dor difusa na região anterior do joelho, agravada em atividades como: agachamento, tempo prolongado na posição sentada e subida e descida de escadas, bem como atividades repetitivas, causando efeitos negativos nas atividades de vida diária dos pacientes acometidos, reduzindo sua capacidade de realizar esportes e atividades relacionadas ao trabalho. ^{2,3,4}

A exata etiologia da DFP não é plenamente conhecida, porém o consenso sobre patelofemoral, descrito por Witvrouw e colaboradores² (2014), relatam que existem alterações biomecânicas proximais em mulheres com DFP, tais como o excesso de rotação medial e adução do quadril durante atividades com descarga de peso. As alterações biomecânicas encontradas no plano transversal e frontal diminuem a área de contato retropatelar durante essas atividades e aumentam o estresse retropatelar. ⁵ A frequência e magnitude do estresse que a articulação é exposta podem levar à degeneração da cartilagem patelar, aumentando a carga no osso subcondral subjacente, o que resulta em dor. ^{6,7,8}

Distúrbios biomecânicos nos movimentos de tronco no plano sagital também podem estar relacionadas com a DFP. ² Powers¹ (2010) sugere que pessoas que apresentam DFP têm limitação na flexão de tronco durante a marcha, solicitam maior demanda do quadríceps, e conseqüentemente, geram maior stress femoropatelar.

Além disso, o aumento da flexão do tronco poderia ser uma estratégia para reduzir o estresse femoropatelar por redução do momento interno extensor do joelho, como tem sido observado em indivíduos saudáveis durante a corrida. ⁹

Em mulheres com DFP, o deslocamento anterior do centro de massa também reduz o momento interno extensor do joelho, seja durante a corrida ou salto unipodal. ^{5,10}

Alterações no plano sagital parecem afetar os movimentos no plano frontal. Mulheres saudáveis que realizaram menor flexão de quadril e joelho durante a

aterrissagem de um salto provavelmente utilizaram uma estratégia que enfatizou os extensores de joelho também exibiram maior momento interno adutor e valgo de joelho do que mulheres que realizaram maior flexão, essas usaram mais extensores de quadril para atenuar as forças de impacto. ¹¹ Visto que, o valgo excessivo de joelho pode contribuir em inúmeras lesões de joelho, incluindo disfunção patelofemoral,¹² quanto maior o ângulo de flexão menor será o stress articular.

As alterações cinemáticas apresentadas por indivíduos com DFP durante atividades com descarga de peso vêm sendo cada vez mais estudadas. Foram avaliadas atividades como agachamento unipodal, ¹³ subida e descida de escadas, ¹⁴ corrida ¹⁵ e atividades mais vigorosas como salto vertical bipodal ¹⁶ e unipodal. ^{5,8,17,18,19} Mais recentemente, as influências do tronco na articulação patelofemoral vem sendo mais investigada em atividades como agachamento unipodal, ^{20,21} corrida, ⁹ descida de escadas, ²² e também single leg triple hop test (SLTHT), seja na fase de propulsão ²³ ou aterrissagem. ²⁴ Em ambos os casos sujeitos com DFP que realizaram SLTHT mostraram maior inclinação ipsilateral de tronco comparada com mulheres saudáveis. ^{23,24}

Nós hipotetizamos que as voluntárias que apresentassem maior flexão de tronco durante SLHT apresentariam menor nível de dor, melhor desempenho funcional, aumento dos graus no plano sagital da pelve, quadril, joelho e tornozelo. Portanto o objetivo desse estudo é analisar a relação da dor desempenho funcional e as possíveis alterações na cinemática angular entre dois grupos com DFP, com mais ou menos flexão de tronco durante a fase de propulsão do SLHT.

MÉTODOS

Participantes

Trinta e quatro mulheres sedentárias ²⁴ foram recrutadas para o presente estudo. Essas voluntárias deveriam apresentar dor anterior no joelho por pelo menos duas das seguintes atividades: permanecer sentada por tempo prolongado;

subida e descida de escadas; agachamento; corrida e salto.^{1,14} Participantes com idade entre 18 e 30 anos foram incluídas. Foram excluídas do estudo as voluntárias com histórico de cirurgia no membro inferior, luxação recidivante de patela ou instabilidade crônica, disfunções associadas na articulação do joelho como lesões meniscais e/ou ligamentares, distúrbios cardíacos ou no aparelho locomotor. Também foram excluídos os voluntários que apresentaram discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm, mensurado com fita métrica.

Todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e foram informadas sobre o uso dos dados em estudos científicos. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo comitê de ética sob o número do parecer 124.075.

Procedimentos

Foram avaliados os dados de intensidade da dor de ambos joelhos, desempenho funcional, valor angular máximo e amplitude de movimento durante a fase de propulsão do SLHT.

A intensidade da dor foi medida usando a NPRS. O score abrange de 0 a 10 pontos, sendo 0, representando nenhuma dor e 10, represento a pior dor possível. O paciente foi questionado sobre a média da sua dor nas duas ultimas semanas prévias à avaliação.^{25,26}

Para a aquisição dos dados de desempenho funcional e cinemática angular, o sistema Vicon®, constituído por 8 câmeras de infravermelho de frequência de 120 frames por segundo foi usado durante as coletas. Marcadores esféricos retro reflexivos (14mm de diâmetro) foram fixados com fita dupla face em pontos anatômicos, que serviram de referência para o sistema de captura de análise do movimento.

Instrumentação

Uma vez incluídas no estudo, todas as voluntárias teriam que possuir dados antropométricos para reconstrução tridimensional do modelo biomecânico Plug-in-Gait.

Todas as voluntárias utilizaram shorts para facilitar a colocação dos marcadores assim como a leitura dos mesmos pelas câmeras. A colocação de todos os marcadores foi realizada por um mesmo examinador, experiente.

