

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

LISIANE PIAZZA

**PADRÕES BIOMECÂNICOS NAS ESTRATÉGIAS FUNCIONAIS DE SUJEITOS
COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL**

FLORIANÓPOLIS - SC

2012

LISIANE PIAZZA

**PADRÕES BIOMECÂNICOS NAS ESTRATÉGIAS FUNCIONAIS DE SUJEITOS
COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos.

FLORIANÓPOLIS - SC

2012

LISIANE PIAZZA

**PADRÕES BIOMECÂNICOS NAS ESTRATÉGIAS FUNCIONAIS DE SUJEITOS
COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL**

Dissertação aprovada pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina como requisito para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Banca Examinadora

Orientador: _____
Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro: _____
Prof. Dr. Marcos Amaral de Noronha
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro: _____
Prof^ª. Dr^ª. Suzana Matheus Pereira
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro: _____
Prof^ª. Dr^ª. Karina Gramani Say
Universidade Cruzeiro do Sul – UNICSUL

Suplente: _____
Prof^ª. Dr^ª. Lilian Gerdi Kittel Ries
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Florianópolis, SC, 16 de fevereiro de 2012

Dedico às pessoas mais importantes da minha vida: meu pai Sérgio, minha mãe Neusa e minha irmã Tatiane.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por estar sempre me guiando para fazer as escolhas certas.

Aos meus pais, Sérgio e Neusa, por acreditarem em mim e sempre me incentivarem a correr atrás dos meus sonhos. Sem o amor, o carinho, a compreensão de vocês não teria conseguido chegar até aqui. Amo vocês!

A minha irmã, Tati, pela amizade e companheirismo e pela imensa ajuda que me deu durante o período de coleta de dados. Fiquei muito feliz por saber que posso contar contigo! Amo você!

Ao meu namorado, Marcelo, pelo amor, carinho, companheirismo, pelo apoio que sempre me deu para ir em busca dos meus objetivos, por compreender minha ausência nestes dois anos e estar ao meu lado (mesmo que pela internet) nos momentos mais difíceis. Obrigada também pela sua ajuda durante o período de coleta dos dados, sem você tudo teria sido mais difícil. Te amo!

Ao meu orientador, Prof. Gilmar (Gika), pela atenção, paciência e oportunidade de trabalho e convivência, a qual me possibilitou grande crescimento profissional e pessoal. Com você aprendi a ter um olhar mais crítico sobre os fatos, sempre querendo saber o porquê de tudo.

A Universidade de Passo Fundo, por permitir a realização das coletas de dados em suas dependências.

Ao prof. Gilnei, grande mestre que desde o período da faculdade me incentivou a ir atrás do mestrado. Muito obrigada por todo o apoio que me deu no período da faculdade e também agora no mestrado, possibilitando que realizasse minha pesquisa na UPF e também pela imensa ajuda durante o período da coleta dos dados.

Ao Dr. André Kuhn, Dr. José Saggin, Dr. Osmar V. Lopes Jr. e Dr. Paulo Renato Saggin do Instituto de Ortopedia e Traumatologia e Dr. César Martins do Hospital Ortopédico de Passo Fundo pelo encaminhamento das pacientes para realização desta pesquisa.

Ao Marlon e ao Luiz, pela imensa ajuda na coleta dos dados. Muito obrigada pela disposição de vocês, vocês foram fundamentais neste período, sem sua ajuda eu não teria conseguido.

As bolsistas do Laboratório de Postura e Equilíbrio, Aline, Valdirene e Gisela pela ajuda na coleta e análise dos dados. Foi muito bom poder contar com vocês!

A Thiele, pela ajuda na cinemática. Sua disposição em fazer as coisas é contagiante.

A prof. Suzana e o Thiago do Laboratório de Biomecânica Aquática, pelo auxílio com o APAS. Prof. Suzana, obrigada também pela convivência no primeiro ano do mestrado, aprendi muito com você.

Ao prof. Mário do Laboratório de Biomecânica, por estar sempre disposto a tirar minhas dúvidas em relação ao Pedar e ao Patrick, pela disposição em me ajudar na calibração do Pedar e a usar seus softwares.

Aos membros da banca, prof. Marcos A. Noronha, prof^ª. Suzana M. Pereira e prof^ª. Karina Gramany Say, que aceitaram o convite para avaliar e colaborar com este trabalho.

Aos professores Luis Felipe e Tatiana, pelo auxílio na análise estatística.

Ao prof. Carlos Rafael, pelo apoio desde a época da faculdade e pela ajuda na coleta dos dados do piloto.

A Solange, pelos inúmeros auxílios e pela tranquilidade e paciência que atende os mestrandos e doutorandos do CEFID.

A CAPES, pelo apoio financeiro durante parte deste período.

Aos alunos da graduação, que convivi durante o período da docência orientada. Vocês foram a confirmação de que quero ser professora universitária.

A Andressa, grande amiga e colega do mestrado. Durante estes dois anos dividimos momentos de angústia, preocupações, medos, mas também de alegrias. Obrigada pela sua amizade! Foi muito bom ter a oportunidade de te conhecer e conviver com você neste período.

Ao Luciano, pela ajuda nas questões de informática e também pela amizade durante este período.

As minhas grandes amigas, Rosana e Renata, pela amizade de vocês e pela ajuda no período das coletas.

A todas as voluntárias que participaram da pesquisa, pela sua disponibilidade. Vocês foram fundamentais para realização deste trabalho.

E a todos que contribuíram direta ou indiretamente para realização deste trabalho e que por ventura não foram contemplados nestes agradecimentos, **MUITO OBRIGADA!**

“Aprender é a única coisa de que a mente
nunca se cansa, nunca tem medo e nunca
se arrepende.”
(Leonardo da Vinci)

RESUMO

PIAZZA, Lisiane. **Padrões biomecânicos nas estratégias funcionais de sujeitos com Síndrome da Dor Patelofemoral**. 2012. 130f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano – Área: Comportamento Motor). Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2012.

Este estudo teve como objetivo compreender os padrões biomecânicos adotados por sujeitos com e sem SDPF na realização de cinco atividades funcionais (marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa). Participaram 65 indivíduos do gênero feminino, dos quais foram selecionados 57: 26 com SDPF (GSDPF) e 31 clinicamente saudáveis (GC), pareados em idade, estatura e massa corporal. Os dados foram coletados no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Passo Fundo-RS. Inicialmente foi aplicada uma ficha de avaliação para caracterização dos sujeitos e o Questionário de Kujala para avaliação dos sintomas e limitações funcionais relativos à articulação patelofemoral. Foi avaliada a distribuição da pressão plantar (pico de pressão, área de contato e tempo de contato) em seis regiões plantares (antepé medial, antepé lateral, médio pé, retropé medial, retropé central e retropé lateral) por meio do Pedar-X durante a realização das cinco atividades funcionais. Foram realizadas também a análise cinemática (ângulo máximo de eversão do retropé e % da fase de apoio em que este ângulo foi atingido) através do APAS (Ariel Performance Analysis System) e avaliação isocinética (pico de torque e trabalho concêntrico/concêntrico) dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s através do dinamômetro isocinético Biodex Multi Joint System 3. A ordem de realização das avaliações foi randomizada. A intensidade da dor dos sujeitos antes e após as atividades foi avaliada pela Escala Visual Numérica (EVN). Os dados foram analisados por meio da estatística descritiva e inferencial (Testes U de Mann Whitney, T-independente, Wilcoxon e Anova 2x6), com nível de significância de $p \leq 0,05$. O GSDPF apresentou menor pontuação no Questionário de Kujala em relação ao GC ($p=0,01$). Não foram observadas diferenças entre os grupos no pico de pressão, área de contato e tempo de contato nas seis regiões plantares analisadas durante as cinco atividades funcionais. Adicionalmente, não foram constatadas diferenças entre os grupos em relação à magnitude do ângulo máximo de eversão do retropé. No entanto, o GSDPF atingiu este ângulo mais cedo na fase de apoio da marcha que o GC ($p=0,01$). A avaliação isocinética evidenciou menor pico de torque dos flexores ($p=0,005$ e $p=0,03$) e extensores ($p=0,006$ e $p=0,004$) do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s e menor trabalho da musculatura extensora do joelho ($p=0,05$ e $p=0,01$) em ambas velocidades do teste isocinético no GSDPF. Houve também exacerbação da dor dos sujeitos após a realização das cinco atividades funcionais ($p=0,01$) e avaliação isocinética a 180°/s ($p=0,007$) e 60°/s ($p=0,01$). Sendo assim, os resultados do presente estudo, nas condições experimentais utilizadas, sugerem que não existe um padrão de comportamento da distribuição da pressão plantar que diferencie sujeitos com e sem SDPF durante a realização das cinco atividades funcionais propostas no estudo. No entanto, sujeitos com SDPF alcançam a eversão máxima do retropé mais cedo na fase de apoio da marcha em superfície plana, sugerindo uma estratégia para evitar um possível surgimento ou agravamento dos seus sintomas, além de apresentar

menor torque dos flexores e extensores do joelho e trabalho dos extensores do joelho em relação a sujeitos assintomáticos.

Palavras- chave: Síndrome da Dor Patelofemoral. Biomecânica. Marcha. Joelho.

ABSTRACT

PIAZZA, Lisiane. **Biomechanical patterns in functional strategies of subjects with Patellofemoral Pain Syndrome**. 2012. 130f. Dissertation (Mestrado em Ciências do Movimento Humano – Área: Comportamento Motor) – Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2012.

The purpose of this study was to understand the biomechanical patterns adopted by subjects with and without PFPS during perform five daily living activities (walking on a flat surface, up and down stairs and ramp). Participated of this study 65 individuals, females, of which 57 were selected: 26 with PFPS (PFPSG) and 31 clinically healthy (CG), matched by age, height and body mass. The data were collected in the Biomechanics Lab at the University of Passo Fundo – RS. Initially, was applied an evaluation form to characterize the subjects and the Kujala Questionnaire to assess the symptoms and functional limitations related to the patellofemoral joint. Was evaluated plantar pressure distribution (peak pressure, contact area and contact time) in six regions (medial forefoot, lateral forefoot, midfoot, medial rearfoot, central rearfoot and lateral rearfoot) through the Pedar-X during perform five daily living activities. Kinematic analysis was also carried out (maximum angle of rearfoot eversion and % of support phase in which this angle has been reached) using the APAS (Ariel Performance Analysis System) as well as isokinetic evaluation (peak torque and work concentric/concentric) of the knee flexors and extensors in two speeds (180°/s and 60°/s) using the Biodex Multi Joint System 3. The order of the assessments was randomized. Pain intensity before and after perform the activities was assessed by Visual Numeric Scale (VNS). Data were analyzed using descriptive and inferential statistics (U- Mann Whitney test, independent T-test, Wilcoxon and ANOVA 2x6), with a significance level of $p \leq 0.05$. The PFPSG had a lower score on the Kujala Questionnaire in relation to CG ($p=0,01$). There were no differences between groups in peak pressures, contact area and contact time in six plantar regions analyzed during the five daily living activities. Additionally, there were no differences between groups regarding the magnitude of the maximum angle of rearfoot eversion. There was also increased pain after perform the five daily living activities ($p = 0.01$) and isokinetic evaluation at 180 ° / s ($p = 0.007$) and 60 ° / s ($p = 0.01$). The results of this study, in the experimental conditions used, suggested that there isn't a behavior pattern in the plantar pressure distribution that differentiate subjects with and without PFPS during perform five daily living activities proposed in this study. However, subjects with PFPS reach maximum rearfoot eversion in early stance phase of walking on a flat surface, suggesting a strategy to avoid a possible appearance or worsening of their symptoms and have low knee flexors and extensors peak torque and knee extensors work compared to asymptomatic subjects.

Key-words: Patellofemoral Pain Syndrome. Biomechanics. Gait. Knee.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fluxograma do protocolo de avaliações.....	42
Figura 2 - Sistema Pedar-X [®] : bateria (A), condicionador analógico de sinais (box) (B) com cabos para conexão (C) nas palmilhas (D), fitas para fixação do equipamento no sujeito (E) e dispositivo Bluetooth (F).....	47
Figura 3 - Dinamômetro Isocinético Biodex Multi Joint System 3 [®]	48
Figura 4 - Escala Visual Numérica (EVN).....	49
Figura 5 - Escada e rampa utilizadas no estudo.....	51
Figura 6 - Sapatilha utilizada no estudo.....	51
Figura 7 - Calibrador utilizado no estudo.....	51
Figura 8 - Sujeito com as palmilhas colocadas dentro das sapatilhas, usando um cinto contendo o condicionador do Pedar-X [®]	55
Figura 9 - Posicionamento dos marcadores para o cálculo do ângulo do retropé: 1- logo acima da sola da sapatilha; 2- centro do calcanhar, na inserção do tendão de Aquiles; 3- centro do tendão de Aquiles, na altura do maléolo medial; 4 – 15cm acima do terceiro marcador no centro da perna.....	57
Figura 10 - Posicionamento do sujeito para avaliação isocinética.....	59
Figura 11 - Pé dividido em seis regiões, conforme a máscara aplicada. AM – antepé medial; AL- antepé lateral; M- médio pé; RM – retropé medial; RC- retropé central; RL- retropé lateral.....	61
Figura 12 - Ângulo (α) formado entre os segmentos perna (3-4) e pé (1-2).....	62
Figura 13 – Médias e desvios padrão da pontuação no Questionário de Kujala do GSDPF e GC.....	63
Figura 14 - Médias e desvios padrão do Pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a marcha em superfície plana do GSDPF e GC.....	66
Figura 15 - Médias e desvios padrão do Pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir escadas do GSDPF e GC.....	68
Figura 16 - Médias e desvios padrão do Pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer escadas do GSDPF e GC.....	69
Figura 17 - Médias e desvios padrão do Pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares	

durante a atividade de subir rampa do GSDPF e GC.....	70
Figura 18 - Médias e desvios padrão do Pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer rampa do GSDPF e GC.....	71
Figura 19 - Comparação da intensidade de dor (cm) de cada grupo (GSDPF e GC) antes e após a realização das atividades.....	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Características dos sujeitos (média \pm desvio padrão)	45
Tabela 2 - Porcentagem (%) de sujeitos que relataram sentir ou não dor ao realizar as atividades de agachar, ajoelhar, subir e descer escadas, correr, permanecer muito tempo sentado e ao praticar esportes.....	45
Tabela 3 - Médias e desvios padrão da intensidade da dor (cm) relatada pelos sujeitos na última semana, dia da avaliação, antes e após os testes de step e agachamento.....	45
Tabela 4 - Médias e desvios padrão da velocidade (m/s) do GSDPF e GC durante a marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa.....	56
Tabela 5 - Médias e desvios padrão da área de contato (cm ²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a marcha em superfície plana do GSDPF e GC.....	67
Tabela 6 - Médias e desvios padrão da área de contato (cm ²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir escadas do GSDPF e GC.....	68
Tabela 7 - Médias e desvios padrão da área de contato (cm ²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer escadas do GSDPF e GC.....	69
Tabela 8 - Médias e desvios padrão da área de contato (cm ²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir rampa do GSDPF e GC.....	70
Tabela 9 - Médias e desvios padrão da área de contato (cm ²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer rampa do GSDPF e GC.....	71
Tabela 10 - Médias e desvios padrão do ângulo máximo de eversão do retropé (graus) e porcentagem (%) da fase de apoio da marcha em que este ângulo foi alcançado pelo GSDPF e GC durante a marcha em superfície plana.....	72
Tabela 11 - Médias e desvios padrão do pico de torque (Nm/kg) dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s do GSDPF e GC.....	73
Tabela 12 - Médias e desvios padrão do trabalho (Joules/kg) dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s do GSDPF e GC.....	73

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA	16
1.2 OBJETIVOS	19
1.2.1 Objetivo Geral	19
1.2.2 Objetivos Específicos	19
1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	20
1.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	20
2 REFERENCIAL TEÓRICO	21
2.1 SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL	21
2.1.1 Epidemiologia e fatores de risco	21
2.1.2 Apresentação clínica, avaliações e diagnóstico	23
2.2 ALINHAMENTO POSTURAL DO RETROPÉ NOS SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL	25
2.3 DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR E A SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL	27
2.3.1 Distribuição de pressão plantar	27
2.3.2 A distribuição de pressão plantar nos sujeitos com SDPF	30
2.4 AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA E A SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL	32
2.4.1 Dinamometria isocinética	32
2.4.2 Avaliação isocinética em sujeitos com SDPF	34
2.5 ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DURANTE A REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES FUNCIONAIS NOS SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL	37
3 MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO	42
3.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	42
3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	43
3.4 PARTICIPANTES	42
3.5 LOCAL DE COLETA DOS DADOS	46
3.6 INSTRUMENTOS	46

3.6.1 Baropodometria Computadorizada(Pedar-X [®])	46
3.6.2 Dinamometria Isocinética (Biodex Multi Joint System 3 [®]).....	47
3.6.3 Escala Visual Numérica (EVN).....	49
3.6.4 Questionário de Kujala para distúrbios na articulação patelofemoral.....	49
3.6.5 Software Ariel Performance Analysis System (APAS).....	49
3.6.6 Demais materiais	50
3.7 DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS ANALISADAS	52
3.8 CONTROLE DAS VARIÁVEIS.....	53
3.9 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DOS DADOS.....	54
3.10 TRATAMENTO DOS DADOS	60
3.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA	63
4 RESULTADOS.....	65
4.1 QUESTIONÁRIO DE KUJALA.....	65
4.2 COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR (PICO DE PRESSÃO, ÁREA DE CONTATO E TEMPO DE CONTATO) DURANTE A REALIZAÇÃO DE CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS (MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA, SUBIR E DESCER ESCADAS E RAMPA) DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF	66
4.2.1. Marcha em superfície plana.....	66
4.2.2. Subir e descer escadas.....	67
4.2.3. Subir e descer rampa	69
4.3 COMPARAÇÃO DO VALOR MÁXIMO DO ÂNGULO DE EVERSSÃO DO RETROPÉ DURANTE A FASE DE APOIO DA MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA, DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF	72
4.4 COMPARAÇÃO DO PICO DE TORQUE E TRABALHO DA MUSCULATURA FLEXORA E EXTENSORA DO JOELHO NAS VELOCIDADES DE 180 E 60°/S DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF	72
4.5 COMPARAÇÃO DA DOR DE CADA GRUPO (GSDPF E GC) ANTES E APÓS AS CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS (MARCHA, SUBIR E DESCER ESCADAS E RAMPA) E AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA A 180 E 60°/S.	73
5 DISCUSSÃO.....	75
5.1 COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR (PICO DE PRESSÃO, ÁREA DE CONTATO E TEMPO DE CONTATO) DURANTE A REALIZAÇÃO DE CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS (MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA, SUBIR E DESCER ESCADAS E RAMPA) DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF	

E DA DOR DE CADA GRUPO (GSDPF E GC) ANTES E APÓS A REALIZAÇÃO DAS CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS.....	75
5.2 COMPARAÇÃO DO VALOR MÁXIMO DO ÂNGULO DE EVERÇÃO DO RETROPÉ DURANTE A FASE DE APOIO DA MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA, DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF.	80
5.3 COMPARAÇÃO DO PICO DE TORQUE E TRABALHO DA MUSCULATURA FLEXORA E EXTENSORA DO JOELHO NAS VELOCIDADES DE 180 E 60°/S DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF E DA DOR DE CADA GRUPO (GSDPF E GC) ANTES E APÓS CADA VELOCIDADE DO TESTE ISOCINÉTICO.....	84
6 CONCLUSÕES.....	89
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90
APÊNDICE A.....	98
APÊNDICE B	100
APÊNDICE C	101
APÊNDICE D	104
ANEXO 1	128
ANEXO 2	129

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA

A Síndrome da Dor Patelofemoral (SDPF) caracteriza-se como uma dor difusa na região anterior do joelho (MANSKE; DAVIES, 2003), geralmente de início insidioso e progressão lenta (THIJS et al., 2007; ALACA et al., 2002), sendo responsável por 25% de todas as lesões que acometem essa articulação (FREDERICSON; YOON, 2006; POWERS; MAFFUCCI; HAMPTOM, 1995). Sua incidência é maior em populações fisicamente ativas como adolescentes e adultos jovens (THIJS et al., 2007; ALACA et al., 2002), principalmente do sexo feminino (TUMIA; MAFFULI, 2002), gerando incapacidades funcionais que comprometem as atividades de vida diária (ALACA et al., 2002).