Os marcadores foram posicionados sobre o manúbrio (CLAV); o esterno (STR); processo xifóide escápula direita (RBACK); acrômios (RSHO e LSHO); sétimo processo espinhoso cervical (C7); décimo processo espinhoso torácico (T10); espinhas ilíacas antero-superiores (RASI e LASI); nas espinhas ilíacas postero-superiores (RPSI, LPSI); região lateral da coxa (RTHI1 e LTHI1); face lateral da base da patela (RTHI e LTHI); epicôndilo femoral lateral (RKNE e LKNE); terço médio lateral da perna (RTIB e LTIB); maléolo lateral (RANK e LANK); terço médio entre o 2º e 3º metatarsos (RTOE e LTOE) e calcâneo (RHEE e LHEE). O modelo biomecânico Vicon Plug-in Gait® (Vicon®, 2002) foi usado para reconstrução dos marcadores, estimar a posição dos centros articulares, e calcular a cinemática tridimensional do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo.
27,28

Depois de fixados os marcadores, as voluntárias foram submetidas a três séries alternadas de SLHT, comumente utilizado para mensuração do desempenho funcional e do progresso dos programas de reabilitação dos membros inferiores.^{29,30,31} A investigação é feita através de um único salto unipodal.³⁰

Inicialmente foi solicitado que as voluntárias mantivessem os braços cruzados para trás do tronco, para evitar estratégias de equilíbrio com membros superiores, e foi solicitado que as voluntárias realizassem um salto unipodal

horizontal, objetivando atingir a maior distância possível e que ao final deste salto o mesmo não retirasse o membro testado do solo. ³²

Em seguida, as voluntárias realizaram o teste com o membro inferior contralateral. A ordem dos membros inferiores para a execução da tarefa foi aleatorizada para cada voluntária. Para a coleta das variáveis, o teste foi realizado três vezes em cada membro inferior, de forma alternada, na tentativa de evitar maior fadiga muscular.

A mensuração do SLHT foi dada pela diferença entre a distância do início do ciclo de movimento do marcador posicionado no terço médio entre o 2º e 3º metatarsos e sua posição no final do ciclo. A média dos três saltos foi usada para análise. (FIGURA 1)

Análise dos Dados

Após a captura das coordenadas dos marcadores, os mesmos foram nomeados e salvos em formato C3D. Para reconstrução tridimensional e processamento dos dados o modelo biomecânico Plug In Gait (PIG) foi utilizado. Para a marcação dos ciclos de movimento, foi utilizada a fase de propulsão do salto, definida quando a velocidade angular de flexão do joelho era maior que zero e finalizada com o desprendimento do pé do solo, definido quando a aceleração do marcador terço médio entre o 2º e 3º metatarsos também fosse diferente de zero na direção Z, perpendicular ao solo. (FIGURA 2) Posteriormente foi aplicado um filtro Woltring, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 8Hz às trajetórias dos marcadores, para reduzir os ruídos devido à movimentação dos marcadores durante o ciclo do movimento.

As 34 voluntárias sintomáticas foram divididas em 2 grupos. Dezesete voluntárias formaram o grupo menor flexão de tronco (MEFT) e as outras 17 formaram o grupo maior flexão de tronco (MAFT). A divisão foi baseada na mediana do valor angular máximo de flexão de tronco (27.97°) entre as 34 voluntárias durante a fase de propulsão SLHT: valores acima ou igual à mediana

forma designados para o grupo MAFT e valores abaixo da mediana para o grupo MEFT.

As seguintes variáveis foram analisadas: dor no joelho; desempenho funcional das voluntárias, e para os dados de cinemática angular, valor angular máximo e amplitude de movimento, em graus, dos seguintes movimentos durante a fase de preparo do SLHT: flexão do tronco; rotação e inclinação contralateral do tronco e da pelve; adução, rotação e flexão do quadril; flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo.

Análise Estatística

Foi utilizado para a análise estatística o membro que apresentava maior dor, nos casos de dor bilateral. Os testes Manova e Kruskal-Wallis foram aplicados para cada variável, de acordo com a distribuição dos dados para os dados cinemáticos. Nos casos em que houve diferença nos testes citados, os testes post-hoc de Bonferroni e Mann-Whitney foram realizados. Para a dor e desempenho funcional, SLHT foi utilizado o teste t dependente. O nível de significância adotado foi de 5%. Sendo o Package for the Social Sciences 20 (SPSS) utilizado para todas as análises.

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os dados demográficos das voluntárias do estudo.

Dor

foi encontrada diferença entre os grupos ($P=0.04$; Effect Size (ES) =0.70 ; diferença média = 0.88; Intervalo de Confiança (IC) = 95%: 0.01 – 1,75), sendo que o grupo MEFT apresentou menos dor em relação ao grupo MAFT antes da avaliação do salto. (Tabela 2)

Desempenho funcional

Foi encontrada diferença entre os grupos ($P=0.01$; ES=1.17 diferença média: 16.29cm; 95% IC: 25.95 - 6.62), sendo que o grupo MAFT alcançou a maior distancia nas médias dos saltos em relação às voluntárias do grupo MEFT. (Tabela 2)

Cinemática Angular

A análise multivariada revelou diferença significativa para valor angular máximo [$F(13.00) =138.0$, $P, 0.01$, Wilk's $\lambda= 0.242$] e para amplitude de movimento [$F(13.00) =140.0$, $P, 0.07$, Wilk's $\lambda= 0.313$] entre os grupos.

Valor Angular Máximo

No plano sagital, houve mais flexão do tronco (diferença média: 14.7°; 95% IC: 9.9 - 19.6°) no grupo MAFT em relação ao grupo MEFT. Já no plano frontal e transversal não foi encontrada nenhuma diferença entre os grupos para nenhum segmento. (Tabela 3)

Amplitude de Movimento

Quanto as variáveis cinemáticas de amplitude de movimento no plano sagital, os resultados mostraram que houve maior angulação de flexão do tronco

(diferença média: 9.6°; 95% IC: 5.0 a 14.3°), anteversão pélvica (diferença média: 5.8°; 95% IC: 1.7 a 9.8°), flexão de quadril (diferença média: 8.2°; 95% IC: 2.1 a 14.4°) e dorsiflexão de tornozelo (diferença média: 3.7°; 95% IC: 0.3 a 7.1°) no grupo MAFT em relação ao grupo MEFT. Ao analisar o plano frontal houve maior amplitude de movimento para obliquidade de tronco, no grupo MAFT em relação ao grupo MEFT (diferença média: 2.5°; 95% IC: 0.9 a 4.1°). No plano transversal não foi encontrada diferença entre os grupos. (Tabela 4)

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar a relação da dor, desempenho funcional e possíveis alterações na cinemática angular entre dois grupos com DFP, sendo com menor ou maior flexão de tronco durante a fase de propulsão do *single leg hop test* (SLHT). Os resultados mostraram que existe diferença entre os grupos em termos de dor, onde o grupo MEFT apresenta menos em relação ao grupo MAFT. O desempenho funcional apresentou diferença. As voluntárias do grupo MAFT apresentaram melhora no desempenho funcional por saltar maior distância no SLHT do que as do grupo MEFT. Mulheres com DFP que fizeram maior flexão de tronco (MAFT) mostraram maior anteversão pélvica, flexão de quadril e dorsiflexão de tornozelo e maior inclinação ipsilateral de tronco, ao contrário do esperado.

Quanto maior a flexão de tronco durante a fase de propulsão do salto, maior a projeção anterior no centro de massa do corpo, o que diminui a demanda do músculo quadríceps.^{23,33,34,35} A redução da demanda muscular do quadríceps parece estar ligada diretamente à redução do stress na articulação do joelho por amenizar a força de cisalhamento anterior da tíbia em relação ao fêmur.¹

A postura mais flexionada do tronco no plano sagital durante a corrida diminui o momento interno extensor do joelho e diminui as forças que agem sobre ele, reduzindo assim o stress na articulação femoropatelar.⁹ Após treino de corrida exaustiva, indivíduos com DFP tendem a flexionar mais o tronco, por aumentar a anteversão da pelve e flexionar mais o quadril, supostamente para

diminuir as cargas sobre o joelho e conseqüentemente a dor.¹⁰ A flexão de tronco parece ter relação com a melhora de dor e função nos indivíduos com DFP. Segundo Baldon et al,³⁶ (2014) o aumento na flexão de tronco, anteversão pélvica e flexão de quadril durante a realização do *single leg squat* após um programa de treinamento de força com acréscimo de controle motor, fica evidente. Assim como foi encontrado no grupo MAFT, entretanto essas voluntárias não passaram por nenhum programa de treinamento, mesmo assim apresentando melhor desempenho funcional.

No presente estudo, o movimento de tronco no plano sagital durante a fase de propulsão do SLHT mostra ter alguma relação com outros planos de movimento. No plano frontal, mais inclinação ipsilateral de tronco foram observados no grupo MAFT em relação ao grupo MEFT. Quando avaliado o tronco de indivíduos com DFP, a inclinação ipsilateral de tronco parece ser uma possível compensação biomecânica para a fraqueza dos músculos abdutores do quadril,^{21,24} para estabilizar a pelve no plano frontal.²¹ Apesar de não ter avaliado os movimentos de tronco, Dierks et al,³⁷ (2011) sugeriram que a menor adução do quadril em indivíduos com DFP durante a corrida, pode ser devido a maior inclinação ipsilateral de tronco, que leva a elevação contralateral da pelve. Esses indivíduos que apresentaram menor adução do quadril obtiveram menor progressão da dor durante a corrida.

Pollard et al, (2010)¹¹ ao relacionarem os movimentos de quadril e joelho no plano sagital com os movimentos de joelho no plano frontal em indivíduos saudáveis durante a aterrissagem de um salto bipodal de um caixote. Os mesmos autores observaram aumento no momento interno adutor de joelho e no valgo de joelho nos indivíduos que aterrissaram com menor flexão de quadril e joelho. O aumento no momento interno adutor do joelho e no valgo de joelho podem ter relação com a DFP, já que alterações nos movimentos de quadril no plano frontal mostram ter influência na redução na área de contato femoropatelar, que pode levar a dor.^{6,7}

A presença de mais flexão de tronco, anteversão pélvica e flexão de quadril em atividades como a corrida após exaustão¹⁰ e o *single leg squat*,³⁶

assim como mais inclinação ipsilateral de tronco e menos adução do quadril, durante a corrida,³⁷ parecem ter interferência na progressão da dor em indivíduos com DFP. Mais flexão de tronco, anteversão pélvica, flexão de quadril, dorsiflexão de tornozelo e inclinação ipsilateral do tronco assim como o desempenho funcional foram observados no grupo MAFT durante a fase de propulsão do salto. Apesar do nível de dor durante o SLHT não ter sido avaliado e as voluntárias do grupo MEFT apresentarem menos dor antes da realização do SLHT o grupo MAFT obteve melhor desempenho funcional, portanto acreditamos que essas voluntárias possam ter sentido menos dor durante a realização SLHT.

A ausência de dados de cinética e força muscular pode ser uma limitação deste estudo. Portanto, futuros estudos com análise cinética, eletromiografia e força muscular poderão contribuir para o entendimento da influência da presença de excessiva ou limitada flexão de tronco no stress femoropatelar.

Por fim, é possível acreditar que o grupo MAFT, uma vez que apresentou mais flexão de quadril e tornozelo, anteversão pélvica e inclinação ipsilateral de tronco durante a fase de propulsão do SLHT, pode ter distribuído melhor as cargas que agem sobre o joelho. Conseqüentemente, é possível que as mulheres desse grupo realizaram o SLHT com atenuação da dor, alcançando melhor desempenho funcional em relação ao grupo MEFT, que apresentou menos dor antes da realização do SLHT.