Sua etiologia é multifatorial, sendo a hipótese mais aceita para o seu desenvolvimento o mau alinhamento patelar (TUMIA; MAFFULI, 2002; ALACA et al., 2002; THIJS et al., 2007). No entanto, outros fatores também podem contribuir para o aparecimento ou agravamento da SDPF como uma fraqueza do quadríceps (THIJS et al., 2007), alterações no alinhamento postural dos membros inferiores, especialmente relativas aos ângulos Q (BELCHIOR et al., 2006) e do retropé (LEVINGER; GILLEARD, 2004; VENTURINI et al., 2006; POWERS; MAFFUCCI; HAMPTOM, 1995; ALIBERTI, 2008) e anormalidades na biomecânica da extremidade inferior.

Os sinais e sintomas dessa síndrome se exacerbam principalmente durante a realização de atividades funcionais, dentre as quais se podem destacar os movimentos de subir e descer escadas e superfícies inclinadas (BRECHTER; POWERS, 2002; POWERS et al., 1997). Neste sentido, alguns estudos foram realizados a fim de investigar os padrões biomecânicos adotados pelos sujeitos com SDPF durante a realização de atividades funcionais, sendo alterações na atividade eletromiográfica dos vastos (POWERS; LANDEL; PERRY, 1996), nas forças de reação do solo (PAOLONI et al., 2010), na cinemática (POWERS et al., 1997; LEVINGER; GILLEARD, 2007; REIS et al., 2009; GRENHOLM; STENSDOTTER; HÄGER-ROSS, 2009; CROSSLEY et al., 2004; PAOLONI et al., 2010; NADEAU et al., 1997), e distribuição de pressão plantar (ALIBERTI et al., 2011; ALIBERTI et al., 2010; THIJS et al., 2007) as principais alterações encontradas.

Barton et al. (2009), afirma que o conhecimento das diferenças cinemáticas entre os indivíduos com e sem SDPF é importante para os profissionais da saúde e pesquisadores, sendo este necessário para desenvolver e otimizar estratégias de prevenção e tratamento para a

SDPF. Uma alteração cinemática, como maior eversão do retropé, pode conduzir a uma rotação interna compensatória do fêmur podendo causar uma maior compressão entre a superfície articular da patela e o côndilo femoral lateral e conduzir aos sintomas patelofemorais (TIBÉRIO, 1987).

Segundo Perry (2005a), uma maior eversão do retropé pode conduzir também a modificações nos padrões de contato do pé com o solo durante a marcha, onde o contato inicial se dá com a superfície medial do calcanhar. Adicionalmente, Santos (2008) relata que há uma relação direta positiva entre o ângulo máximo de eversão do retropé e a distribuição da pressão plantar.

Levando-se em consideração que a distribuição da pressão plantar tem um grande potencial para predizer movimentos anormais durante a locomoção (SANTOS, 2008), considera-se importante avaliar as suas características durante a realização das atividades funcionais dos sujeitos com SDPF, já que é durante estas atividades que estes sujeitos mais exacerbam seus sintomas. Além disso, a avaliação da distribuição da pressão plantar pode acrescentar bases para a reabilitação da SDPF, ajudando a elucidar o comportamento da interface do pé com o solo ou o calçado como um reflexo do alinhamento dinâmico dos membros inferiores (ALIBERTI, 2008).

Segundo Thijs et al. (2007), alterações na distribuição da pressão plantar podem causar uma redução na absorção de choque no pé, fazendo com que parte da força de reação do solo seja transferida para as articulações mais proximais, entre elas, o joelho, resultando em uma sobrecarga na articulação patelofemoral e conseqüentemente na dor patelofemoral.

Apesar de existirem estudos na literatura sobre distribuição de pressão plantar, até o momento, poucos a avaliaram em sujeitos com SDPF. Thijs et al. (2007) e Thijs et al. (2008) avaliaram a pressão plantar a fim de determinar fatores de risco para o desenvolvimento da SDPF em militares e corredores, respectivamente. Já Aliberti et al. (2010) e Aliberti et al. (2011), analisaram a distribuição de pressão plantar em sujeitos com SDPF durante a atividade de descer escadas e na marcha, respectivamente. Porém, os resultados encontrados por estes autores diferem em relação aos padrões de distribuição da pressão plantar apresentada pelos sujeitos, o que pode ter ocorrido em função dos estudos terem sido realizados com diferentes populações, instrumentos e em situações diferenciadas. Além disso, estes estudos não avaliaram a distribuição de pressão plantar em tarefas como subir escadas, além de subir e descer rampas, as quais são atividades que os sujeitos também frequentemente apresentam dor.

Tendo em vista que várias das atividades funcionais praticadas pelos sujeitos com SDPF estão muitas vezes associadas à sensação de dor ou desconforto, isto poderia resultar em modificações nos padrões de caminhar, sendo esta uma estratégia adotada por estes sujeitos para reduzir as demandas musculares e conseqüentemente a dor (POWERS et al., 1997; GRENHOLM; STENSDOTTER; HÄGER-ROSS, 2009). Estas modificações nos padrões de caminhar poderiam levar a alterações na distribuição de pressão plantar e na força dos músculos dos membros inferiores, em especial do quadríceps, uma vez que este músculo é considerado o estabilizador primário do joelho na marcha, principalmente durante a resposta a carga (POWERS et al., 1997). Adicionalmente, a força ou o torque deste grupo muscular pode ser um importante fator para determinar as características da marcha e a habilidade funcional nas pessoas com SDPF, uma vez que maior torque do músculo quadríceps pode estar associado com maior velocidade da marcha e comprimento do passo (POWERS et al., 1997).

Alguns estudos foram realizados avaliando o torque dos flexores e extensores do joelho utilizando a dinamometria isocinética em sujeitos com dor patelofemoral, porém esses diferem quanto à velocidade do teste e tipo de contração (WITVROUW et al., 2000; SOUZA, 2005; POWERS et al., 1997; CALLAGHAN; OLDHAM, 2004; KAYA et al., 2010; OTT et al., 2011; NAKAGAWA et al., 2011). Alguns destes têm relacionado às alterações no torque dos flexores e extensores do joelho e a funcionalidade de sujeitos com SDPF (POWERS et al., 1997; NAKAGAWA et al., 2011; NATRI; KANNUS; JÄRVINEN, 1998), com um maior torque estando relacionado à melhor capacidade funcional nestes sujeitos.

Sendo assim, se considera relevante a realização de mais estudos que avaliem os padrões biomecânicos em diferentes atividades funcionais, em relação à distribuição de pressão plantar, além da cinemática do retropé e avaliação isocinética dos flexores e extensores do joelho, propiciando desta forma, maiores subsídios para o processo de reabilitação desses indivíduos. Diante do exposto, foi elaborada a seguinte situação problema para o presente estudo:

“Existem diferenças nos padrões biomecânicos adotados por sujeitos com e sem Síndrome da Dor Patelofemoral na realização de cinco atividades funcionais?”

Finalizando, hipotetizamos que os sujeitos com SDPF apresentarão maior ângulo máximo de eversão do retropé durante a marcha, e que esta alteração poderá ocasionar mudanças na distribuição da pressão plantar, especialmente em relação à área de contato do pé e picos de pressão plantar, com maiores valores para estas variáveis nas regiões mediais do pé.

Além disso, acredita-se que, como uma estratégia de proteção da dor durante a realização de atividades como subir e descer escadas e rampas, estes sujeitos possam alterar os seus padrões de caminhar e isso também possa ocasionar alterações na distribuição de pressão plantar, com reduções no tempo de contato do membro com dor em relação ao saudável e estas modificações nos padrões de caminhar possam também levar a alterações nas variáveis isocinéticas (torque e trabalho muscular).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Compreender os padrões biomecânicos adotados por sujeitos com e sem Síndrome da Dor Patelofemoral na realização de cinco atividades funcionais.

1.2.2 Objetivos Específicos

Comparar a distribuição de pressão plantar (pico de pressão, área de contato e tempo de contato) durante a realização de cinco atividades funcionais (marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa) dos sujeitos com e sem SDPF;

Comparar o valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana e a porcentagem da fase de apoio da marcha em que este ângulo é alcançado, dos sujeitos com e sem SDPF;

Comparar o pico de torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s dos sujeitos com e sem SDPF;

Comparar a dor de cada grupo (GSDPF e GC) antes e após as cinco atividades funcionais (marcha, subir e descer escadas e rampa) e avaliação isocinética a 180°/s e 60°/s.

1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O presente estudo delimita-se a investigar os padrões biomecânicos relativos à distribuição de pressão plantar (pico de pressão, área de contato e tempo de contato) em cinco atividades funcionais (marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa), identificar o valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana e a porcentagem da fase de apoio da marcha em que este ângulo é alcançado, mensurar o pico de torque e o trabalho concêntrico/concêntrico da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 60 e 180°/s, além de identificar a intensidade da dor antes e após as avaliações da distribuição da pressão plantar e isocinética e os sintomas e limitações funcionais relativos à articulação patelofemoral em sujeitos com e sem Síndrome da Dor Patelofemoral (SDPF), na cidade de Passo Fundo- RS, no período de janeiro a maio de 2011.

1.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Consideram-se limitações do presente estudo:

- A não realização da sincronização entre a análise cinemática e a distribuição da pressão plantar, devido a limitações da instrumentação;
- A análise cinemática do retropé ser realizada somente na marcha em superfície plana por limitações do local de coleta dos dados, com baixa frequência de aquisição (25Hz) e em plano bi-dimensional, devido à limitações da instrumentação;
- A velocidade da marcha não ser controlada, somente monitorada, pois tal controle poderia alterar os padrões adotados pelos sujeitos na realização das atividades funcionais.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são abordados alguns tópicos considerados relevantes ao tema, com o intuito de embasar teoricamente os questionamentos do estudo e auxiliar na discussão dos resultados. Primeiro aborda-se a Síndrome da Dor Patelofemoral (epidemiologia e fatores de risco, apresentação clínica, avaliações e diagnóstico), em seguida o alinhamento postural do retropé nos sujeitos com Síndrome da Dor Patelofemoral, bem como a distribuição da pressão plantar e a Síndrome da Dor Patelofemoral, avaliação isocinética e a Síndrome da Dor Patelofemoral, além das alterações biomecânicas durante a realização das atividades funcionais nos sujeitos com Síndrome da Dor Patelofemoral.

2.1 SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

2.1.1 Epidemiologia e fatores de risco

A Síndrome da dor Patelofemoral (SDPF), é uma das desordens mais frequentes que afetam o joelho (WILK et al., 1998; FREDERICSON; YOON, 2006), sendo responsável por 25% de todas as lesões que acometem esta articulação (FREDERICSON; YOON, 2006; POWERS; MAFFUCCI; HAMPTON, 1995), afetando aproximadamente uma em cada quatro pessoas na população em geral (BRECHTER; POWERS, 2002). Sua incidência é maior em populações fisicamente ativas como adolescentes e adultos jovens (THIJS et al., 2007; ALACA et al., 2002), ocorrendo com maior frequência entre as mulheres em função das diferenças estruturais na largura da pelve, anteversão femoral, ângulo Q, torção tibial, força do quadríceps e lassidão ligamentar do joelho (TUMIA, MAFFULLI, 2002).

Boling et al. (2010), investigaram a associação entre o gênero e a prevalência e incidência da SDPF em 1525 adultos jovens, participantes da Academia Naval dos Estados Unidos durante um período de 2,5 anos. A incidência para a SDPF foi de 22/1000 pessoas ao ano e as mulheres foram 2,23 vezes mais propensas a desenvolverem a SDPF comparada com os homens. A prevalência também foi maior nas mulheres (15%) do que nos homens (12%). No entanto, esta diferença não foi estatisticamente significativa.

A etiologia desta síndrome é considerada multifatorial, sendo o mau alinhamento patelar o achado mais frequente nos sujeitos com dor anterior no joelho (TUMIA; MAFFULLI, 2002; ALACA et al., 2002; THIJS et al., 2007). Outras causas que podem contribuir para o seu desenvolvimento ou agravamento são o desequilíbrio dos tecidos moles peri-

articulares, fraqueza no quadríceps, desequilíbrios nos vastos, anormalidades ósseas (THIJS et al., 2007) e na biomecânica da extremidade inferior (WILK et al., 1998), além do uso excessivo dos membros inferiores, degeneração da cartilagem da articulação patelofemoral (ALACA et al., 2002), e diminuição na flexibilidade da musculatura da extremidade inferior ou dos tecidos moles (WILK et al., 1998).

As anormalidades na biomecânica da extremidade inferior afetam os sujeitos durante suas atividades diárias, como o trabalho, deambulação em escadas e durante atividades extenuantes como exercícios ou esportes. Entre essas alterações estão os desequilíbrios intrínsecos do pé, os quais podem modificar a mecânica da extremidade inferior (WILK et al., 1998), sendo a excessiva pronação da articulação subtalar uma anormalidade que é citada como contribuinte para a patomecânica da articulação patelofemoral (WILK et al., 1998; FREDERICSON; YOON, 2006; LEVINGER; GILLEARD, 2004; FULKERSON, 2000).

Outro fator que pode causar um efeito significativo na mecânica da extremidade inferior e na articulação patelofemoral é a discrepância no tamanho dos membros inferiores. Compensações a essa discrepância incluem uma excessiva pronação do pé, uma abdução do antepé e uma flexão do joelho durante a marcha e / ou parado. Todos estes mecanismos compensatórios possuem um efeito direto na articulação patelofemoral e na mobilidade patelar (WILK et al., 1998).

Witvrouw et al. (2000), determinaram os fatores de risco intrínsecos para o desenvolvimento da dor anterior no joelho em uma população de atletas em um período de dois anos. Durante os dois anos do estudo, 24 dos 282 atletas desenvolveram dor patelofemoral, sendo o encurtamento do quadríceps, alteração no tempo de resposta reflexa do vasto medial oblíquo, diminuição na força de explosão e a hiper mobilidade patelar os fatores que apresentaram uma relação significativa com a incidência da dor patelofemoral.

Segundo Fredericson e Yoon (2006), uma combinação de fatores, tais como, uma biomecânica anormal do membro inferior, rigidez dos tecidos moles, fraqueza muscular e exercício excessivo podem resultar em um aumento do estresse da cartilagem e do osso subcondral e conseqüentemente a SDPF, além de um mau alinhamento patelar.

Boling et al. (2009) realizaram um estudo prospectivo a fim de investigar fatores de risco biomecânicos para o desenvolvimento da SDPF, observando uma redução no ângulo de flexão do joelho e na componente vertical da força de reação do solo durante a aterrissagem de um salto e uma redução na força do quadríceps e isquiotibiais, aumento na força dos rotadores externos do quadril e um aumento da queda do navicular, como fatores de risco para a SDPF.

Para entender como todos estes fatores de risco podem interagir um com o outro e conduzir ao desenvolvimento da SDPF, os autores desenvolveram um modelo conceitual. De acordo com este modelo, quando realizam tarefas dinâmicas, as pessoas que tem uma redução na força do quadríceps podem apresentar uma redução nos ângulos de flexão do joelho porque muitas destas tarefas demandam uma grande quantidade de força excêntrica do quadríceps. No entanto, os achados deste estudo não podem ser generalizados para toda população, tendo em vista que foi realizado com adultos jovens, militares e fisicamente ativos.

Já Duffey et al. (2000), realizaram um estudo a fim de investigar os fatores de risco associados com o desenvolvimento da dor anterior no joelho em corredores de longa distância. Os autores observaram que o grupo de corredores que desenvolveu dor anterior no joelho apresentava um maior índice do arco, sugerindo um pé mais cavo e rígido, o qual é menos hábil para absorver choques e uma menor pronação nos primeiros 10% da fase de apoio nos sujeitos com dor anterior no joelho, sugerindo maiores forças de impacto nestes sujeitos. Adicionalmente, o grupo com dor anterior no joelho foi mais fraco, especialmente nos extensores do joelho e realizavam menor trabalho total em relação àqueles que não possuíam esta afecção. Estas evidências estavam presentes também na perna sem dor, sugerindo que este déficit de força era bilateral. Sendo assim, uma análise combinada destes fatores revelou que os corredores são mais propensos a desenvolver dor anterior no joelho se estes possuírem um pé mais arqueado, pronar menos nos primeiros 10% da fase de apoio e apresentar fraqueza dos extensores do joelho.

Waryasz e McDermott (2008), ao realizar uma revisão sistemática da anatomia e potenciais fatores de risco para o desenvolvimento da Síndrome da Dor Patelofemoral, identificaram como fatores de risco para o desenvolvimento desta afecção déficits na realização de testes funcionais como salto vertical, descer de um step, além de testes de equilíbrio e alcance, encurtamento do gastrocnêmio, isquiotibiais, quadríceps ou banda iliotibial, lassidão ligamentar generalizada, deficiência na força do quadríceps e isquiotibiais, fraqueza na musculatura do quadril, ângulo Q excessivo, compressão ou deslocamento patelar e anormalidades no tempo de resposta reflexa do VMO/VL.

2.1.2 Apresentação clínica, avaliações e diagnóstico

A apresentação clínica da dor patelofemoral varia entre os indivíduos, mas alguns fatores são considerados representativos. Por exemplo, a dor é comumente descrita como

retropatelar ou ao longo das bordas mediais e laterais da patela (BRECHTER; POWERS, 2002). Atividades que causam uma forte contração muscular do quadríceps, tanto concêntrica quanto excêntrica, normalmente provocam sintomas da dor. Embora subir escadas possa replicar os sintomas de dor anterior no joelho nos pacientes é na descida das escadas que a dor patelofemoral mais se exacerba por causa da contração excêntrica coordenada necessária para levar o peso do próprio corpo para o próximo degrau.

Tanto o movimento de subir quanto o de descer escadas necessita de uma maior flexão do joelho do que durante a caminhada em um terreno plano (MANSKE; DAVIES, 2003). Essa maior flexão do joelho leva a um aumento das forças de reação e áreas de contato na articulação patelofemoral por dois motivos: o ângulo entre o tendão patelar e o quadríceps torna-se mais agudo, com o aumento do vetor resultante e à medida que a flexão do joelho aumenta, os braços efetivos das alavancas do fêmur e da tíbia aumentam, exigindo maior potência do quadríceps para resistir ao momento de flexão do peso corporal (FULKERSON, 2000). As forças de reação na articulação patelofemoral em atividades funcionais como a marcha são 0,3 vezes o peso corporal. Já no subir escadas podem atingir 2,5 vezes, no descer 3,5 vezes e durante um agachamento, 7 vezes o peso corporal (MAGEE, 2005).

Os sujeitos com SDPF também frequentemente apresentam dor ao ficar sentado durante um tempo prolongado, o clássico “sinal do cinema” (MANSKE; DAVIES, 2003; BRECHTER; POWERS, 2002). Algumas hipóteses para a causa dessa dor são o tensionamento dos tecidos moles sensitivos peripatelares e deficiência da cartilagem patelofemoral quando o joelho é mantido em flexão completa, ou uma relativa estase ou diminuição do movimento do líquido sinovial lubrificante entre a região posterior da patela e o sulco femoral ao ficar sentado por muito tempo (MANSKE; DAVIES, 2003).

Em relação ao exame físico, para a maioria dos pacientes com SDPF, seus resultados são frequentemente sutis e não se correlacionam com os sintomas descritos. Não existe um teste considerado padrão ouro para o diagnóstico da SDPF, pois seu diagnóstico não pode ser determinado por um teste simples, mas sim múltiplas avaliações são recomendadas (FREDERICSON; YOON, 2006). A avaliação da frouxidão ligamentar generalizada, hipo ou hiper mobilidade patelar, do deslocamento lateral da patela, da diminuição da flexibilidade dos isquiotibiais e do quadríceps, bem como da fraqueza do quadríceps e dos abdutores e rotadores externos do quadril deve ser realizada, pois estes são fatores que podem contribuir para a SDPF e o mau alinhamento patelar (FREDERICSON; YOON, 2006).

A avaliação do alinhamento postural dos membros inferiores também é importante de se realizar nos sujeitos com SDPF, dentre as quais se podem citar a avaliação do ângulo Q

(FULKERSON, 2000) e do retropé, bem como uma avaliação quantitativa da dor na região da articulação patelofemoral, a qual é de extrema importância, já que esse sintoma prevalece nesse grupo de indivíduos, sendo a Escala Visual Numérica (EVN) um instrumento muito utilizado nesta análise.

2.2 ALINHAMENTO POSTURAL DO RETROPÉ NOS SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Dentre os diversos fatores envolvidos na etiologia multifatorial da SDPF encontram-se o mau alinhamento da perna e do pé. As anormalidades ósseas do pé podem causar um movimento compensatório na articulação subtalar durante a realização da função normal da perna e do pé no ciclo da marcha (LEVINGER; GILLEARD, 2004). O retropé varo, uma das deformidades estruturais mais comuns no pé, pode levar a uma pronação excessiva para assegurar que a face medial do antepé toque o solo durante a fase de apoio da marcha (NEUMANN, 2006).

Uma vez que o ciclo da marcha necessita de um sincronismo entre as articulações, um movimento anormal do retropé irá afetar a biomecânica do joelho (TIBÉRIO, 1987). Acredita-se que uma eversão excessiva do retropé pode levar a distúrbios patelofemorais em função da rotação interna anormal que esta pode levar, a qual poderia possibilitar um maior estresse sobre as estruturas do joelho, alterando o deslocamento patelar (LEVINGER; GILLEARD, 2004).

Diversos estudos encontraram uma pronação ou eversão do retropé na postura estática em sujeitos com dor patelofemoral (WILK et al., 1998; FREDERICSON; YOON, 2006; LEVINGER; GILLEARD, 2004; FULKERSON, 2000) sendo que essa alteração, segundo Perry (2005a), pode também conduzir a modificações nos padrões de contato do pé com o solo, onde o contato inicial se dá com a superfície medial do calcanhar, por exemplo.

Levinger e Gilleard (2004), encontraram um varo da subtalar quando esta foi analisada na posição neutra com o sujeito deitado em prono e um valgo do retropé na postura em pé relaxado, quando avaliado em relação à vertical e em relação à tíbia, sugerindo que o varo da articulação subtalar pode contribuir para o aumento da eversão durante a postura relaxada em pé nos sujeitos com SDPF. Venturini et al. (2006), observaram uma associação entre a postura em varo do retropé e a dor patelofemoral, sendo este ângulo medido com os sujeitos em decúbito ventral no estudo.

Powers, Maffucci e Hampton (1995), ao avaliar o ângulo do retropé com o sujeito em decúbito ventral através de um goniômetro, também encontraram um maior varo no retropé nos sujeitos com dor patelofemoral quando comparados com o grupo controle, afirmando que o varo do retropé pode ser um fator que contribui para a dor patelofemoral e que pode ser considerado na avaliação biomecânica da extremidade inferior.

Aliberti (2008) avaliou o ângulo do retropé através da fotogrametria em sujeitos com e sem SDPF, observando uma maior proporção de retropés com um valgo aumentado nos sujeitos com SDPF, enquanto que o grupo controle apresentou uma maior proporção de retropés valgos e varos, sendo os retropés considerados varos quando o ângulo do retropé fosse menor que 0° , valgo entre 0 e 6° e valgo aumentado acima de 6° , sendo este ângulo mensurado com o sujeito em posição ortostática.

Thijs et al. (2008), avaliaram a postura estática do pé através do Índice da Postura do Pé em corredores que desenvolveram a SDPF. Os autores não encontraram relação entre a presença de uma postura estática do pé neutra, pronada, altamente pronada, supinada ou altamente supinada e o desenvolvimento de problemas patelofemorais na população investigada.

O conhecimento das diferenças cinemáticas entre os indivíduos com e sem SDPF é importante para os profissionais da saúde e pesquisadores. Este conhecimento é necessário para desenvolver e otimizar estratégias de prevenção e tratamento válidas para SDPF (BARTON et al., 2009). Nesse sentido, alguns estudos foram desenvolvidos a fim de investigar se existem alterações na cinemática do retropé nos indivíduos com SDPF.

Levinger e Gillear (2007), ao realizar uma análise do movimento tri-dimensional da tíbia e do retropé em sujeitos com SDPF observaram um atraso no pico de eversão do retropé na fase de apoio, sugerindo que esta alteração poderia afetar a transferência de cargas para o joelho. No entanto, não houve diferença na magnitude da eversão quando comparados com o grupo controle.

Barton et al. (2011a), compararam a cinemática da marcha de indivíduos com e sem SDPF. Dentre as diversas variáveis analisadas, os autores avaliaram a cinemática do retropé, constatando que o pico de eversão do retropé relativo à tíbia ocorreu mais cedo no GSDPF em comparação ao GC (32,7% do ciclo da marcha para o GSDPF e 36,5% para o GC). Adicionalmente, a amplitude de movimento do retropé no plano sagital relativo ao laboratório foi maior no GSDPF em relação ao GC. Segundo os autores, a ocorrência precoce dentro do ciclo da marcha do pico de eversão do retropé no GSDPF pode indicar uma eversão mais

rápida do retropé após o contato do calcanhar nos indivíduos com SDPF, o que, teoricamente, poderia resultar em maiores e mais rápidas cargas no joelho e na articulação patelofemoral.

Levinger e Gilleard (2005) observaram em seu estudo uma postura evertida do retropé na transição do contato do calcanhar nos sujeitos com SDPF, enquanto os sujeitos sem esta afecção apresentaram uma postura invertida. Segundo os autores, a pronação do pé ajuda na absorção do choque e na redução das forças de impacto durante a marcha. Sendo assim, a postura do retropé em eversão nos sujeitos com SDPF pode levar a uma atenuação nas forças de impacto que conseqüentemente resulta em uma redução e atraso na transição do choque do calcanhar durante a marcha.

Barton et al. (2011b), realizaram estudo a fim de investigar se uma ferramenta de avaliação da postura estática do pé (Índice da Postura do Pé) poderia fornecer conhecimento sobre as variáveis cinemáticas associadas com a pronação do pé durante a caminhada em indivíduos com e sem SDPF. Os autores observaram que um pé mais pronado, avaliado pelo Índice da Postura do Pé, esteve associado com um maior pico de abdução do antepé e com um pico de eversão mais cedo do retropé no GSDPF. Considerando que a associação entre uma postura mais pronada do pé e um pico de eversão do retropé ocorrendo precocemente dentro do ciclo da marcha foi observada somente nos sujeitos com SDPF, esta associação pode ter uma particular significância para o desenvolvimento da SDPF, o que pode indicar que uma postura do pé mais pronada pode resultar em uma pronação dinâmica do pé mais rápida em pessoas que possuem fatores de risco para desenvolver a SDPF.

2.3 DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E A SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

2.3.1 Distribuição da pressão plantar

As mensurações da pressão plantar fornecem um indicativo da função do pé e do tornozelo durante a marcha e outras atividades funcionais, porque tanto o pé quanto o tornozelo fornecem o suporte e a flexibilidade necessários para atividades de sustentação de peso e de deslocamento enquanto desempenham essas atividades. Embora os dados de pressão plantar sejam reconhecidos como um importante elemento na avaliação de pacientes com diabetes e neuropatia periférica, informações derivadas dos dados de pressão plantar também podem auxiliar na determinação e manejo de prejuízos associados com várias disfunções musculoesqueléticas e neurológicas (ORLIN; MCPOIL, 2000).

Quando se avalia a pressão plantar, um sensor discreto ou uma matriz de múltiplos sensores são usados para mensurar a força atuando em cada sensor enquanto o pé está em contato com a superfície de suporte. A magnitude da pressão é então determinada, dividindo a força mensurada pela área conhecida do sensor ou sensores enquanto o pé está em contato com a superfície de contato (ORLIN; MCPOIL, 2000).

Ao contrário das plataformas de força, os sistemas de mensuração de pressão mensuram somente a força vertical, mas eles fornecem aos clínicos ou pesquisadores várias informações a respeito dos efeitos de diversas intervenções, incluindo o uso de calçados, de órteses para os pés, treinamento de marcha e tratamento cirúrgico nas forças e pressões aplicadas em locais específicos do pé (ORLIN; MCPOIL, 2000).

Alguns fatores podem influenciar nas pressões plantares, como a velocidade da marcha, o terreno e o calçado. Quando a velocidade aumenta, como na corrida, as pressões plantares podem variar em relação aos padrões de pressão ao caminhar (NOVA; RODRÍGUEZ; GARCÍA, 2006).

Além disso, segundo Putti, Arnold e Abboud (2010), existem diferenças na pressão plantar também entre os gêneros. Os autores, em seu estudo, observaram uma maior área de contato em todas as regiões do pé, na integral pressão-tempo na 1ª, 3ª e 4ª cabeça dos metatarsos, na força máxima no calcanhar, 1ª e 3ª cabeça do metatarso, além da força média na cabeça do 3º metatarso nos homens em comparação às mulheres.

Morag e Cavanagh (1999), investigaram os fatores estruturais e funcionais que podem ser preditores dos picos de pressão abaixo do pé durante a caminhada. Os autores observaram que a pressão no calcanhar esteve relacionada com a cinemática linear, estrutura do arco longitudinal, espessura dos tecidos moles plantares e idade. As pressões no médio pé foram influenciadas principalmente pela estrutura do arco enquanto que a pressão na cabeça do primeiro metatarso foi influenciada pelas mensurações radiográficas, movimento da articulação talo-crural e atividade do gastrocnêmio. A pressão no hálux ocorreu em função das mensurações estruturais e movimentos articulares. Sendo assim, a estrutura foi dominante em prever a pressão plantar abaixo do médio pé e cabeça do primeiro metatarso, enquanto que tanto a estrutura quanto a função foram importantes no calcanhar e hálux.

Segundo Perry (2005b), os maiores valores de pressão plantar ocorrem na região do calcanhar no impacto inicial do pé com o solo. Em seguida, o avanço do peso do corpo sobre o centro do calcanhar reduz as pressões em um terço. O contato do médio pé lateral com o solo é razoavelmente comum, mas de baixa intensidade. Sendo assim, a pressão nessa área é, em média, 10% do peso corporal. A pressão nas cabeças dos metatarsos difere entre os ossos

individuais, sendo geralmente as pressões mais altas registradas sobre a segunda e terceira cabeça dos metatarsos. Comparadas ao valor do calcanhar, as pressões entre as cabeças dos metatarsos variam entre 60% e 100%. As pressões dos dedos diferem acentuadamente, sendo o hálux o que apresenta maior pressão, a qual varia entre 30% e 55% da observada no calcanhar. Já a cabeça do quinto metatarso sempre registra a menor pressão na região do antepé variando de 5% a 45% do máximo observado no calcanhar.

Putti et al. (2007), avaliaram a distribuição da pressão plantar de 53 sujeitos, 17 mulheres e 36 homens com idade entre 18 e 65 anos utilizando o Pedar-X[®], a fim de estabelecer uma amplitude normal de valores de pressão, para assim poder auxiliar na identificação de anormalidades, além de verificar a confiabilidade desse sistema de mensuração da pressão plantar. O pico de pressão, área de contato, tempo de contato, integral pressão-tempo, integral força-tempo e o instante do pico de pressão foram calculados, sendo o maior pico de pressão encontrado abaixo do hálux, com média equivalente a 280,4 KPa e calcâneo com 264,3 KPa, seguido pela primeira cabeça do metatarso com 248 KPa, segunda com 246,5 KPa e terceira com 224,7 KPa. A área de contato foi maior abaixo do calcâneo com 41,54 cm² e o tempo de contato dos metatarsos foi 77 a 87% do tempo de contato total enquanto que para o hálux foi de 75%. A integral pressão-tempo e integral força-tempo foram maiores abaixo do calcâneo. Todos os sujeitos que participaram deste estudo utilizaram um calçado padronizado.

Willems et al. (2006), realizaram um estudo biomecânico de análise da marcha por meio da cinemática e distribuição da pressão plantar em 400 sujeitos, onde se investigou os fatores de risco para lesões nos membros inferiores relacionadas ao estresse na prática de exercícios, observando que os indivíduos que desenvolveram lesões, possuíam um contato inicial do calcanhar significativamente mais central na distribuição da pressão plantar, acompanhado de uma maior pronação do retropé nos dados cinemáticos, quando comparados aos indivíduos que não desenvolveram lesões e de acordo com os autores, as variáveis de distribuição de pressão plantar foram os dados que melhor discriminaram os indivíduos lesados dos não lesados.

Santos (2008), observou maiores valores médios do pico de pressão plantar nas regiões do calcanhar e médio pé, bem como maiores valores da área de contato nas regiões do calcanhar medial e lateral, médio pé medial e nas regiões do 3° ao 5° metatarso nos sujeitos com aumento do ângulo de eversão do calcanhar em comparação com sujeitos normais, concluindo desta forma, que o aumento do ângulo de eversão do calcanhar afetou consideravelmente as variáveis biomecânicas da distribuição da pressão plantar durante a

marcha, o que pode significar alguns riscos para a estrutura do pé, e até mesmo para todas as articulações do corpo envolvidas, alterando desta forma, o andar normal.

Orlin e McPoil (2000), afirmam que padrões atípicos de pressão podem refletir em afecções sistêmicas ou localizadas da extremidade inferior e podem ser indicativos (fatores de risco), predizer outras patologias ou agravar as já existentes. Estas informações podem então ser usadas para modificar o programa de tratamento dos pacientes através de alterações nos seus calçados, órteses para o pé, programas de exercícios e restrições na quantidade de sustentação de peso, além de programas de fortalecimento muscular, reeducação sensório-motora e treino de atividades como a marcha e o descer escadas em sujeitos com SDPF que apresentem alterações como a pronação excessiva e/ou prolongada (ALIBERTI, 2008).

Dentre os sistemas disponíveis para mensuração das pressões plantares, os mais utilizados são o Pedar, F-Scan e a Emed. Quesada e Rash (1997), coletaram simultaneamente os dados de pressão plantar através de dois sistemas, Pedar e F-Scan, durante a caminhada de um sujeito saudável, com o objetivo de determinar se os dois sistemas mensuravam diferentes picos de pressão em 3 regiões plantares típicas (calcanhar, metatarsos centrais e hálux) e se os padrões de picos de pressão para estas regiões mostravam variações similares nas mensurações feitas pelos dois sistemas. Os resultados observados pelos pesquisadores aparentemente sugeriram haver diferenças entre os picos de pressão mensurados com o Pedar e o sistema F-Scan, sendo os picos máximos de pressões mais elevados nas mensurações feitas pelo Pedar em comparação ao F-Scan e as variações nos padrões do pico de pressão aparentaram ser substancialmente menores com o sistema Pedar no calcanhar e na região central dos metatarsos.

Ramanathan et al. (2010) avaliaram a repetibilidade das pressões mensuradas através do Pedar-X[®] observando que os parâmetros estudados (área de contato, tempo de contato, força máxima, integral pressão-tempo, integral força-tempo, pico de pressão, força média e área média) seguiram um padrão de repetibilidade quase idêntico em todo o pé, sendo o calcanhar e as regiões das cabeças dos metatarsos os locais com maior repetibilidade.

2.3.2 A distribuição de pressão plantar nos sujeitos com SDPF

Considera-se importante a avaliação da distribuição da pressão plantar pois esta tem um grande potencial para predizer movimentos anormais durante a locomoção (SANTOS, 2008). Para Aliberti (2008), esta avaliação pode aumentar a base científica para a reabilitação da SDPF elucidando a interação do pé com o solo como uma consequência das estratégias

motoras dos membros inferiores adotadas durante tarefas locomotoras. No entanto, até o momento poucos foram os estudos que avaliaram as características da distribuição da pressão plantar em sujeitos com a SDPF.