CONCLUSÃO

Maior flexão do tronco no plano sagital mostra ter relação com a cinemática angular dos segmentos proximais e parecem alterar o padrão de movimento dos membros inferiores durante o SLHT. Mulheres que flexionam mais o tronco durante a fase de propulsão do SLHT apresentaram melhor desempenho funcional, mais anteversão pélvica, flexão de quadril, dorsiflexão de tornozelo e inclinação ipsilateral de tronco no grupo MAFT, mesmo com mais dor do que o grupo MEFT.

REFERÊNCIAS

1 - Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports PhysTher.* 2010;40(2):42-51.

2 - Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med* 2014;48:411

3 - Giles, LS, Webster, KE, McClelland, JA, Cook, J. Does Quadriceps Atrophy Exist in Individuals With Patellofemoral Pain? A Systematic Literature Review Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.*2013;43(11):766-776.

4 - Boling M, Padua D, Marshall S, et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Science Sports* 2010;20:725–30.

5 - Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports PhysTher.* 2008;38:606-615.

6 - Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredericson M, Beaupre GS. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 2008;26:1627-1635.

7 - Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J J Orthop Sports PhysTher* 2007;37:521-528.

8 - Willson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 2008;36:1587–1596.

9 - Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports PhysTher.* 2014;44(10):785-792. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2014.5249>

10 - Bazett-jones, D. M., S. C. Cobb, W. E. Huddleston, K. M. O'connor, B. S. Armstrong, and J. E. Earl-boehm. Effect of Patellofemoral Pain on Strength and Mechanics after an Exhaustive Run. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 45, No. 7, pp. 1331–1339,2013.

11 - Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *ClinBiomech (Bristol, Avon).* 2010;25:142-146.

12 - Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports PhysTher.* 2003;33:677-685.

13 - Salsich GB, Graci V, Maxam DE. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. *J Orthop Sports PhysTher* 2012;42:1017–24.

14 - Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports PhysTher.* 2008;38:12-18.

15 - Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, et al. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *ClinBiomech (Bristol, Avon)* 2011;26:735–40.

16 - Souza RB, Powers CM. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys The.* 2009; 39(1): 12-19.

17 - Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *ClinCrBiomech* (Bristol, Avon). 2008;23:203-211.

18 - Willson JD, Davis, IS, 2009. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 18, 76–90.

19 - Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37:2108-2116.

20- Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Manual Ther* 20 (2015) 189 e 193.

21- Baldon R de M, PIVA SR, SILVA RS, Serrão FV Evaluating Eccentric Hip Torque and Trunk Endurance as Mediators of Changes in Lower Limb and Trunk Kinematics in Response to Functional Stabilization Training in Women With Patellofemoral Pain. *Am J Sports Med* 2015 43:1485

22- Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA Trunk and Lower Extremity Kinematics During Stair Descent in Women With or Without Patellofemoral Pain. *Journal of Athletic Training* 2015;50(7):704–712

23- Bley AS, Correa JCF, Reis ACD, Rabelo NDDA, Marchetti PH, et al. Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study. *PLoS ONE* 9(5): e97606.

24 - dos Reis AC, Correa JCF, Bley AS, Rabelo NDA, Fukuda TY, Lucareli PRG Kinematic And Kinetic Analysis Of The Single-Leg Triple Hop Test In Women With And Without Patellofemoral Pain. . *J Orthop Sports Phys Ther* 2015

25 - da Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43:332–339.

26 - Rabelo NDA, Lima B, dos Reis AC, Bley AS, Yi CL, Fukuda TY, Costa LO Neuromuscular training and muscle strengthening in patients with patellofemoral pain syndrome: A protocol of randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2014;15:157.

27 - Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res*. 1990;8:383-92.

28 - Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. v.10, p.575-87, 1991.

29 - Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner MRS. Hop Tests as Predictors of Dynamic Knee Stability. *J Orthop Sports PhysTher*. 2001;31(10) :588-597.

30 - Kramer JND, Power M, Webster–Bogaert S. Test Retest of the One Leg Hop Test Following ACL Reconstruction. *ClinJ Sports Med*. 1992;2 (4): 240-43.

31 - Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg Sports TrauArthrosc.* 2000;8:262-269.

32 - Baldon R de M, Lobato DF, Carvalho LP, Wun PY, Santiago PR, Serrão FV. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44:135-145. <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822a51bb>

33 - Asay JL, Mündermann A, Andriacchi TP. Adaptive patterns of movement during stair climbing in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2009;27:325-329. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.20751>

34- Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train.* 2009;44:174-179. <http://dx.doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.174>

35- Oberländer KD, Brüggemann GP, Höher J, Karamanidis K. Reduced knee joint moment in ACL deficient patients at a cost of dynamic stability during landing. *J Biomech.* 2012; 45:1387-1392. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.029>

36- Baldon RM, Serrão FV, Scattone SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(4):240–A8. doi: 10.2519/jospt.2014.4940

37 - Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis I. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(4):693–700.

Tabela 1: Dados Demográficos

| | DFP (n = 34) * |
|--------------------------|----------------|
| Idade (i) | 25.59 ± 6.84 |
| Massa Corpórea (kg) | 57.00 ± 8.52 |
| Altura (m) | 1.60 ± 0.06 |
| IMC (kg/m ²) | 22.20 ± 3.37 |
| NPRS (0-10) [†] | 5.07 ± 2.30 |

Abreviações: DFP, Dor Femoropatelar; IMC, índice de massa corpórea; NPRS, numericalpain rating scale

* Dados em média ± DP

[†] Score de 0 a 10, sendo 0 nenhuma dor e 10 a pior dor imaginada. Score feito pela media de dor das duas últimas semanas.

Tabela 2: Comparação da dor e desempenho funcional no SLHT entre os grupos MAFT e MEFT

| | MEFT (n = 17) # | MAFT (n = 17) # | Effect Size § |
|-----------------|-----------------|-----------------|---------------|
| Dor * | 5.94 ± 1.39 | 6.82 ± 1.07 | 0.70 |
| Hop Test (cm) * | 71.04 ± 11.55 | 87.31 ± 15.77 | 1.17 |

Abreviações: MEFT. menor flexão de tronco; MAFT. maior flexão de tronco.