Thijs et al. (2007), analisaram os fatores de risco intrínsecos para o desenvolvimento da SDPF em militares, através da mensuração da pressão plantar durante a marcha utilizando uma plataforma de pressão FootScan. Esta análise revelou três fatores de risco intrínsecos relativos à marcha como predisponentes para o desenvolvimento da SDPF, os quais foram: uma distribuição de pressão mais lateralizada no contato inicial do pé, uma redução no tempo de pressão máxima no quarto metatarso, e um atraso na mudança lateromedial do COP no contato do antepé durante a marcha. Segundo o autor, essas alterações podem causar uma redução na absorção de choque no pé, fazendo com que a maior parte das forças de reação do solo sejam transferidas para as articulações mais proximais, entre elas, o joelho, resultando em uma sobrecarga na articulação patelofemoral e conseqüentemente na dor patelofemoral.

Thijs et al. (2008), avaliaram a pressão plantar na corrida descalça em corredores iniciantes, com o objetivo de determinar fatores de risco para o desenvolvimento da SDPF relativos à corrida. Os autores analisaram as forças verticais e médio laterais, os impulsos absolutos e relativos de oito áreas do pé. Os corredores que desenvolveram a síndrome apresentaram uma redução no tempo para se atingir o pico de força vertical no retropé lateral e um maior pico de força vertical no segundo metatarso. Desta forma, os autores concluíram que a SDPF está relacionada a um aumento do impacto no contato inicial e da propulsão durante a corrida.

Swanson (2009), avaliou o tempo de contato através do Pedar-X[®] no antepé, médio pé e retropé de 43 sujeitos com SDPF e 45 controles durante a marcha e a corrida em esteira, não observando diferenças no tempo de contato entre os grupos nas duas atividades realizadas.

Aliberti et al. (2010), avaliaram a distribuição da pressão plantar, através de palmilhas capacitivas (Pedar X System[®]) durante a fase de apoio do descer escadas e Aliberti et al. (2011) em três subfases do apoio da marcha em 30 indivíduos com SDPF e 47 indivíduos clinicamente normais, observando um contato medialmente direcionado no retropé e médio pé, assim como menores sobrecargas plantares durante o movimento de descer escadas nos sujeitos com SDPF. Na marcha, os sujeitos com a disfunção tiveram um contato inicial medialmente direcionado no retropé e uma propulsão mais lateralizada no antepé, comprovando a importância de uma avaliação dinâmica durante a reabilitação dos indivíduos com esta disfunção.

2.4 AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA E A SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

2.4.1 Dinamometria isocinética

A avaliação isocinética tem sido amplamente utilizada nas últimas décadas como método para se determinar o padrão funcional de força e de equilíbrio muscular nos permitindo quantificar valores absolutos do torque, do trabalho e da potência de grupos musculares, bem como valores relativos, ou seja, da proporção agonista/antagonista de tais grupos. O exame é realizado com velocidade angular constante e predeterminada, seja lenta, intermediária e/ou rápida, sendo o joelho a articulação em que se observa maior aplicação e estudos isocinéticos (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

A dinamometria isocinética vem sendo utilizada quase que exclusivamente para avaliar o desempenho de músculos voluntariamente contráteis, o qual está relacionado com a capacidade muscular dinâmica, referente à situação específica, onde determinados músculos ou grupos musculares se contraem contra uma resistência controlada, que se move a uma velocidade angular constante (DVIR, 2002).

O torque é definido como o efeito rotacional da força gerada por um único músculo ou por grupos musculares de acordo com a articulação avaliada e é medido gravando-se a força exercida no sensor do dinamômetro pelo segmento distal da articulação do corpo e multiplicando-se o valor obtido pelo comprimento do braço de alavanca do sensor de força, sendo o efeito da gravidade desconsiderado. O torque e a velocidade angular de movimento são grandezas inversamente proporcionais, ou seja, quanto menor a velocidade angular utilizada maior será o torque e quanto maior a velocidade, menor o torque (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001; DVIR, 2002).

Em relação aos parâmetros de análise, o pico de torque representa o ponto máximo de torque encontrado na amplitude de movimento. O torque ou momento de força resulta da força aplicada num ponto multiplicada pela distância do ponto de aplicação dessa força ao centro de rotação do eixo de movimento ($T=F \times d$), medida em Newton - metro (Nm), pode também ser expresso pela porcentagem do peso corporal do indivíduo, a fim de comparar grupos de indivíduos (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). O trabalho representa a energia realizada no esforço muscular durante o movimento (produto do torque pelo deslocamento angular), é medido em joule(J) e pode ser expresso em valor absoluto e em porcentagem do peso corporal, sendo que quanto menor a velocidade, maior o trabalho (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

A potência é o resultado do trabalho realizado dividido pelo tempo, expresso em Watt (W). A velocidade angular é diretamente proporcional à potência, ou seja, quanto maior a velocidade angular, maior a potência; quanto menor a velocidade angular, menor a potência. Existe também o valor absoluto e o expresso em porcentagem do peso corporal. Já a relação de equilíbrio agonista/antagonista é a divisão entre o valor do agonista e do antagonista, seja relacionado ao pico de torque, trabalho ou potência, expresso em porcentagem. Portanto, representa a proporção entre tais grupos, existindo para cada articulação. Normalmente é avaliada nas velocidades angulares menores para o pico de torque e trabalho e nas velocidades angulares maiores para a potência, sendo útil principalmente nos indivíduos que tiveram lesão do aparelho locomotor (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

A maioria dos testes isocinéticos envolve movimentos angulares e velocidade constante, pelo menos durante o maior setor da amplitude de movimento, testada em velocidade lenta e média. As equações dinâmicas que comandam os esforços isocinéticos ignoram os componentes de aceleração, portanto para poder determinar a força da fibra muscular é preciso incorporar o efeito do peso (DVIR, 2002).

O teste isocinético do joelho envolve algumas considerações em particular, as quais são: o alinhamento dos eixos biológicos e mecânicos, o posicionamento e a estabilização do sujeito, a posição da plataforma de resistência e as velocidades angulares de teste (DVIR, 2002), as quais variam normalmente, entre 30°/seg e 300°/seg. Tais velocidades podem ser consideradas lentas (< 180°/seg) ou rápidas (> 180°/seg). A velocidade de 180°/seg pode ser considerada intermediária. Para o melhor estudo do pico de torque e do trabalho, utiliza-se velocidade angular do tipo lenta, pois quanto menor a velocidade angular maior é o torque ou o trabalho. Neste caso, a velocidade mais usada é a de 60°/seg. Já para a avaliação da potência, costuma-se usar velocidades de 180°/seg a 300°/seg, estando esta última voltada, principalmente, para os atletas de alto rendimento (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

Segundo Dvir (2002), uma amplitude razoável e confortável de velocidade de teste seria 60 e 180 °/s. O uso de velocidades muito baixas é contra-indicado em distúrbios patelofemorais e ligamentares. Richardson e Iglarsh (1994) afirmam que a velocidade de 60°/s é a menor velocidade que pode ser gerada sob condições de carga que não cria forças compressivas excessivas na articulação patelofemoral. Normalmente, realiza-se uma avaliação com até três velocidades diferentes, sendo necessária para cada uma, pausa de 30 segundos a um minuto (DVIR, 2002).

Para as velocidades de 60°/s e 180°/s, um mínimo de quatro repetições é necessário para gerar dados confiáveis quanto ao desempenho muscular do joelho (RICHARDSON;

IGLARSH, 1994). As velocidades mais elevadas são mais toleradas e, portanto, menos dolorosas nos casos pós-lesão ou pós-operatórios. Para a adequada realização e compreensão do teste o indivíduo deve fazer um aquecimento prévio numa bicicleta ergométrica por cinco minutos (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

2.4.2 Avaliação isocinética em sujeitos com SDPF

O exame clínico de pacientes que sofrem de dor patelofemoral frequentemente revela que um dos mecanismos mais comuns para evitar a dor é “uma relutância, voluntária ou involuntária, para iniciar e manter uma contração forte do quadríceps”. Essa dor é provavelmente o principal obstáculo para a geração de um torque normal do quadríceps quando esse é medido em pacientes com SDPF. Sendo assim, a melhora nos sintomas é frequentemente acompanhada por uma performance melhorada do quadríceps (DVIR, 2002).

Segundo Dvir (2002), estudos da performance do quadríceps, sob condições isocinéticas, em pacientes com SDPF, mostram também uma dependência da velocidade de teste. Esse relacionamento é evidente não apenas nos escores de momento, mas também na forma da curva do momento, particularmente a baixas velocidades de teste. Velocidades altas podem levar a uma incapacidade de se encontrar anormalidades na curva de torque e no momento concêntrico ou excêntrico em sujeitos com SDPF. Ao contrário dos testes em velocidades mais baixas, onde alterações tanto na curva de torque como no momento foram encontrados em sujeitos com distúrbios na articulação patelofemoral (DVIR, 2002).

As velocidades do teste também podem estar relacionadas à intensidade da dor apresentada por estes sujeitos, pois há uma tendência de ocorrer uma menor intensidade de dor em velocidades médias ou altas, o que está relacionado ao fato de que nestas velocidades a articulação está exposta por um tempo mais curto à resistência externa, levando a uma carga mais baixa na articulação patelofemoral e assim a um potencial de inibição reduzido. Além disso, o arco reflexo pode ser muito lento para reagir e inibir o quadríceps (DVIR, 2002).

Powers et al. (1997), observaram um menor torque isométrico máximo dos extensores do joelho em sujeitos com dor patelofemoral em comparação com os sujeitos sem essa afecção, além de níveis médios de 4,4cm de dor na EVA nos sujeitos com SDPF. No entanto, quando se correlacionou a dor com o torque extensor do joelho, estas variáveis aparentaram serem completamente independentes uma da outra, ou seja, o torque extensor não foi afetado pela dor. Os autores explicam este achado pelo fato de que os pacientes que lidam com dor persistente tendem a se proteger durante atividades em que eles esperam sentir dor.

Possivelmente, para evitar a dor, os pacientes podem não produzir os valores máximos de torque que realmente refletem sua força.

Além de realizar uma avaliação isocinética, os autores supracitados analisaram a marcha dos sujeitos com SDPF em diferentes situações (superfície nivelada, escada e rampa) a fim de determinar a influência da dor e da fraqueza muscular nas variáveis da marcha, observando que o torque isométrico do músculo quadríceps estava associado com a velocidade da marcha e o comprimento do passo, sugerindo que a força deste grupo muscular poder ser um importante fator para determinar as características funcionais das pessoas com dor patelofemoral.

Esta relação entre o torque dos extensores do joelho e a marcha pode ter ocorrido, pois o quadríceps femoral atua como o estabilizador primário do joelho, especialmente durante a resposta a carga, quando o momento flexor do joelho é maior, sendo necessária a atividade destes músculos para suportar a postura fletida do joelho (POWERS et al., 1997).

Herrington (2001) avaliou o efeito do taping patelar no pico de torque do quadríceps e na percepção de dor em pacientes com Síndrome da Dor Patelofemoral. O teste isocinético foi realizado nas velocidades de 60° e $180^\circ/s$. Todos os sujeitos apresentaram maiores níveis de percepção de dor a $60^\circ/s$, comparado com a velocidade mais alta, tanto antes quanto após a aplicação do taping patelar (a percepção de dor foi inversamente proporcional a velocidade do teste), porém com a utilização do taping estes níveis foram menores. Também se observou maiores valores de pico de torque do quadríceps após a aplicação do taping, o que foi atribuído ao reposicionamento da patela no sulco troclear, diminuindo desta forma a carga sobre a articulação patelofemoral. Essa diferença na dor entre as duas velocidades foi atribuída por Dvir (2002), conforme citado anteriormente, a duração da aplicação da carga na articulação patelofemoral e não somente na magnitude do pico de torque gerado. Com o joelho movendo-se a $60^\circ/s$ a duração da aplicação da carga é dois terços maior do que quando se move a $180^\circ/s$ (HERRINGTON, 2001).

O efeito da velocidade de contração na dor pode ter significantes implicações para a reabilitação de pacientes com SDPF usando o dinamômetro isocinético. O uso de altas velocidades pode aparentemente reduzir a dor destes pacientes. Como as altas velocidades são também mais funcionais, estas demonstram ser mais apropriadas para reabilitação da força do quadríceps em sujeitos com SDPF (HERRINGTON, 2001).

Witvrouw et al. (2000), avaliaram a força isocinética do quadríceps e dos isquiotibiais, mensurando o pico de torque concêntrico dos flexores e extensores do joelho através do dinamômetro isocinético, nas velocidades de 60, 180 e $240^\circ/s$. Não foram observadas

diferenças estatisticamente significativas no pico de torque entre os grupos, no entanto, os sujeitos com dor patelofemoral demonstraram menores valores de torque para cada velocidade de teste para o quadríceps comparados com o grupo controle. Em relação aos isquiotibiais foi também observada uma pequena diferença no torque entre os grupos e esta diferença foi somente no teste com maior velocidade. No entanto, essa alteração na força isocinética não foi considerada um fator predisponente a disfunção patelofemoral.

Alaca et al. (2002), realizaram um protocolo de treinamento no dinamômetro isocinético para os flexores e extensores de joelho em sujeitos com SDPF. Os parâmetros analisados foram o pico de torque, potência média e índice de resistência nas velocidades de 60 e 180°/s. Após seis semanas de treinamento, observou-se um aumento do pico de torque, trabalho total e potência muscular a 60 e 180 ° / s tanto para os flexores quanto para os extensores, sendo o ganho no pico de torque extensor a 60° / s (19%) maior que a 180 ° / s (15%), demonstrando que exercícios de fortalecimento isocinético podem ajudar a prevenir a perda da força encontrada em sujeitos com SDPF.

Souza (2005) , avaliou o torque isométrico máximo do músculo quadríceps, durante a contração isométrica voluntária máxima de extensão do joelho em cadeia cinética aberta a 20°, 30°, 50° e 60° de flexão de joelho de 12 voluntárias portadoras da SDPF e outras 12 clinicamente normais, não observando diferenças significativas do torque isométrico máximo entre os dois grupos, mas sim entre os diferentes ângulos, sendo o maior valor do torque isométrico máximo a 60°.

Callaghan e Oldham (2004) investigaram a atrofia e a força do quadríceps femoral de sujeitos com e sem SDPF através de mensurações da área de secção transversal do músculo e pico de torque em cadeia cinética fechada na velocidade de 90°/s. Os autores não observaram diferenças entre os grupos na área de secção transversal do músculo quadríceps, porém observaram um menor pico de torque nos sujeitos com SDPF, não sendo observada correlação entre o pico de torque e a área de secção transversal do quadríceps, indicando que pacientes com SDPF possuem menor torque na musculatura extensora do joelho que não pode ser explicado pela atrofia muscular.

Piva et al. (2009), verificaram se a disfunção na força muscular, alongamento dos tecidos moles, controle do movimento, alterações posturais e biomecânicas além de fatores psicológicos estão associados com a função física e a dor em sujeitos com SDPF. Dentre diversas avaliações, os autores avaliaram o pico de torque isométrico dos extensores do joelho, não observando relação entre o torque isométrico extensor do joelho e os escores obtidos por um questionário específico para função física do joelho.

Kaya et al. (2010) avaliaram o pico de torque concêntrico dos extensores do joelho nas velocidades de 60°/s e 180°/s, além de avaliar o volume e a área de secção transversal e a função do membro inferior de mulheres com SDPF. Os autores observaram um menor pico de torque no membro com dor na articulação patelofemoral na velocidade de 60°/s. No entanto, não foi observada uma correlação entre o volume do quadríceps, o torque e a função do membro inferior. Segundo os autores, a redução no torque do quadríceps não pode ser explicada somente pela redução no tamanho do músculo. Além disso, se a redução no torque, volume total e área de secção transversal é uma causa ou efeito da dor patelofemoral permanece como incerto.

Nakagawa et al. (2011), realizaram estudo visando determinar a relação entre o torque excêntrico do quadril e do joelho, a severidade dos sintomas e a capacidade funcional de mulheres com SDPF. Os autores observaram que quanto maior o torque excêntrico dos extensores do joelho e rotadores laterais, maior é a capacidade funcional dos sujeitos. Também se observou que quanto maior o torque dos rotadores laterais do quadril, menor a dor relatada pelos sujeitos na última semana. Sendo assim, o torque excêntrico dos extensores e rotadores laterais do quadril esteve associado com a capacidade funcional e os níveis de dor de mulheres com SDPF.

Ott et al. (2011) compararam o torque extensor isométrico do joelho, ativação do VMO, VL e glúteo médio após um protocolo de exercícios aeróbicos entre indivíduos com e sem SDPF. Os autores observaram que após 20 minutos de exercícios aeróbicos, os sujeitos saudáveis apresentaram um maior aumento no pico de torque extensor do joelho em comparação aos sujeitos com SDPF que sentiram dor após o exercício. No entanto, não houve diferença no torque extensor após o exercício entre o GC e o grupo com SDPF que não sentiu dor após a atividade. Este menor aumento no torque extensor do joelho no grupo com SDPF que apresentou dor após o exercício pode ser sugestivo, segundo os autores, de uma inibição do quadríceps ou um padrão para evitar uma contração mais vigorosa deste músculo.

2.5 ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DURANTE A REALIZAÇÃO DAS ATIVIDADES FUNCIONAIS NOS SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

A SDPF afeta de forma significativa as atividades de vida diária, causando desta forma, incapacidades funcionais nos portadores desta afecção (ALACA et al., 2002), sendo as atividades de subir e descer escadas as que este grupo de indivíduos relata maiores índices de

dor, em função das maiores forças compressivas atuantes sobre a articulação patelofemoral durante a realização dessas (BRECHTER; POWERS, 2002).

Além dos estudos realizados por Aliberti et al. (2010), Aliberti et al. (2011) e Powers et al. (1997), citados nos capítulos anteriores, outros importantes estudos investigaram a influência desta afecção nas atividades funcionais, dentre os quais se podem citar o de Reis et al. (2009), Brechter e Powers (2002), Levinger e Gilleard (2007), Powers, Landel e Perry (1996), Grenholm, Stensdotter e Häger-Ross (2009), Crossley et al. (2004), Aminaka et al. (2011), Paoloni et al. (2010), Nadeau et al. (1997), Corrêa (2002) e Barton et al. (2009). No primeiro observaram-se alterações na cinemática do joelho durante a atividade de subir e descer escadas em sujeitos com instabilidade patelofemoral, caracterizadas por um menor ângulo de flexão do joelho durante a fase de apoio ao subir escada, além de uma redução na velocidade e na cadência durante a subida e a descida da escada neste grupo de indivíduos, quando comparados com o grupo controle. Segundo os autores, esses achados poderiam ser estratégias adaptativas adotadas pelo grupo com instabilidade patelofemoral durante a subida e descida de escada, pois do ponto de vista biomecânico, estes podem levar a uma diminuição do estresse na articulação patelofemoral e conseqüentemente da dor.