Dados em média ± DP

§Effect size determinado pelo Cohen d (0.0 a 0.2 - trivial 0.3 a 0.5 - baixo. 0.6 a 0.8 - médio. e 0.9 ou maior alto).

* P<0.05

Tabela 3:

Comparação do valor angular máximo durante o propulsão para o SLHT entre os grupos MAFT e MEFT

| | MEFT (n = 17) # | MAFT (n = 17) # | Effect Size § |
|----------------------------------|-----------------|-----------------|---------------|
| Flexão Anterior de Tronco * | 22.72 ± 3.31 | 37.49 ± 9.26 | 2.12 |
| Inclinação Ipsilateral de Tronco | -1.45 ± 3.04 | -2.22 ± 3.19 | 0.24 |
| Rotação Ipsilateral de Tronco | -.32 ± 3.68 | -2.22 ± 3.19 | 0.55 |
| Anteversão Pélvica | 32.72 ± 7.28 | 38.10 ± 8.76 | 0.66 |
| Queda Contralateral da Pelve | 2.61 ± 3.98 | 2.24 ± 2.78 | 0.10 |
| Rotação Ipsilateral da Pelve | 4.19 ± 4.13 | 5.85 ± 4.54 | 0.38 |
| Flexão de Quadril | 50.79 ± 9.11 | 57.07 ± 11.14 | 0.61 |
| Adução de Quadril | 11.34 ± 6.33 | 8.68 ± 3.70 | 0.51 |
| Rotação Interna de Quadril | 17.90 ± 8.67 | 17.89 ± 7.02 | 0.00 |
| Flexão de Joelho | 53.26 ± 6.93 | 53.19 ± 7.17 | 0.00 |
| Adução de Joelho | 9.01 ± 5.86 | 9.36 ± 5.64 | 0.06 |
| Rotação de Joelho | 29.47 ± 8.06 | 30.01 ± 12.75 | 0.05 |
| Dorsiflexão de Tornozelo | 31.32 ± 4.75 | 33.75 ± 3.44 | 0.58 |

Abreviações: MEFT. menor flexão de tronco; MAFT. maior flexão de tronco.

Dados em média ± DP

§Effectsize determinado pelo Cohen d (0.0 a 0.2 - trivial 0.3 a 0.5 - baixo. 0.6 a 0.8 - médio. e 0.9 ou maior alto).

* P<0.05

Comparação da amplitude de movimento durante o propulsão para o SLHT entre os grupos MAFT e MEFT

| | MEFT (n = 17) # | MAFT (n = 17) # | Effect Size § |
|-----------------------------------|-----------------|-----------------|---------------|
| Flexão Anterior de Tronco * | 20.47 ±4.25 | 30.17± 8.32 | 1.46 |
| Inclinação Ipsilateral de Tronco* | 4.69 ± 1.67 | 7.22 ± 2.71 | 1.12 |
| Rotação Ipsilateral de Tronco | 10.54 ± 4.65 | 11.85 ± 4.79 | 0.27 |
| Anteversão Pélvica * | 16.11 ±4.98 | 21.92 ±6.51 | 0.21 |
| Queda Contralateral da Pelve | 6.89 ± 3.08 | 5.99 ± 2.31 | 0.15 |
| Rotação Ipsilateral da Pelve | 7.03 ± 3.35 | 7.52 ± 3.35 | 0.00 |
| Flexão de Quadril * | 35.29 ±7.91 | 43.56 ±9.61 | 0.14 |
| Adução de Quadril | 11.79 ±5.74 | 9.39 ± 4.35 | 0.47 |
| Rotação Interna de Quadril | 9.47 ± 3.31 | 11.38 ± 3.88 | 0.52 |
| Flexão de Joelho | 45.76 ±6.48 | 47.83 ± 7.91 | 0.28 |
| Adução de Joelho | 5.68 ± 2.85 | 5.77 ± 3.26 | 0.02 |
| Rotação de Joelho | 21.76 ±5.45 | 21.56 ±6.51 | 0.03 |
| Dorsiflexão de Tornozelo* | 20.68 ±5.63 | 24.47 ±5.17 | 0.70 |

Abreviações: MEFT. menor flexão de tronco; MAFT. maior flexão de tronco.

Dados em média ± DP

§Effectsize determinado pelo Cohen d (0.0 a 0.2 - trivial 0.3 a 0.5 - baixo. 0.6 a 0.8 - médio. e 0.9 ou maior alto).

* P<0.05

FIGURAS

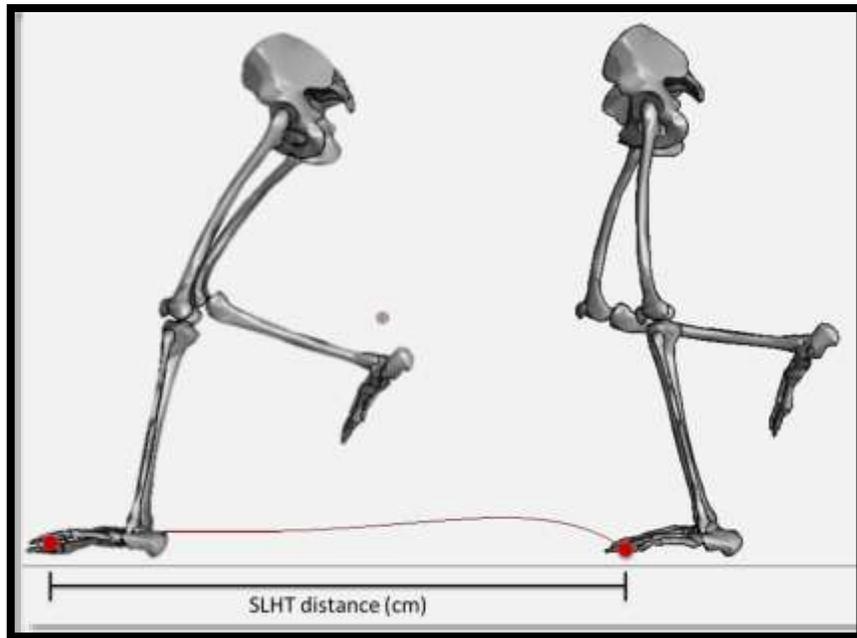


Figura 1. Medida da distância do SLHT: diferença entre o início do ciclo de movimento do marcador TOE e sua posição final.

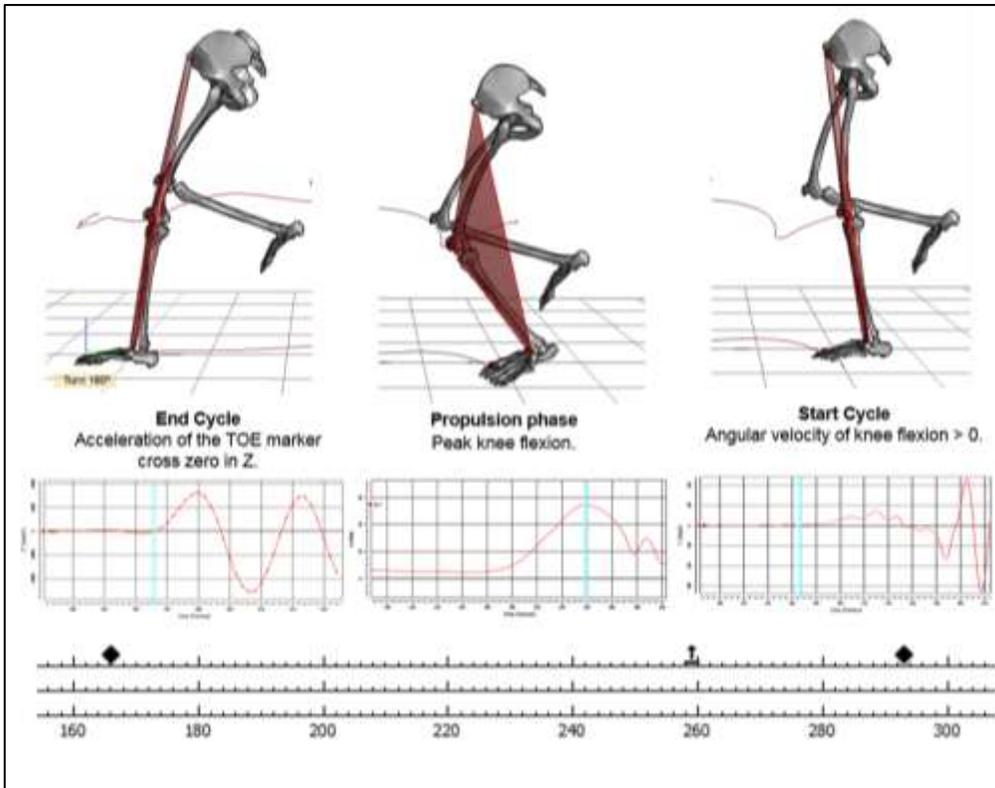


Figura 2. Ciclo de movimento e fase de propulsão do SLHT.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nossos resultados sugerem que parece existir relação entre a posição do tronco no plano sagital e a dor, desempenho funcional e cinemática angular dos membros inferiores. Por apresentarem mais dor e melhor desempenho funcional as voluntárias do grupo MAFT parecem ter conseguido atenuar melhor a dor durante a realização da fase de propulsão do SLHT. Os possíveis movimentos que possam ter colaborado foram maior flexão e inclinação ipsilateral de tronco, maior anteversão pélvica, maior flexão de quadril e dorsiflexão de tornozelo.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 - Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.

2 - Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med* 2014;48:411

3 - Giles, LS, Webster, KE, McClelland, JA, Cook, J. Does Quadriceps Atrophy Exist in Individuals With Patellofemoral Pain? A Systematic Literature Review Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(11):766-776.

4 - Boling M, Padua D, Marshall S, et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Science Sports* 2010;20:725–30.

5 - Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33:677-685.

6 – Souza RB, Draper CE, Fredericson M, Powers CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing MRI analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010.

7 - Salsich GB, Perman WH. Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37:521-528.

8 - Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:715-724

9 – Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42:491-501.

10 – Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão AF. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44:1747-1755.

11 – Teng HL, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(10):785-792. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2014.5249>

12 - Bazett-jones, D. M., S. C. Cobb, W. E. Huddleston, K. M. O'connor, B. S. Amstrong, and J. E. Earl-boehm. Effect of Patellofemoral Pain on Strength and Mechanics after an Exhaustive Run. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 45, No. 7, pp. 1331–1339, 2013.

13 – Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *ClinBiomech (Bristol, Avon).* 2010;25:142-146.

14 – Salsich GB, Graci V, Maxam DE. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:1017–24.

15 – Baldon RM, Serrão FV, Scattone SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.*2014;44(4):240–A8. doi: 10.2519/jospt.2014.4940

16 – Baldon R de M, PIVA SR, SILVA RS, Serrão FV Evaluating Eccentric Hip Torque and Trunk Endurance as Mediators of Changes in Lower Limb and Trunk Kinematics in Response to Functional Stabilization Training in Women With Patellofemoral Pain. *Am J Sports Med* 2015 43:1485

17 – Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:12-18.

18 – Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis I. Lower extremity kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(4):693–700.

19 – Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, et al. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *ClinBiomech* (Bristol, Avon) 2011;26:735–40.

20- Souza RB, Powers CM. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *J Orthop Sports Phys The.* 2009; 39(1): 12-19

21- Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *ClinCrBiomech* (Bristol, Avon). 2008;23:203-211.

22- Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:606-615.

23- Willson JD, Binder-Macleod S, Davis IS. Lower extremity jumping mechanics of female athletes with and without patellofemoral pain before and after exertion. *Am J Sports Med.* 2008;36:1587–1596.