Brechter e Powers (2002) encontraram uma redução da flexão e do momento extensor do joelho, além de uma diminuição na cadência em indivíduos com SDPF no descer escadas caracterizando uma provável estratégia de proteção nestes indivíduos durante essa tarefa. Já Levinger e Gilleard (2007), encontraram uma diminuição das forças de reação do solo na marcha de sujeitos com SDPF, porém os autores do estudo não conseguiram esclarecer se essas alterações biomecânicas foram uma estratégia de proteção para evitar a dor ou um fator de risco inerente, sendo necessárias mais investigações a respeito da influência da dor nos padrões biomecânicos durante as tarefas que aumentam os sintomas dos sujeitos com esta afecção.

Powers, Landel e Perry (1996), analisaram o tempo e a intensidade da atividade do vasto medial oblíquo, vasto medial longo, vasto lateral e vasto intermédio durante a marcha em superfície nivelada, subir e descer escada e rampa, além de analisar o movimento do joelho durante estas atividades através de um sistema de análise de movimento. Os autores não observaram diferenças no início ou cessação da atividade muscular entre os vastos para todos os grupos, independente da condição. Os sujeitos com dor patelofemoral demonstraram redução na atividade para todos os vastos para a marcha em superfície nivelada e na rampa em comparação com os sujeitos sem dor patelofemoral. Não ocorreram diferenças no movimento do joelho entre os grupos em nenhuma das condições testadas.

Grenholm, Stensdotter e Häger-Ross (2009), realizaram uma análise cinemática tri-dimensional durante o movimento de descer escadas em 17 mulheres com Dor Patelofemoral (DPF) e 17 sem esta afecção, observando que a cinemática ao descer escadas difere entre os sujeitos com e sem DPF. As alterações encontradas pelos autores foram: uma redução momentânea na velocidade angular do joelho na fase de apoio do membro e um aumento da flexão plantar na fase de balanço, as quais irão reduzir as forças de reação e o torque ao redor da articulação patelofemoral. Desta forma, as diferenças observadas na cinemática podem representar uma adaptação funcional para proteger a articulação patelofemoral e evitar a dor. Esta estratégia pode se tornar habitual e permanecer também quando a dor desaparece.

Crossley et al. (2004), avaliaram a cinemática do joelho e a atividade eletromiográfica dos vastos durante a deambulação em escadas de 48 indivíduos com SDPF e 18 assintomáticos. Os autores observaram uma menor flexão do joelho no contato do calcanhar e menor pico de flexão do joelho durante a fase de apoio do subir e descer escadas dos sujeitos com SDPF comparado aos assintomáticos. Adicionalmente, observaram uma tendência a uma menor flexão do joelho no grupo de indivíduos com SDPF que apresentaram um atraso na atividade eletromiográfica do VMO. As adaptações na marcha durante o descer escadas ocorreram mais quando os sintomas atuais estavam presentes por um longo tempo. De forma semelhante aos outros estudos, os autores afirmam que os sujeitos com SDPF adotaram tais adaptações a fim de reduzir as forças de reação na articulação patelofemoral e talvez reduzir sua dor durante esta atividade. A redução na flexão do joelho na fase de apoio observada nos sujeitos deste estudo pode estar associada com a dor e a disfunção na articulação patelofemoral ou por uma disfunção no controle neuromotor da patelofemoral.

Aminaka et al. (2011), investigaram as diferenças na força de reação do solo, cinemática no plano frontal e o tempo e duração do *onset* do glúteo médio, adutor longo e vasto medial oblíquo durante as atividades de subir e descer escadas entre 20 sujeitos com e 20 sem SDPF. Constatou-se neste estudo que os sujeitos com SDPF apresentaram um maior pico do momento de abdução do joelho durante o subir escada e maior impulso de abdução do joelho tanto ao subir quanto ao descer escadas. Durante o subir escadas, os sujeitos com SDPF apresentaram um *onset* mais cedo no adutor longo e mais tarde no glúteo médio, comparado aos indivíduos saudáveis. Também, os sujeitos com SDPF apresentaram uma maior duração na ativação no adutor longo e menor duração na ativação do VMO e glúteo médio durante o subir escadas. Durante o descer escadas, os sujeitos com SDPF apresentaram um atraso no *onset* do glúteo médio e uma duração mais curta na ativação do glúteo médio e do VMO. Sendo assim, os resultados encontrados neste estudo sugerem que o controle

neuromuscular alterado da musculatura medial durante as atividades de subir e descer escadas pode ser um fator importante na contribuição do desenvolvimento da SDPF.

Paoloni et al. (2010), avaliaram as alterações cinéticas e cinemáticas durante a caminhada de 9 sujeitos com e 9 sem SDPF. Os autores observaram uma fase de balanço mais lenta no GSDPF, além de um maior grau de adução durante os primeiros 12% do ciclo da marcha. Durante este período, os sujeitos com SDPF apresentaram também um aumento no momento rotador externo associado a uma redução no momento extensor do joelho, além de aumentos no momento abductor do quadril e do joelho neste grupo de indivíduos. Na subfase do apoio terminal, o momento extensor do joelho foi menor e o momento abductor do quadril foi maior no GSDPF. Além disso, o pico vertical das forças de reação do solo no contato do calcanhar foi menor nos sujeitos com SDPF.

Nadeau et al. (1997), examinaram o padrão de marcha de sujeitos com SDPF a fim de determinar se eles apresentavam alterações cinéticas e cinemáticas durante esta atividade funcional. Os autores constataram uma menor flexão do joelho nos sujeitos com SDPF a 10%, 20% e 70% do ciclo da marcha em relação aos sujeitos controles. Esta redução na flexão do joelho foi considerada uma estratégia dos sujeitos com SDPF para evitar uma contração do quadríceps a fim de reduzir as cargas na articulação patelofemoral, pois com a menor flexão do joelho o braço de alavanca das forças de reação do solo é mais curto e conseqüentemente o momento extensor do joelho é reduzido. Em relação às variáveis cinéticas, não foram observadas diferenças significativas entre sujeitos com e sem SDPF.

Corrêa (2002) avaliou a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, variação angular da articulação do joelho e força de reação do solo durante a marcha em aplane e declive de 10 sujeitos com instabilidade patelofemoral e 10 saudáveis, não observando diferenças entre os grupos em relação às variáveis analisadas.

Barton et al. (2009), realizaram uma revisão sistemática a fim de investigar as características cinemáticas da marcha associadas com a Síndrome da Dor Patelofemoral. Os autores constaram uma redução na velocidade da marcha durante a caminhada e ao subir e descer escadas e rampas nos indivíduos com SDPF. Além disso, observaram um atraso no tempo do pico de eversão do retropé e aumento da eversão do retropé no contato do calcanhar durante a caminhada e um atraso no tempo do pico de eversão do retropé, aumento na eversão do retropé no contato do calcanhar, redução na amplitude de eversão do retropé, maior rotação externa do joelho no pico do momento extensor do joelho e maior adução do quadril durante a corrida nos indivíduos com SDPF.

Sendo assim, diversas são as alterações biomecânicas observadas em sujeitos com SDPF durante a realização de atividades funcionais como a marcha, subir e descer escadas e rampas. No entanto, a maioria destes estudos envolve a avaliação cinemática, eletromiográfica e das forças de reação do solo, havendo poucos estudos avaliando as características da pressão plantar nas atividades funcionais destes sujeitos. Adicionalmente, não foram realizados estudos até o momento avaliando as características da pressão plantar em sujeitos com SDPF durante as atividades de subir e descer rampa, além de subir escadas, as quais são atividades comuns do dia-a-dia e que frequentemente exacerbam os sintomas destes sujeitos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

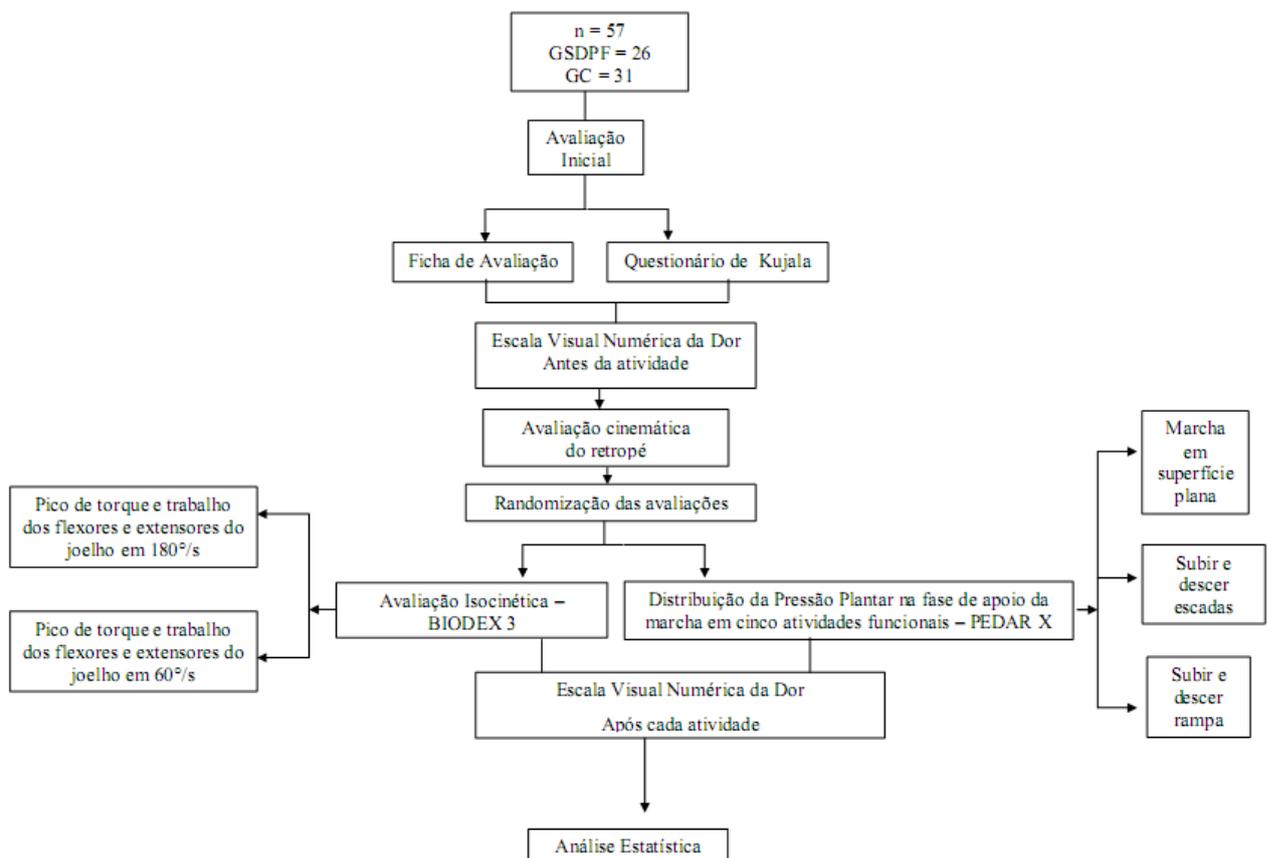
Neste capítulo são apresentados os procedimentos metodológicos que norteiam o presente estudo, descritos como: características do estudo, delineamento experimental, critérios de inclusão e exclusão, participantes, local de coleta dos dados, instrumentos, definição conceitual e operacional das variáveis analisadas, controle das variáveis, procedimentos para coleta dos dados, tratamento dos dados e análise estatística.

3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina sob protocolo nº 33/2010 (Anexo 1) e se caracteriza como transversal, descritivo e comparativo (GAYA, 2008).

3.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Figura 1 - Fluxograma do Protocolo de Avaliações



3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Como critérios de inclusão no grupo com Síndrome da Dor Patelofemoral (GSDPF) foram considerados sujeitos que apresentaram:

- dor anterior ou retropatelar, exacerbada por pelo menos 3 das seguintes situações: subir ou descer escadas, agachar por tempo prolongado, ajoelhar, correr, permanecer sentado por longos períodos e ao praticar esportes (COWAN; BENNEL; HODJES, 2002; LOUDON et al., 2002);
- início insidioso dos sintomas sem relação com um evento traumático (CABRAL et al., 2008);
- dor igual ou maior que 2cm na Escala Visual Numérica (EVN - 0-10cm) na articulação patelofemoral nos sete dias que precederam o teste, durante a realização das atividades supracitadas (SANTOS, 2006);
- dor, de qualquer grandeza, em dois testes funcionais com duração de 30 segundos cada um (agachar a 90 graus e descer um *step* com 25 cm de altura) (COWAN; BENNEL; HODJES, 2002).

Os critérios de inclusão para o grupo controle (GC) foram:

- ausência de história de lesão meniscal ou ligamentar, trauma, cirurgia ou fratura do membro inferior (POWERS, 2000; LOUDON et al., 2002);
- sem história de dor na articulação do joelho ou na articulação patelofemoral (dor 0 cm na EVA) (POWERS, 2000);
- ausência de qualquer problema nas articulações do quadril e pé, doença neurológica ou do sistema osteomioarticular (LOUDON et al., 2002);
- não ter realizado tratamento fisioterapêutico no membro inferior;
- sem dor, de qualquer grandeza, durante a realização dos testes funcionais com duração de 30 segundos cada um (agachar a 90 graus; descer um *step* com 25cm de altura) (COWAN; BENNEL; HODJES, 2002);

Os critérios de exclusão, tanto para o GSDPF como GC, foram:

- presença de doença neurológica (LAPRADE; CULHAM; BROUWER, 1998);
- história de trauma nos membros inferiores, lesão meniscal ou ligamentar do joelho (COWAN; BENNEL; HODJES, 2002);
- luxação patelar recidivante;
- história de cirurgia no joelho ou membros inferiores (POWERS, 2000);
- presença de doenças sistêmicas que pudessem comprometer a locomoção (ALIBERTI, 2008).

3.4 PARTICIPANTES

Foram avaliados 65 sujeitos do gênero feminino, os quais foram escolhidos de forma não probabilística intencional (MARCONI; LAKATOS, 2009). Destes, foram excluídos oito, por não se enquadrarem nos critérios de inclusão do estudo. Os 57 selecionados foram então divididos em 2 grupos: 26 com Síndrome da Dor Patelofemoral (GSDPF) e 31 clinicamente saudáveis (GC).

O GSDPF foi composto por mulheres na faixa etária de 14 a 38 anos, que procuraram atendimento médico no Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Passo Fundo - RS e no Hospital Ortopédico da cidade de Passo Fundo - RS, no período de janeiro a maio de 2011, com diagnóstico clínico de Síndrome da Dor Patelofemoral e por acadêmicas do curso de Fisioterapia da Universidade de Passo Fundo, que se enquadraram nos critérios de inclusão para o GSDPF. Para o GC, foram selecionadas mulheres da mesma faixa etária, altura e massa.

Os sujeitos estudados foram apenas do sexo feminino devido às diferenças biomecânicas entre os sexos (POWERS, 2000) e a maior incidência da SDPF neste gênero (TUMIA; MAFFULLI, 2002).

A tabela 1 apresenta as características dos sujeitos do GSDPF e GC quanto à idade, massa, estatura, dominância, prática de atividade física, além do membro com dor e início dos sintomas do GSDPF.

3.5 LOCAL DE COLETA DOS DADOS

Os dados foram coletados no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Passo Fundo (UPF) - RS, e no prédio da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da UPF, no período de janeiro a maio de 2011.

3.6 INSTRUMENTOS

Para avaliação da distribuição da pressão plantar durante a marcha em superfície plana e ao subir e descer escadas e rampa foi utilizado o Pedar – X[®] da Novel (Munique, Alemanha); para avaliação do valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana e da porcentagem da fase de apoio em que este ângulo foi atingido, foi utilizada uma câmera filmadora digital Sony HandyCam DCR-SR65[®] com resolução de 9 Megapixels e o software Ariel Performance Analysis System (APAS)[®]. A avaliação do pico de torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho foi realizada pelo Dinamômetro Isocinético Biodex Multi Joint System 3[®]. Adicionalmente foi avaliada a intensidade da dor pela Escala Visual Numérica (EVN), e os sintomas e limitações funcionais dos sujeitos com disfunção patelofemoral pelo Questionário de Kujala.

3.6.1 Baropodometria Computadorizada (Pedar-X[®])

A Baropodometria Computadorizada é um método que permite a mensuração das pressões exercidas em vários pontos anatômicos da superfície plantar com medidas precisas, sendo capaz de realizar uma avaliação objetiva por meio de sensores pressóricos (resistivos, capacitativos, piezoelétricos) (NERY; SANTOS, 2003; NOVA; RODRÍGUEZ; GARCÍA, 2006), transmitindo os dados para um computador, que conta com um software em ambiente Windows com monitoração em tempo real (ALFIERI, 2008).

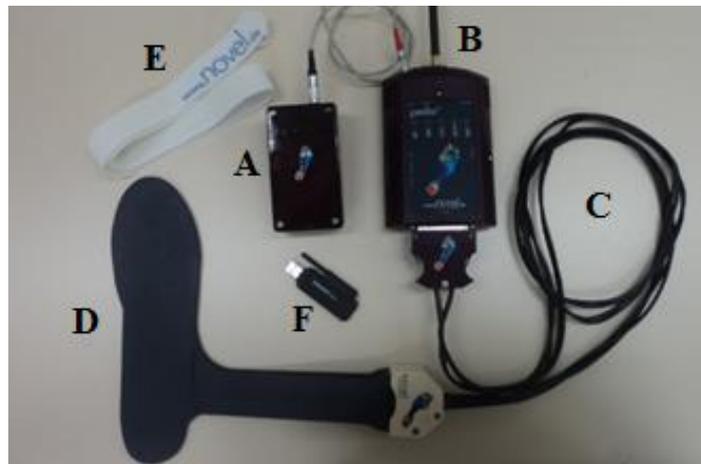
O Pedar-X[®] é composto por palmilhas flexíveis, com 2mm de espessura, com aproximadamente 99 sensores capacitativos de pressão, distribuídos homogeneamente, com resolução dependente do tamanho da palmilha, aproximadamente de 1 sensor/cm², sendo que cada sensor é calibrado separadamente. Este instrumento tem a vantagem de adquirir vários passos ao mesmo tempo, tornando-se mais confiável na medida em que os dados de pressão adquiridos provém da média de vários passos (ALIBERTI, 2008).

A palmilha é usada no interior do calçado, na interface pé-calçado, para avaliar a distribuição dinâmica da pressão na planta do pé durante a locomoção. As palmilhas são conectadas a um condicionador analógico de sinal colocado dentro de uma cinta presa na cintura do sujeito e a transmissão dos dados é feita via *Bluetooth* para o computador facilitando o seu deslocamento.