24 – Willson JD, Davis, IS, 2009. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 18, 76–90.

25 – Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37:2108-2116.

26 – Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Manual Ther* 20 (2015) 189 e 193.

27 – Schwane BG, Goerger BM, Goto S, Blackburn JT, Aguilar AJ, Padua DA Trunk and Lower Extremity Kinematics During Stair Descent in Women With or Without Patellofemoral Pain. *Journal of Athletic Training* 2015;50(7):704–712

28 – Bley AS, Correa JCF, Reis ACD, Rabelo NDDA, Marchetti PH, et al. Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study. *PLoS ONE* 9(5): e97606.

29 – dos Reis AC, Correa JCF, Bley AS, Rabelo NDA, Fukuda TY, Lucareli PRG Kinematic And Kinetic Analysis Of The Single-Leg Triple Hop Test In Women With And Without Patellofemoral Pain. . *J Orthop Sports Phys The* 2015

30 – Fukuda, TY, Rossetto, FM, Magalhães, E, Bryk, FF, Lucareli, PRG, Carvalho, NAA. Short-Term Effects of Hip Abductors and Lateral Rotators Strengthening in Females With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(11):736-742.

31 – Lack S, Barton C, Sohan O, et al. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis *Br J Sports* doi:10.1136/bjsports- 2015-094723

32 – da Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys. Ther.* 2013;43:332–339.

33 – Fukuda TY, Melo WP, Zaffalon BM, et al. Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:823–30.

34- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* 1990;8:383-92.

35- Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* v.10, p.575-87, 1991.

36- Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner MRS. Hop Tests as Predictors of Dynamic Knee Stability. *J Orthop Sports PhysTher.* 2001;31(10) :588-597.

37 - Kramer JND, Power M, Webster–Bogaert S. Test Retest of the One Leg Hop Test Following ACL Reconstruction. *Clin J Sports Med.* 1992;2 (4): 240-43.

38- Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg Sports TrauArthrosc.* 2000;8:262-269.

ANEXOS

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO

Nome: _____
Endereço: _____
Cidade: _____ CEP: _____ Telefone: _____
E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas por **Gustavo Lacreta Toledo Colonezi** (Aluno do Curso de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho - UNINOVE), objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o participante da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título dos Trabalhos: “Análise da cinemática do membro inferior, da dor e função de mulheres com a síndrome da dor femoropatelar submetidas a dois programas de tratamento”, “Análise da cinemática dos seguimentos distais em atividades funcionais em mulheres com Síndrome da dor Femoropatelar” e “Efeitos de um protocolo de fortalecimento isolado e fortalecimento complementado por treino sensório motor em mulheres com síndrome da dor femoropatelar: um ensaio clínico aleatorizado”

2. Objetivo: Analisar a influência do treino sensório motor dos membros inferiores, associado ao fortalecimento dos músculos do quadril, no tratamento de mulheres com dor femoropatelar.

3. Justificativa: A abordagem dos músculos do quadril para o tratamento da dor femoropatelar (dor anterior do joelho) tem demonstrado bons resultados na reabilitação, porém pouco é discutido quanto ao treino-sensório motor (exercícios de equilíbrio e coordenação) associado ao fortalecimento muscular.

4. Experimental: Serão incluídos no estudo 34 mulheres com síndrome da dor femoropatelar, com idades entre 18 e 45 anos, sedentárias e que apresentem dor anterior no joelho por um período mínimo de 6 meses, em pelo menos duas das seguintes atividades: ficar sentado por tempo prolongado, subir ou descer escadas, agachamento, corrida e saltos. Serão excluídas do estudo voluntárias com histórico de cirurgia no membro inferior, episódios repetidos de luxação da patela, disfunções associadas na articulação do joelho como lesões meniscais e/ou ligamentares, distúrbios cardíacos, no aparelho locomotor ou com discrepância de comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm. Os pacientes participantes serão sorteados em 2 grupos de tratamento: grupo fortalecimento (GF) e grupo sensoriomotor (GSM). O processo do sorteio será realizado por um indivíduo não envolvido no estudo, em envelope opaco e selado. O envelope será entregue e aberto pelo próprio paciente no primeiro dia de tratamento. Todas as pacientes incluídas no estudo serão avaliadas, nas condições pré e pós-tratamento, pelo mesmo examinador que não saberá o tipo de tratamento que a paciente receberá durante o andamento da pesquisa.

Inicialmente serão coletados todos os dados pessoais (nome, gênero, idade, endereço, telefone) e dados antropométricos (altura, peso corporal e medidas do quadril, joelho, pés e pernas). A avaliação da dor e função será através de 2 questionários (sob supervisão e orientação do examinador) e a avaliação cinemática (dos movimentos das pernas) será durante a descida de um degrau (repetido 3 vezes para cada perna), porém todos voluntários serão previamente familiarizados com o procedimento.

O questionário de dor consiste de uma escala de 11 pontos, sendo que o paciente pontua sua dor de 0, “como “sem dor alguma” e 10 “a pior dor que poderia sentir”. O questionário de função desempenho do paciente em atividades do cotidiano, o qual o paciente responde 20 perguntas relacionadas a dor e funcionalidade dos membros inferiores durante atividades de vida diária. O tempo máximo para responder ambos questionários não ultrapassa 5 minutos. Para análise do degrau a voluntária deverá estar de shorts curto e top, para colocação, de um total de 26 marcadores que refletem a luz, no corpo (nas costas, coxas, pernas e pés) através de fita adesiva dupla-face hipoalergênica. A descida e subida no degrau será orientada para ser realizada num tempo de aproximadamente 2 segundos para cada momento e um intervalo de 1 minuto será estabelecido entre cada repetição. Após as avaliações será agendado o dia de início do tratamento. Todos receberão 12 sessões de tratamento com duração de 30 minutos cada, realizadas 3 vezes por semana, durante 4 semanas.