Este sistema se mostra mais vantajoso em comparação aos métodos de avaliação resistivos presentes no mercado, pois possui sensores com propriedades capacitativas, resistindo melhor às deformações com maior linearidade das respostas, fornecendo, portanto, mais precisão e reprodutibilidade nas coletas, além das palmilhas serem altamente duráveis (BACARIN, 2006).

Boyd et al. (1997), avaliaram a confiabilidade do Pedar-X[®] ao analisar-se um único passo e sem controlar a velocidade da marcha, além de verificar a validade da força vertical obtida através desse sistema em comparação com a plataforma de força, encontrando uma boa confiabilidade para a deambulação livre (ICC entre 0,57 a 0,89 para as oito áreas plantares analisadas), além de uma excelente validade para a mensuração das forças verticais entre a plataforma de força e o sistema Pedar (ICC = 0,81 e 0,84).

Figura 2 - Pedar -X[®]: bateria (A), condicionador analógico de sinais (box) (B) com cabos para conexão (C) nas palmilhas (D), fitas para fixação do equipamento no sujeito (E) e dispositivo Bluetooth (F).



3.6.2 Dinamometria Isocinética (Biodex Multi Joint System 3[®])

O aparelho isocinético consiste em um dinamômetro eletromecânico com sistema computadorizado (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001), que nos fornece dados objetivos a respeito da função muscular, gerando parâmetros objetivos sobre a força, trabalho, potência,

índices de fadiga, bem como a relação agonista-antagonista dos grupos musculares estudados, nos permitindo formatar dados normativos sobre diferentes populações, observando diferenças na ação muscular, quando comparados grupos distintos, em relação à faixa etária, sexo e atividade física praticada (ALONSO et al., 2003).

Drouin et al. (2004), avaliaram a confiabilidade e validade do dinamômetro isocinético Biodex Multi Joint System 3[®], para mensurações de torque, posição e velocidade em repetidos ensaios feitos no mesmo dia, assim como em dias diferentes, concluindo que este instrumento é válido e confiável para a mensuração destas variáveis.

O Dinamômetro Isocinético Computadorizado Biodex, modelo *Biodex Multi Joint System 3[®]*, que foi utilizado na presente pesquisa apresenta:

- um microcomputador e *software* para aquisição e registro dos dados;
- acessórios para realização de testes nas várias articulações do corpo;
- unidade de recepção de força;
- célula de carga;
- braço de alavanca (base para a unidade de recepção de força);
- cabeça do dinamômetro (onde se fixa o braço de alavanca), que se posiciona sobre uma plataforma que permite deslocá-la com a finalidade de se ajustar ao indivíduo a ser avaliado e
- cadeira com encosto e assento ajustáveis (SOUZA, 2005);

Figura 3 – Dinamômetro Isocinético Biodex Multi Joint System 3[®].



3.6.3 Escala Visual Numérica (EVN)

A Escala Visual Numérica (EVN) é um instrumento válido e confiável (LARA-MUÑOZ et al., 2004) que pode ser utilizado para avaliar a intensidade da dor. Esta escala possui 11 pontos, onde as extremidades definem o mínimo (sem dor) e máximo (maior dor) da percepção da dor (WILLIAMSON; HOGGART, 2005), sendo solicitado ao sujeito que faça uma marcação indicando a intensidade da sua dor.

Figura 4 - Escala Visual Numérica



Fonte: http://www.eletroterapia.com.br/regua_dor.jpg

3.6.4 Questionário de Kujala para distúrbios na articulação patelofemoral

Este questionário foi desenvolvido por Kujala et al. (1993) e traduzido e adaptado para a língua portuguesa por Aquino et al. (2011). Ele é composto por 13 itens relacionados a atividades de sustentação de peso, caminhada, deambulação em escadas, agachamento, corrida, saltos, ficar muito tempo sentado com joelhos fletidos, presença de edema, movimentos dolorosos na patela, atrofia muscular e dificuldade na flexão do joelho, onde os sujeitos devem marcar a situação que eles mais se identificam. A pontuação mínima obtida nesse questionário é zero e a máxima 100. Quanto maior a pontuação melhor a situação do sujeito (maior capacidade para realização de atividades funcionais e menor intensidade de dor no joelho).

3.6.5 Software Ariel Performance Analysis System (APAS)

O Ariel Performance Analysis System (APAS) é um sistema de análise de vídeo que fornece a análise cinemática de uma sequência de movimentos. O sistema pode analisar múltiplas vistas de um modelo dinâmico delineado com até 30 marcadores. Seu fabricante relata um erro estimado de 1% para as mensurações lineares espaciais e de aproximadamente 10% para as mensurações de aceleração (KLEIN; DEHAVEN, 1995).

Os passos gerais para coleta e análise dos dados são os seguintes: Inicialmente é gravado um vídeo do evento de interesse. O vídeo gravado de uma ou múltiplas vistas de uma sequência específica de movimento é convertido em imagens de vídeo computadorizadas. O evento de interesse é selecionado e após os marcadores das posições articulares são digitalizados nas coordenadas espaciais do plano cartesiano, além de ser realizada a digitalização do calibrador. Vistas de duas ou mais câmeras podem ser mapeadas no sistema de coordenadas tri-dimensional pelo computador usando o algoritmo DLT (Direct Linear Transformation), sendo que o software do sistema oferece a chance de visualização dos algoritmos para reduzir o erro de digitalização. Após esta transformação os dados são então filtrados e estão prontos para análise e interpretação final (KLEIN; DEHAVEN, 1995).

3.6.6 Demais materiais

- Ficha de avaliação para caracterização dos sujeitos;
- Bicicleta estacionária (Movement Technology BM2700[®]);
- Escada de 11 degraus sendo que cada degrau contém 16,5cm de altura, 271cm de largura e 30,5cm de comprimento (Figura 5);
- Rampa (1378 cm de comprimento x 153 cm largura, com um ângulo de inclinação de 12°) (Figura 5);
- Câmera filmadora Digital (Sony HandyCam DCR-SR65[®]) com resolução de 9 Megapixels e frequência de aquisição de 25Hz;
- Tripé;
- Bolas de isopor, fitas dupla face, lápis dermatográfico;
- Notebook (Sony Vaio[®]);
- Sapatilhas (Moleca[®]) (figura 6);
- Cronômetro (Kenko KK-1046[®]);
- Estadiômetro (Sanny[®]) escalado em milímetros (mm);
- Balança digital (Toledo[®]) escalada em gramas (gr);
- Calibrador (figura 7);

Figura 5 - Escada e rampa utilizadas no estudo.



Figura 6 – Sapatilha utilizada no estudo.



Figura 7 – Calibrador utilizado no estudo.



3.7 DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS ANALISADAS

Ângulo do retropé - ângulo relativo entre os segmentos perna e pé, sendo o segmento pé determinado por marcadores localizados no centro do calcanhar, logo acima da sola da sapatilha utilizada pelo sujeito e por outro no centro do calcanhar, na inserção do tendão de Aquiles e o segmento perna determinado por outros dois marcadores, um no centro do tendão de Aquiles na altura do maléolo medial e outro 15 cm acima deste, no centro da perna (CHEUNG; NG, 2007; SANTOS, 2008; PERRY; LAFORTUNE, 1995). Foi calculado pelo Ariel Performance Analysis System (APAS) e expresso em graus (°).

Pico de pressão - representa o maior valor de pressão gravado por cada sensor em toda fase de apoio (ORLIN; MCPOIL, 2000). Foi calculado pelo programa *Groupmask Evaluation* e sua unidade de medida expressa em Kilopascal (KPa).

Área de contato – refere-se à quantidade de contato entre a superfície plantar do pé e o sensor (ORLIN; MCPOIL, 2000). Área calculada em que os sensores foram ativados (pressionados) em cada passo (BACARIN, 2006). Foi calculada pelo programa *Groupmask Evaluation* e sua unidade de medida expressa em centímetros por quadrado (cm²).

Tempo de contato - duração do contato de cada região do pé durante o apoio (ORLIN; MCPOIL, 2000). Foi calculado pelo programa *Groupmask Evaluation* e sua unidade de medida expressa em milissegundos (ms).

Dor – experiência sensorial e emocional desagradável, associada a dano real ou potencial, ou descrita em termos de tal dano (IASP, 2010). Foi verificada pela Escala Visual Numérica (EVN) (WILLIAMSON; HOGGART, 2005) e expressa em centímetros (cm).

Pico de torque – representa o ponto máximo de torque encontrado na amplitude de movimento, sendo o torque resultante da força aplicada num ponto multiplicada pela distância do ponto de aplicação dessa força ao centro de rotação do eixo de movimento ($T=F \times d$). Foi analisado pelo Biodex Multi Joint System 3 – Advantage Software e expresso em newtonmetro (N/m) (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

Trabalho muscular – representa a energia realizada no esforço muscular durante o movimento (produto do torque pelo deslocamento angular). Foi analisado pelo Biodex Multi Joint System 3 – Advantage Software e expresso em Joule (J) (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

Funcionalidade da articulação patelofemoral – capacidade do indivíduo de realizar atividades e tarefas relevantes da rotina diária (OMS; OPAS, 2003), levando em consideração os sinais e sintomas da articulação patelofemoral. No presente estudo foi avaliada através do Questionário de Kujala (KUJALA et al., 1993), sendo expressa em pontos.

3.8 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

Na presente pesquisa, foram controladas as seguintes variáveis:

Local e horário das coletas – as avaliações foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da UPF e nas dependências do prédio de Educação Física e Fisioterapia da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da UPF, em horários previamente marcados entre os pesquisadores e os sujeitos.

Temperatura – a temperatura no laboratório foi controlada, sendo mantida entre 18° e 25° e nas coletas da distribuição da pressão plantar na escada e rampa, as quais foram realizadas nas dependências do prédio de Educação Física e Fisioterapia da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da UPF, foi mantida a temperatura ambiente.

Fadiga muscular – Foi dado um período de descanso de um minuto entre cada avaliação da distribuição da pressão plantar (marcha, escada e rampa) e de 30 segundos entre cada velocidade (180°/s e 60°/s) na avaliação isocinética.

Ruído ambiental – para evitar o excesso de ruídos ambientais, não foi permitida a presença de pessoas externas à pesquisa no local de coleta.

Vestimentas – Foi solicitado aos sujeitos que trouxessem uma bermuda para realização das avaliações para facilitar a marcação dos pontos anatômicos para realização da análise do ângulo máximo de eversão do retropé.

Calçados – todos os sujeitos utilizaram o mesmo tipo de calçado (sapatilha marca Moleca[®]), que foi fornecido pelos pesquisadores.

Embora o mesmo calçado tenha sido utilizado em várias coletas, acredita-se que este fator não influenciou nos dados de distribuição de pressão plantar, pois de acordo com Anjos

(2007), o desempenho do calçado é classificado como muito bom quando se possui menos de 200mm³ de desgaste do solado por abrasão. No estudo de Anjos (2007), o autor verificou que, com solados de borracha, o uso por 168 horas a uma temperatura de 70°C, o desgaste foi de 117mm³. Sendo assim, acredita-se que não ocorreram desgastes na sola da sapatilha causados pelo uso durante as coletas, uma vez que as mesmas foram utilizadas por um curto período de tempo (máximo de 30 minutos por coleta).

3.9 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DOS DADOS

Para realização da coleta de dados foram adotadas as seguintes etapas:

1ª Etapa – Inicialmente, foi realizado contato com os médicos ortopedistas, especialistas em joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia e Hospital Ortopédico da cidade de Passo Fundo – RS, para solicitar o encaminhamento dos sujeitos com diagnóstico clínico de SDPF. Adicionalmente, foi feito contato com as acadêmicas do curso de Fisioterapia da UPF para verificar se algumas destas se encaixavam nos critérios de inclusão para o estudo.

Ao receber o encaminhamento dos sujeitos, os mesmos foram convidados para participar da pesquisa, detalhando-lhes os procedimentos, objetivos e justificativa da mesma. Aos sujeitos que aceitarem fazer parte da pesquisa, foram agendados horários para realização das avaliações.

2ª Etapa – No Laboratório de Biomecânica da UPF, os sujeitos foram novamente informados dos procedimentos do estudo, critérios de inclusão e exclusão e foi então solicitada a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A) e Termo de Consentimento para Fotografias, Vídeos e Gravações (Apêndice B). Após, foi aplicada uma Ficha de Avaliação para caracterização dos participantes (Apêndice C) e o Questionário de Kujala para desordens na articulação patelofemoral (Anexo 2).

3ª Etapa - Esta etapa corresponde à avaliação da distribuição da pressão plantar durante a fase de apoio em cinco atividades funcionais: marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa através do Pedar-X[®].

A ordem de realização das atividades (marcha, escada e rampa) e avaliação isocinética foi randomizada, para evitar possíveis influências de uma atividade sobre a próxima.

As palmilhas disponíveis para análise da pressão plantar foram correspondentes aos tamanhos 33/34, 36/37 e 39/40. Estas foram colocadas dentro do calçado que foi utilizado e conectadas a um condicionador que foi colocado em um cinto que ficou fixo na cintura dos sujeitos. Este condicionador se comunicava e transferia os dados para o computador por meio de comunicação *Bluetooth* facilitando desta forma o deslocamento do sujeito pelo local das avaliações (Figura 8).

Figura 8 - Sujeito com as palmilhas colocadas dentro das sapatilhas, usando um cinto contendo o condicionador do Pedar-X[®].



Todas palmilhas foram calibradas antes do estudo de acordo com especificações do fabricante.

Para controlar as diferenças no tipo de calçados, todos os sujeitos utilizaram um calçado padrão (sapatilha Moleca[®]). Optou-se por realizar o estudo utilizando calçados, levando-se em consideração que o objetivo deste estudo é avaliar as pressões plantares durante atividades do dia-a-dia dos indivíduos, as quais são, na maioria das vezes, realizadas com os pés calçados.

Antes de iniciar a coleta dos dados, os sujeitos foram orientados a caminhar livremente durante um minuto pelo laboratório a fim de se familiarizarem com o ambiente e os equipamentos.

Após a habituação e antes de iniciar as coletas, foi solicitado aos sujeitos que levantassem um pé de cada vez do chão para que o valor zero de pressão fosse tarado.

Para análise da distribuição da pressão plantar durante a marcha em superfície plana, os sujeitos foram orientados a deambular por um percurso de 8 metros em linha reta, da forma como realizam esta atividade no seu dia-a-dia.

Para análise da distribuição da pressão plantar durante a atividade de subir e descer escadas, foram orientados a subir e descer uma escada de 11 degraus (16,5cm altura, 271cm de largura e 30,5cm comprimento), sem apoiar no corrimão com a velocidade que habitualmente praticam esta atividade, iniciando a tarefa sempre pelo pé direito.

Além da marcha em superfície plana e de subir e descer escadas, os sujeitos foram orientados a subir e descer de uma rampa (1378 cm de comprimento x 153 cm largura, com um ângulo de inclinação de 12°), também da forma como habitualmente praticam esta atividade, sem apoiar no corrimão e iniciando sempre pelo pé direito.

A velocidade da marcha foi monitorada, porém não controlada. Para a monitorização, foi utilizado um cronômetro (Kenko KK-1046®) e a velocidade foi determinada pela divisão da distância pela média do tempo dos ensaios de caminhada. A velocidade empregada pelos sujeitos com SDFP e sujeitos do grupo controle nas diferentes atividades funcionais não evidenciou diferença estatística (Tabela 4), sendo os grupos considerados homogêneos.

Tabela 4: Médias e desvios padrão da velocidade (m/s) do GSDPF e GC durante a marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa.

Atividade funcional	Velocidade (m/s)		
	GSDPF (n=24)	GC (n=31)	p*
Marcha em superfície plana	1,30 ± 0,17	1,32 ± 0,13	0,7
Subir Escadas	1,08 ± 0,17	1,10 ± 0,12	0,6
Descer Escadas	1,15 ± 0,20	1,19 ± 0,16	0,3
Subir Rampa	1,24 ± 0,15	1,30 ± 0,11	0,1
Descer Rampa	1,22 ± 0,17	1,27 ± 0,12	0,2

* Teste t-independente

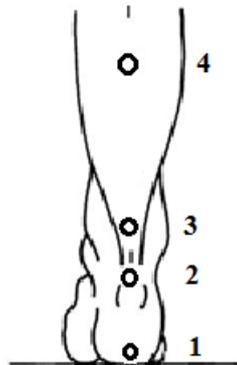
4ª Etapa → Esta etapa corresponde à avaliação do ângulo máximo de eversão do retropé durante a marcha, a qual foi realizada concomitantemente à avaliação da distribuição da

pressão plantar na marcha em superfície plana. Esta avaliação não foi realizada durante as atividades de subir e descer escadas e rampa devido a limitações da instrumentação.

Foi utilizada uma câmera filmadora digital (Sony HandyCam DCR-SR65[®]), a qual foi posicionada em um tripé há uma altura de 50cm do solo e distância de 3m do sujeito, sendo as imagens adquiridas no plano frontal posterior do sujeito com uma frequência de aquisição de 25Hz.

Quatro marcadores esféricos foram colocados no sujeito, nos seguintes pontos anatômicos: um marcador no centro do calcanhar, logo acima da sola da sapatilha (1), outro no centro do calcanhar, na inserção do tendão de Aquiles (2), um terceiro no centro do Tendão de Aquiles na altura do maléolo medial (3) e um quarto 15 cm acima do terceiro marcador no centro da perna (4) (CHEUNG; NG, 2007; SANTOS, 2008; DE WIT; DE CLERCQ; AERTS, 2000; PERRY; LAFORTUNE, 1995) (Figura 9).

Figura 9 – Posicionamento dos marcadores para o cálculo do ângulo do retropé: 1 - logo acima da sola da sapatilha ; 2 - centro do calcanhar, na inserção do tendão de Aquiles; 3- centro do Tendão de Aquiles na altura do maléolo medial; 4 - 15 cm acima do terceiro marcador no centro da perna.



Para realizar as marcações para colocação dos marcadores foi solicitado ao sujeito permanecer em pé, em posição ortostática, com o peso distribuído de forma igual em ambos os pés. Para garantir o mesmo alinhamento de todos os sujeitos durante a colocação dos marcadores, estes foram instruídos a posicionar o pé sobre uma linha reta marcada no solo, fazendo com que o centro do calcanhar ficasse no meio dessa linha e também o segundo dedo posicionado sobre a mesma (SANTOS, 2008).

Inicialmente o sujeito passou por um período de adaptação ao ambiente de coleta dos dados e após foi orientado a caminhar ao longo de uma distância de 8 metros, da maneira como habitualmente realizava esta atividade no seu dia-a-dia. Um total de cinco ensaios consecutivos da caminhada foram gravados.