Todos os participantes realizarão os mesmos exercícios de fortalecimento dos músculos da região do quadril, joelho e tornozelo, com utilização de pesinhos nas pernas e elásticos, porém o grupo GSM será acrescido de exercícios de equilíbrio, coordenação e estímulos para controle de movimentos indesejados nas pernas e tronco. Os exercícios serão aplicados por terapeutas previamente treinados e familiarizados com o protocolo proposto, que fornecerão informações contínuas para o paciente quanto à execução correta dos mesmos.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: As voluntárias do estudo serão submetidas a riscos mínimos durante o período experimental, porém algum desconforto pode ser apresentado durante a execução do teste do degrau e durante os exercícios propostos na avaliação e nas sessões de tratamento. Essas sensações são consideradas normais para qualquer protocolo que envolva exercícios com peso. A pesquisa será interrompida e a voluntária será excluída do estudo caso ocorra qualquer sensação de dor ou desconforto considerada anormal pelo voluntário durante o protocolo proposto neste estudo, com aumento dos sintomas maior que 2 pontos quando avaliados na escala visual de dor, e, neste caso, a voluntária passará a ser tratada no mesmo ambulatório com outros recursos fisioterapêuticos disponíveis. Na persistência dos sintomas a paciente será encaminhada para reavaliação médica.

6. Informações: A participante tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Métodos Alternativos Existentes: Não serão aplicados.

8. Retirada do Consentimento: O participante tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem qualquer prejuízo pessoal ou moral, sendo este durante a aplicação dos questionários ou durante a realização do protocolo de atendimento.

9. Aspecto Legal: Este estudo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Serão ressarcidas despesas com eventuais deslocamentos.

12. Local da Pesquisa: Clínica de Fisioterapia da UNINOVE, localizada na Rua Professora Maria José Barone Fernandes, n.º 300. Vila Maria. São Paulo – SP / CEP 02117-020. Tel.: (11) 26339301 e Laboratório Integrado de Análise de Movimento do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da mesma instituição, localizado na Rua Vergueiro, n.º 235/249; 2º subsolo. Liberdade. São Paulo-SP / CEP 01504-001. Tel.: (11) 33859122.

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da Uninove: Rua Vergueiro n.º 235/249 1º andar – Liberdade – 01504-001/ tel.: 3385-9059.

13. Telefones dos Pesquisadores para Contato: Gustavo Lacreto Toledo Colonezi (11) 984642660 e Paulo Roberto Garcia Lucareli (11) 33859122.

14. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que a minha participação é voluntária, e que poderei sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, _____ de _____ de 2012.

Nome do responsável (por

extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

ANEXO 2

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO

Programa de Pós Graduação – Mestrado em Ciências da Reabilitação

Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento – NAPAM

Ficha de Avaliação

Mestrando: Gustavo Lacreta Toledo Colonezi

Orientador: Paulo Lucareli

Identificação e Inclusão

DATA: _____

Nome da Voluntária _____

Idade _____ anos

Endereço _____

_____ Telefones: _____

_____ Email: _____

Assinale em quais situações você sente dor:

- () Muito tempo em pé
- () Muito Tempo sentada
- () Subir e descer escadas
- () Ajoelhar
- () Em agachamentos
- () Saltos

Outros- Especifique: _____

Qual lado da dor: () D () E

Há quanto tempo sente esta dor?

- () Até 3 meses
- () Até 6 meses
- () Mais de 6 meses

Especifique: _____

Qual é o membro inferior dominante? () D () E

Pratica atividade física? () Sim () Não

Se sim,

qual? _____

Com que frequência? _____

Já realizou cirurgias no pé, joelho, quadril ou coluna? () Sim () Não

Apresenta alguma lesão de ligamento(s) ou menisco(s)? () Sim () Não

Apresenta diagnóstico de pé torto congênito ou usou bota para o pé quando criança? () Sim () Não

A sua patela sai ou já saiu do lugar ? () Sim () Não

Possui alguma alteração cardiovascular ou nervosa periférica?() Sim () Não

Possui disponibilidade para ser avaliada e tratada em um período de 04 semanas, sendo necessária a presença na clínica de 03 vezes por semana? () Sim () Não

Se sim, qual é o melhor horário?

() Manhã - Especifique: _____

() Tarde - Especifique: _____

() Noite - Especifique: _____

Avaliação da dor:

Joelho D:

Escala de Avaliação Numérica da Dor (NPRS)

Eu gostaria que você desse uma nota para sua dor numa escala de 0 a 10, onde 0 seria nenhuma dor, e 10 seria a pior dor possível. Por favor, dê um numero para descrever sua média de dor.



Joelho E:

Escala de Avaliação Numérica da Dor (NPRS)

Eu gostaria que você desse uma nota para sua dor numa escala de 0 a 10, onde 0 seria nenhuma dor, e 10 seria a pior dor possível. Por favor, dê um numero para descrever sua média de dor.



Dados Antropométricos:

Altura _____ mm

Peso _____ kg

Comprimento de membro inferior _____ mm

Distância entre as EIAS _____ mm

Diâmetro do Joelho D _____ mm

Diâmetro do Joelho E _____ mm

Diâmetro do TNZ E _____ mm

Diâmetro do TNZ D _____ mm

Torção Tibial D _____ mm

Torção Tibial E _____ mm

Cinemática

Colocação dos Marcadores

Estático

Colocação dos Marcadores

Estático

***RETIRAR MARCADORES ESTÁTICOS**

Single Hop Test

Observações: _____

ANEXO 3

ESCALA DE AVALIAÇÃO NUMÉRICA DA DOR (NPRS)

Eu gostaria que você desse uma nota para sua dor numa escala de 0 a 10, onde 0 seria nenhuma dor, e 10 seria a pior dor possível. Por favor, dê um número para descrever sua média de dor.

| | | | | | | | | | | | |
|-------------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|-------------------|
| 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
| nenhuma dor | | | | | | | | | | | pior dor possível |