Para cálculo das coordenadas reais, um sistema de calibração bidimensional foi colocado no plano das filmagens. Este calibrador constou de oito pontos, de dimensões de 61cm no eixo x e 80cm no eixo y e um ponto fixo foi também posicionado ao lado do calibrador.

5ª Etapa – Esta etapa corresponde à avaliação do pico de torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 180 e 60°/s através do Dinamômetro Isocinético Biodex Multi Joint System 3[®].

Inicialmente, os sujeitos foram informados e orientados sobre os procedimentos desta avaliação e realizou-se um alongamento dos músculos quadríceps, isquiotibiais e tríceps da perna durante 3 minutos (1 minuto para cada grupo) (LOBATO et al., 2005). Após, foram instruídos a pedalar uma bicicleta estacionária por 5 minutos, sem carga, com o intuito de prevenir qualquer lesão osteomioarticular (SOUZA, 2005). O banco da bicicleta foi posicionado de maneira que permitia ao joelho uma angulação máxima de 20° de flexo-extensão, pois nessa angulação apenas a porção inferior da patela se articula com o fêmur protegendo a articulação de possíveis dores que eventualmente pudessem ocorrer por hiperpressão patelofemoral (PLAPER, 1995).

Antes de iniciar as avaliações, foi realizada a verificação da calibração, para que os resultados pudessem ser fidedignos. Em seguida, o sujeito foi posicionado sentado sobre a cadeira do equipamento isocinético, com o quadril a uma angulação de 85°, sendo instalado o coxim de suporte de membros, fixo à cadeira por meio de uma haste T, com o ângulo do suporte regulado. O sujeito permaneceu fixo à cadeira por meio de um cinto para coxa, o qual foi colocado no terço distal da coxa do membro avaliado, sendo este membro também estabilizado com um cinto a 2 cm acima do maléolo lateral do tornozelo. Para uma maior estabilidade, foi utilizado também um par de cintos de ombro, que partiam da região superior traseira da cadeira, estendendo-se anteriormente ao tronco até a lateral da base do assento, onde foram fixados por fivelas, e na parte anterior do tronco utilizou-se um cinto pélvico. O eixo de rotação no dinamômetro foi alinhado com o eixo de movimento do joelho (epicôndilo femoral lateral).

Os sujeitos foram instruídos a permanecer com as mãos apoiadas sobre os cintos de ombros e no caso de qualquer intercorrência poderiam utilizar um dispositivo manual, que quando acionado interrompia imediatamente os movimentos, impedindo dessa maneira qualquer dano físico aos sujeitos.

Antes de iniciar as avaliações todos sujeitos passaram por um processo de familiarização com o equipamento e os movimentos que seriam realizados durante a avaliação isocinética.

Figura 10 - Posicionamento do sujeito para avaliação isocinética.



O teste foi realizado no modo concêntrico/concêntrico para os extensores e flexores do joelho nas velocidades de $180^{\circ}/s$, cinco repetições e $60^{\circ}/s$, cinco repetições, com um intervalo de 30 segundos entre cada velocidade, iniciando-se as avaliações pela velocidade de $180^{\circ}/s$. Optou-se por iniciar por esta velocidade, pois a partir do estudo piloto, verificou-se que a velocidade de $180^{\circ}/s$ foi melhor tolerada pelos sujeitos, apresentando menor nível de dor após sua realização em comparação com a velocidade de $60^{\circ}/s$.

No momento das avaliações foi solicitada aos sujeitos força máxima para cada movimento realizado, por meio de estímulo visual e encorajamento verbal.

6ª Etapa – Esta etapa foi realizada simultaneamente às etapas 2, 3 e 5 e consiste na avaliação da intensidade da dor através da EVN nos seguintes momentos:

- Durante a avaliação inicial;
- Antes e após a marcha;
- Antes e após a tarefa de subir e descer escadas;
- Antes e após a tarefa de subir e descer de uma rampa.
- Antes e após cada velocidade da avaliação isocinética (60 e $180^{\circ}/s$);

3.10 TRATAMENTO DOS DADOS

Distribuição da pressão plantar

Os dados referentes à distribuição da pressão plantar foram coletados utilizando o *software Pedar-X Online* da Novel, sendo adquiridos a uma frequência de 100 Hz. A escolha por esta frequência baseou-se em estudos prévios de mensuração de pressão plantar na marcha e ao subir e descer escadas (ALIBERTI et al., 2010; ALIBERTI et al., 2011) e também no estudo de Mittlemeier e Morlock (1993) *apud* Orlin e McPoil (2000), os quais relataram como adequados para a caminhada, coletar os dados de pressão plantar com uma frequência de aquisição entre 45 e 100Hz.

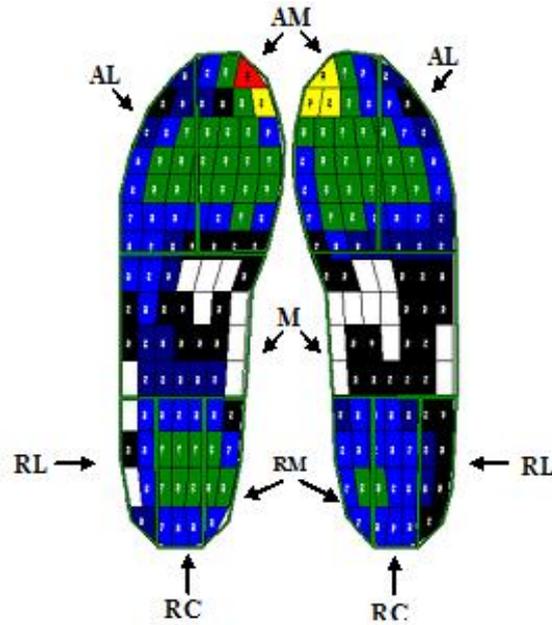
Para análise dos dados coletados durante a marcha em superfície plana, foram descartados os 1,5 metros iniciais e finais da caminhada (PERRY, 2005c) e nas atividades de subir e descer escadas e rampa, foram descartados o primeiro e último passo a fim de evitar o efeito da aceleração e desaceleração do movimento.

Foram analisados, em média, 10 passos por sujeito para cada atividade funcional. Segundo Hughes et al. (1991), para estabelecer uma confiabilidade dos dados referentes à pressão plantar, são necessários pelo menos 3 a 5 passadas (6 a 10 passos). Estes autores encontraram em seu estudo um coeficiente de correlação de 0,94 para os picos de pressão plantar, 0,92 para a área de contato e 0,98 para a integral pressão-tempo, utilizando a coleta de 5 passadas (10 passos).

Após coletados, os arquivos foram salvos com extensão *sol* no *software Pedar-X Online* em pastas referentes ao grupo a que pertenciam (GSDPF e GC) e a situação (marcha, subir escadas, descer escadas, subir rampa, descer rampa). Após, foram agrupadas todas as tentativas de todos os sujeitos de cada grupo e em cada situação no *software Group Editor*, onde os arquivos foram salvos com extensão *par*. Neste software foi também realizada a normalização dos dados pela massa corporal dos sujeitos e aplicada a máscara para divisão do pé em 6 regiões.

As máscaras foram criadas no *software Creation of Any Mask*, onde a superfície plantar foi inicialmente dividida em 3 grandes regiões em relação ao comprimento do pé: retopé (30%), médio pé (30%) e antepé (40%). Em seguida, o retopé e o antepé foram subdivididos em relação à largura correspondente a cada uma destas áreas, respectivamente em: retopé medial (30%), retopé central (40%) e retopé lateral (30%); antepé medial (55%) e antepé lateral (45%) (ALIBERTI et al., 2010) (Figura11).

Figura 11: - Pé dividido em 6 regiões, conforme a máscara aplicada. AM – antepé medial, AL – antepé lateral, M- médio pé, RM – retropé medial, RC- retropé central, RL- retropé lateral



Fonte: Novel (2010)

Foram analisadas as variáveis pico de pressão (KPa), área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas 6 áreas plantares que se ajustaram via software proporcionalmente a largura e comprimento do pé de cada sujeito.

Para o cálculo das variáveis foi utilizado o *software Group Mask Evaluation*, onde foi selecionado o arquivo *par* criado no *Group Editor* e foram então calculados os valores médios de cada variável para cada região do pé. Posteriormente foi salvo um novo arquivo, com extensão *lst*, para ser analisado no *Microsoft Excel*.

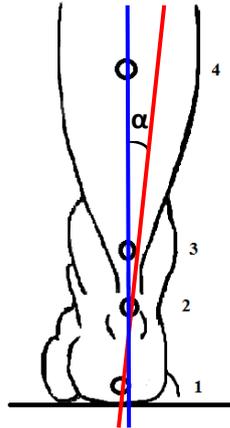
Análise cinemática do retropé

Para análise cinemática do retropé, um único passo de cada membro foi considerado em cada ensaio, totalizando cinco passos de cada membro ao final. A escolha por este número de passos baseou-se em estudos prévios da análise cinemática do retropé (CORNWALL; MCPOIL, 1995; CHUTER, 2010; MOSELEY et al., 1996) e também no estudo de Diss (2001), o qual encontrou uma confiabilidade acima de 0,93 para as variáveis cinemáticas em uma análise de cinco passos.

A digitalização das imagens foi realizada no software APAS (Ariel Performance Analysis System) e os dados filtrados digitalmente com uma frequência de corte de 6Hz. Foi analisado o valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha

e a porcentagem da fase de apoio em que o ângulo foi atingido, sendo este ângulo formado pela intersecção das linhas que formam o segmento perna com o segmento pé (Figura 12), sendo a eversão considerada positiva e a inversão negativa. A fase de apoio da marcha foi considerada a partir do instante do toque do calcanhar ao solo até o desprendimento dos dedos (WHITTLE, 1993).

Figura 12 – Ângulo (α) formado entre os segmentos perna (3-4) e pé (1-2).



Os dados cinemáticos foram normalizados na base do tempo, ajustada de 0% a 100% para a fase de apoio da marcha, com intervalos de 1% usando como referência o instante do toque do calcanhar até o desprendimento dos dedos do solo. Para esta normalização foi utilizada rotina elaborada no programa Matlab pelo Prof. Dr. Marcos Duarte da USP. Os dados foram normalizados a fim de sincronizá-los, uma vez que o tempo de realização do passo varia para cada tentativa e cada sujeito.

Avaliação isocinética

Os dados referentes ao pico de torque e trabalho dos flexores e extensores do joelho, obtidos através da avaliação isocinética, foram analisados, normalizados pela massa corporal do sujeito e armazenados no Biodex Multi Joint System 3 – Advantage Software (versão 3.2).

Foram analisados os dados do membro com dor na articulação patelofemoral do GSDPF e em casos de disfunção bilateral foi considerado o membro com maior intensidade de dor. No grupo controle foram analisados os dados do membro dominante (SANTOS, 2006; CORRÊA et al., 2002), o qual foi determinado pelo membro que os sujeitos utilizavam para chutar uma bola (SANTOS, 2006).

Após esses procedimentos, um banco de dados foi organizado em planilhas para cada uma das variáveis do estudo da pressão plantar, avaliação isocinética, cinemática do retropé, intensidade da dor e escore do Questionário de Kujala. Os dados foram exportados para o programa *Microsoft Excel* para a confecção das tabelas e gráficos para melhor interpretação e visualização da pesquisa.

3.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise estatística foi utilizado o Statistical Package for the Social Sciences (SPSS v. 17.0), sendo aplicados os seguintes testes estatísticos:

Estatística Descritiva :

- Utilizada para caracterização dos sujeitos.

Teste de Shapiro-Wilk:

- Utilizado para verificar a normalidade dos dados do estudo.

Teste U de Mann-Whitney:

- Utilizado para comparar a pontuação obtida no Questionário de Kujala entre os dois grupos (GSDPF X GC);

Teste T Independente:

- Utilizado para testar a homogeneidade dos sujeitos (idade, massa, altura e velocidade da marcha);
- Para comparar o valor máximo do ângulo do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana e a porcentagem da fase de apoio da marcha em que este ângulo foi atingido pelo GSDPF e GC;
- Para comparar o pico de torque e trabalho dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s do GSDPF e GC;

Teste de Wilcoxon:

- Utilizado para comparar a dor do GSDPF antes e após a marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa e avaliação isocinética nas velocidades de 180°/s e 60°/s.

Anova 2x6 (2 grupos X 6 regiões plantares, sendo as 6 regiões plantares consideradas medidas repetidas):

- Para comparar o Pico de Pressão (Kpa), Área de Contato (cm²) e Tempo de Contato (ms) nas seis regiões plantares entre o GSDPF e GC.

O nível de significância adotado foi de $p \leq 0,05$.

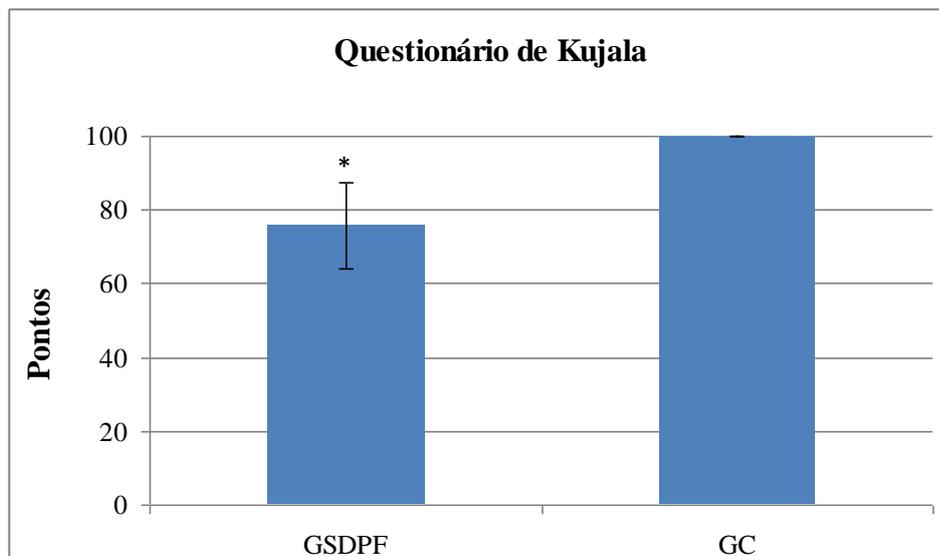
4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados inicialmente os dados referentes à aplicação do Questionário de Kujala e em seguida, os resultados encontrados de acordo com os objetivos específicos propostos no estudo: 1) Comparar a distribuição de pressão plantar (pico de pressão, área de contato e tempo de contato) durante a realização de cinco atividades funcionais (marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa) dos sujeitos com e sem SDPF; 2) Comparar o valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana e a porcentagem da fase de apoio da marcha em que este ângulo é alcançado, dos sujeitos com e sem SDPF; 3) Comparar o pico de torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 180°/s 60°/s dos sujeitos com e sem SDPF; 4) Comparar a dor de cada grupo (GSDPF e GC) antes e após as cinco atividades funcionais (marcha, subir e descer escadas e rampa) e avaliação isocinética a 180°/s 60°/s.

4.1 QUESTIONÁRIO DE KUJALA

A aplicação do Questionário de Kujala constatou menor pontuação ($75,8 \pm 11,8$ pontos) no GSDPF em comparação ao GC ($100 \pm 0,0$ pontos) ($p=0,01$) conforme se pode observar na Figura 13.

Figura 13: Médias e desvios padrão da pontuação no Questionário de Kujala do GSDPF e GC.



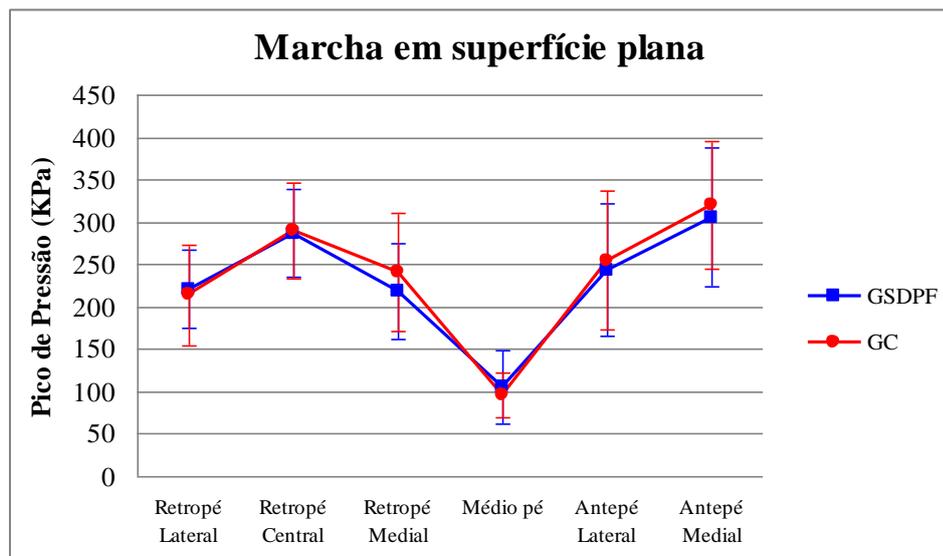
* Diferença estatisticamente significativa.

4.2 COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR (PICO DE PRESSÃO, ÁREA DE CONTATO E TEMPO DE CONTATO) DURANTE A REALIZAÇÃO DE CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS (MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA, SUBIR E DESCER ESCADAS E RAMPA) DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF;

4.2.1. Marcha em superfície plana

Na figura 14 são apresentados os resultados referentes à avaliação do pico de pressão (KPa) durante a marcha em superfície plana. Não foi observado efeito de grupo ($F=0,30;p=0,58$), nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares ($F=0,66;p=0,65$) para esta variável.

Figura 14 – Médias e desvios padrão do pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a marcha em superfície plana do GSDPF e GC.



Os resultados da área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a marcha em superfície plana são mostrados na tabela 5. Não foram constatados efeitos de grupo para a área de contato ($F=0,002;P=0,96$) e tempo de contato ($F=3,45;p=0,06$), nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares para ambas variáveis (área de contato: $F=0,15;p=0,97$ / tempo de contato: $F=0,91;p=0,47$) nesta atividade funcional.

Tabela 5 – Médias e desvios padrão da área de contato (cm²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a marcha em superfície plana do GSDPF e GC.

Marcha em superfície plana					
	Áreas Plantares	GSDPF (n=24)	GC (n=31)	F	p
Área de Contato (cm²)	Retropé Lateral	7,00 ± 1,15	7,01 ± 1,11		
	Retropé Central	15,25 ± 1,91	15,10 ± 1,87		
	Retropé Medial	7,00 ± 1,20	7,29 ± 1,25	0,002*	0,96*
	Médio pé	12,76 ± 5,86	13,09 ± 6,04	0,15**	0,97**
	Antepé Lateral	23,98 ± 2,49	23,72 ± 2,47		
	Antepé Medial	32,39 ± 3,03	32,02 ± 3,20		
Tempo de Contato (ms)	Retropé Lateral	438,22 ± 90,70	407,67 ± 103,38		
	Retropé Central	520,65 ± 88,92	456,08 ± 105,97		
	Retropé Medial	460,68 ± 102,37	441,11 ± 112,37	3,45*	0,06*
	Médio pé	515,12 ± 70,01	488,93 ± 75,52	0,91**	0,47**
	Antepé Lateral	555,21 ± 59,66	516,71 ± 62,58		
	Antepé Medial	527,22 ± 75,97	499,03 ± 86,52		

* Efeito de grupo

** Interação entre grupo e regiões plantares.

4.2.2. Subir e descer escadas

A figura 15 apresenta os dados do pico de pressão (KPa) nas seis regiões plantares do GSDPF e GC durante a atividade de subir escadas. Não foi observado efeito de grupo ($F=0,001;p=0,97$), nem interação entre grupo e regiões plantares ($F=0,77;p=0,57$) para esta variável.

A tabela 6 apresenta os resultados da área de contato (cm²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares de ambos os grupos avaliados. Não foram constatados efeitos de grupo para a área de contato ($F=0,11;p=0,73$) e tempo de contato ($F=1,06;p=0,30$), nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares para ambas variáveis (área de contato – $F=0,07;p=0,99$ / tempo de contato – $F=0,50;p=0,77$) nesta atividade funcional.

Figura 15 - Médias e desvios padrão do pico de Pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir escadas do GSDPF e GC.

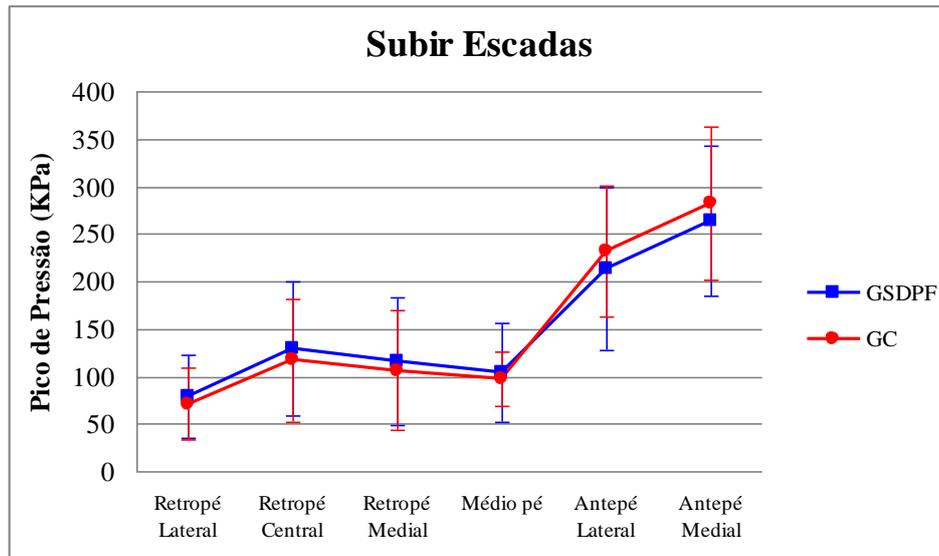


Tabela 6 – Médias e desvios padrão da área de contato (cm²) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir escadas do GSDPF e GC.

		Subir Escadas				
		Áreas Plantares	GSDPF (n=24)	GC (n=31)	F	p
Área de Contato (cm ²)	Retropé Lateral		5,42 ± 1,92	5,66 ± 1,63		
	Retropé Central		13,24 ± 4,07	14,67 ± 2,07		
	Retropé Medial		6,24 ± 2,62	6,93 ± 1,46	0,11*	0,73*
	Médio pé		13,78 ± 6,38	13,79 ± 6,08	0,07**	0,99**
	Antepé Lateral		23,01 ± 2,59	23,17 ± 2,42		
	Antepé Medial		31,78 ± 3,27	32,21 ± 3,02		
Tempo de Contato (ms)	Retropé Lateral		417,18 ± 175,40	393,30 ± 124,30		
	Retropé Central		443,97 ± 181,66	427,50 ± 121,41		
	Retropé Medial		416,34 ± 182,16	403,37 ± 152,12	1,06*	0,30*
	Médio pé		597,54 ± 99,83	586,61 ± 102,81	0,50**	0,77**
	Antepé Lateral		646,54 ± 74,76	624,72 ± 77,30		
	Antepé Medial		647,58 ± 74,54	620,78 ± 85,91		

* Efeito de grupo

** Interação entre grupo e regiões plantares.

Os dados referentes à atividade de descer escadas são mostrados na figura 16 e tabela 7. Não foram observados efeito de grupo ($F= 0,28;p=0,59$), nem de interação entre grupo e regiões plantares ($F=0,80;p=0,91$) para o pico de pressão (KPa) durante esta atividade funcional (Figura 16). Adicionalmente, não foram observados efeitos significativos de grupo para a área de contato (cm²) ($F=0,04;p=0,84$) e tempo de contato (ms) ($F=1,53;p=0,22$), bem como interação entre grupo e regiões plantares para ambas variáveis (área de contato: $F=0,29;p=0,91$ / tempo de contato: $F=1,19;p=0,31$) (Tabela 7).

Figura 16 - Médias e desvios padrão do pico de pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer escadas do GSDPF e GC.

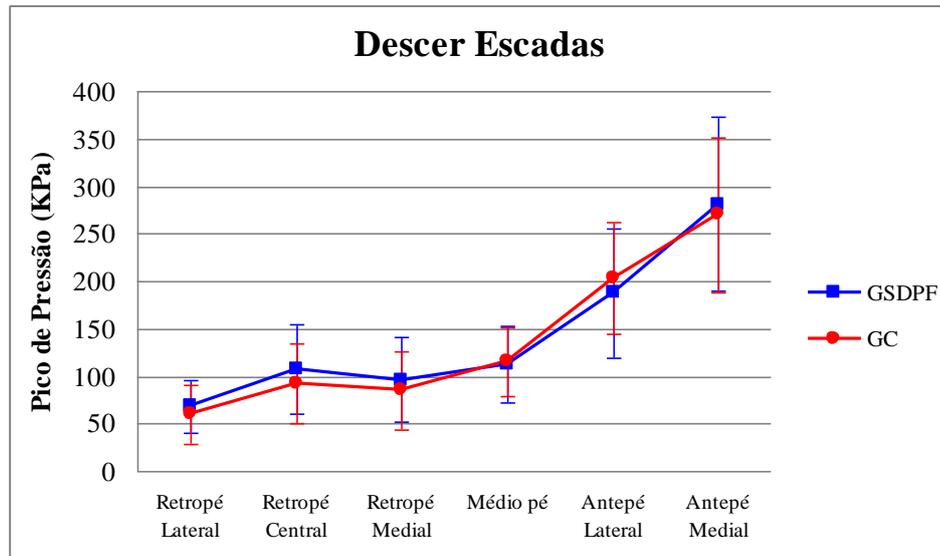


Tabela 7 – Médias e desvios padrão da área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer escadas do GSDPF e GC.

Descer Escadas					
	Áreas Plantares	MC (n=24)	MD (n=31)	F	p
Área de Contato (cm^2)	Retropé Lateral	5,57 ± 1,82	5,39 ± 1,86		
	Retropé Central	14,43 ± 2,61	13,72 ± 3,12		
	Retropé Medial	6,90 ± 1,96	6,50 ± 2,50	0,04*	0,84*
	Médio pé	18,24 ± 6,02	18,95 ± 7,30	0,29**	0,91**
	Antepé Lateral	23,54 ± 2,32	23,37 ± 2,56		
	Antepé Medial	32,42 ± 3,26	32,42 ± 3,50		
Tempo de Contato (ms)	Retropé Lateral	289,90 ± 179,08	223,76 ± 134,38		
	Retropé Central	338,67 ± 171,24	280,96 ± 164,32		
	Retropé Medial	311,07 ± 163,57	253,74 ± 159,30	1,53*	0,22*
	Médio pé	567,53 ± 129,29	547,63 ± 120,07	1,19**	0,31**
	Antepé Lateral	621,43 ± 115,38	598,29 ± 100,31		
	Antepé Medial	625,03 ± 115,51	599,76 ± 100,32		

* Efeito de grupo

** Interação entre grupo e regiões plantares.

4.2.3. Subir e descer rampa

A figura 17 apresenta os dados do pico de pressão (KPa) nas seis regiões plantares do GSDPF e GC durante a atividade de subir rampa. Não foi observado efeito de grupo ($F=2,03; p=0,15$), nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares ($F=1,14; p=0,33$) para esta variável. A tabela 8 apresenta os resultados da área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares de ambos os grupos avaliados. Não foram constatados efeitos de grupo para a área de contato ($F=0,82; p=0,77$) e tempo de contato ($F=2,82; p=0,09$),

nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares para ambas variáveis (área de contato – $F=0,23;p=0,94$ / tempo de contato – $F=0,98;p=0,42$) nesta atividade funcional.

Figura 17 – Médias e desvios padrão do pico de pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir rampa do GSDPF e GC.

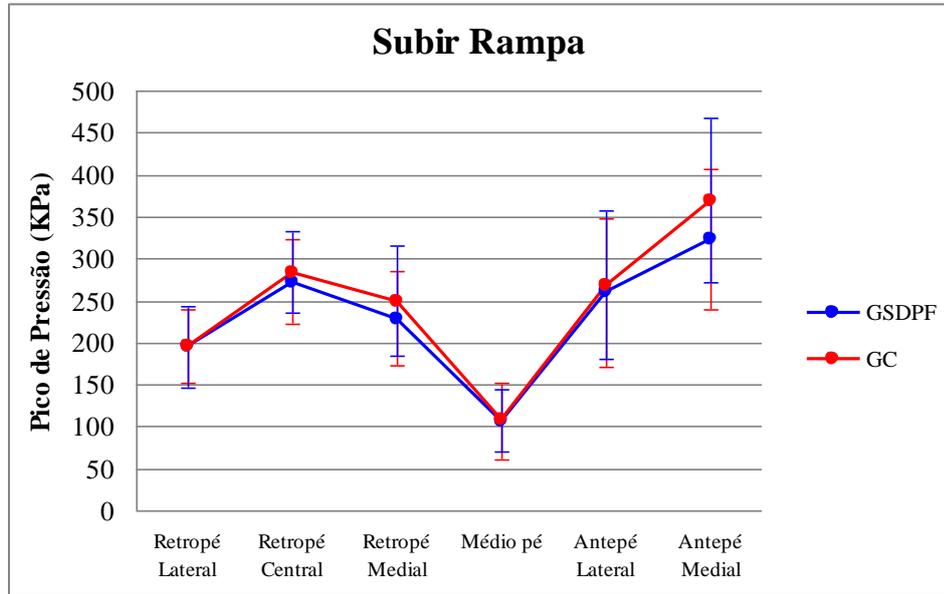


Tabela 8 – Médias e desvios padrão da área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de subir rampa do GSDPF e GC.

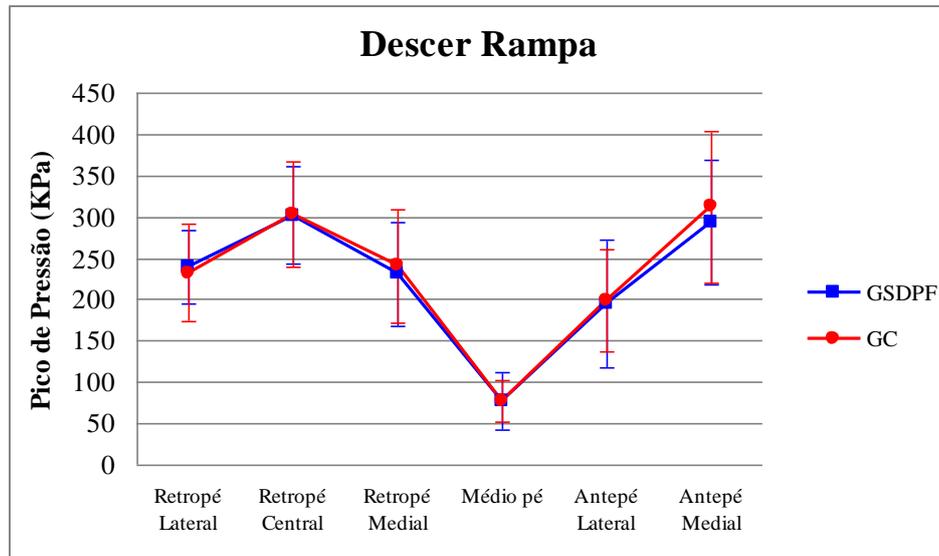
		Subir Rampa			
	Áreas Plantares	GSDPF (n=24)	GC (n=31)	F	p
Área de Contato (cm^2)	Retopé Lateral	6,83 ± 1,23	6,87 ± 1,14		
	Retopé Central	15,01 ± 2,51	15,10 ± 1,82		
	Retopé Medial	7,20 ± 1,48	7,40 ± 1,38	0,82*	0,77*
	Médio pé	13,77 ± 5,20	13,53 ± 6,40	0,23**	0,94**
	Antepé Lateral	23,54 ± 3,50	23,70 ± 2,31		
	Antepé Medial	31,80 ± 4,64	32,62 ± 3,30		
Tempo de Contato (ms)	Retopé Lateral	464,64 ± 98,68	418,79 ± 105,97		
	Retopé Central	538,69 ± 97,71	479,05 ± 11,80		
	Retopé Medial	489,36 ± 107,51	470,41 ± 113,93	2,82*	0,09*
	Médio pé	474,82 ± 102,02	453,58 ± 85,82	0,98**	0,42**
	Antepé Lateral	526,69 ± 90,14	473,74 ± 81,63		
	Antepé Medial	501,79 ± 109,93	453,17 ± 101,05		

* Efeito de grupo

** Interação entre grupo e regiões plantares.

Na figura 18 são apresentados os resultados referentes à avaliação do pico de pressão (KPa) durante a atividade de descer rampa. Não foi observado efeito de grupo ($F=0,24;p=0,62$), nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares ($F=0,30;p=0,91$) para esta variável.

Figura 18 - Médias e desvios padrão do pico de pressão (KPa) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer rampa do GSDPF e GC.



Os resultados da área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares do GSDPF e GC durante a atividade de descer rampa são mostrados na tabela 9. Não foram constatados efeitos de grupo para a área de contato ($F=0,08$; $p=0,77$) e tempo de contato ($F=2,46$; $p=0,12$), nem efeito de interação entre grupo e regiões plantares para ambas variáveis (área de contato: $F=0,37$; $p=0,86$ / tempo de contato: $F=0,09$; $p=0,99$) nesta atividade funcional.

Tabela 9 – Médias e desvios padrão da área de contato (cm^2) e tempo de contato (ms) nas seis regiões plantares durante a atividade de descer rampa do GSDPF e GC.

		Descer Rampa			
Áreas Plantares		GSDPF (n=24)	GC (n=31)	F	p
Área de Contato (cm^2)	Retropé Lateral	7,01 ± 1,26	7,08 ± 1,11		
	Retropé Central	15,37 ± 1,79	15,28 ± 1,78		
	Retropé Medial	7,66 ± 1,05	7,54 ± 1,50	0,08*	0,77*
	Médio pé	11,58 ± 6,45	12,75 ± 7,29	0,37**	0,86**
	Antepé Lateral	23,32 ± 2,11	23,24 ± 2,37		
	Antepé Medial	32,24 ± 3,11	32,27 ± 3,08		
Tempo de Contato (ms)	Retropé Lateral	347,49 ± 130,62	304,09 ± 115,37		
	Retropé Central	391,78 ± 130,85	348,73 ± 127,23		
	Retropé Medial	360,53 ± 132,26	321,49 ± 118,88	2,46*	0,12*
	Médio pé	496,03 ± 102,85	468,09 ± 127,76	0,09**	0,99**
	Antepé Lateral	548,69 ± 54,33	509,67 ± 106,38		
	Antepé Medial	541,86 ± 61,21	508,32 ± 70,43		

* Efeito de grupo

** Interação entre grupo e regiões plantares.

4.3 COMPARAÇÃO DO VALOR MÁXIMO DO ÂNGULO DE EVERSÃO DO RETROPÉ DURANTE A FASE DE APOIO DA MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA E DA PORCENTAGEM DA FASE DE APOIO DA MARCHA EM QUE ESTE ÂNGULO É ALCANÇADO, DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF;

A tabela 10 apresenta os dados referentes ao valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana dos sujeitos com e sem SDPF e a porcentagem da fase de apoio em que cada grupo atingiu este ângulo.

Não foram constatadas diferenças significativas entre os grupos em relação à magnitude do ângulo máximo de eversão do retropé. No entanto, foi observada diferença significativa na porcentagem da fase de apoio da marcha em que cada grupo atingiu este ângulo ($p=0,01$), com o GSDPF atingindo o ângulo máximo de eversão do retropé mais cedo dentro da fase de apoio ($32,56 \pm 22,11\%$) em comparação ao GC ($46,14 \pm 18,02\%$).

Tabela 10 – Médias e desvios padrão do ângulo máximo de eversão do retropé (graus) e da porcentagem (%) da fase de apoio da marcha em que este ângulo foi alcançado pelo GSDPF e GC durante a marcha em superfície

	GSDPF (n=23)	GC (n=28)	p
Ângulo máximo de eversão do retropé (graus)	11,38 ± 3,15	10,45 ± 2,54	0,25
% da fase de apoio da marcha	32,56 ± 22,11	46,14 ± 18,02	0,01*

* Diferença estatisticamente significativa

4.4 COMPARAÇÃO DO PICO DE TORQUE E TRABALHO DA MUSCULATURA FLEXORA E EXTENSORA DO JOELHO NAS VELOCIDADES DE 180 E 60°/S DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF;

A comparação do pico de torque (Nm/kg) dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s entre o GSDPF e GC pode ser observada na tabela 11. O GSDPF apresentou um menor pico de torque dos flexores ($p=0,005$; $p= 0,03$) e extensores ($p=0,006$; $p= 0,004$) do joelho em ambas velocidades (180°/s e 60°/s) em comparação ao GC.

Tabela 11 – Médias e desvios padrão do pico de torque (Nm/kg) dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s do GSDPF e GC.

		Pico de Torque (Nm/kg)		
		GSDPF (n=23)	GC (n=29)	P
180°/s	Flexores	0,51 ± 0,22	0,68 ± 0,18	0,005*
	Extensores	1,13 ± 0,44	1,44 ± 0,32	0,006*
60°/s	Flexores	0,82 ± 0,24	0,97 ± 0,25	0,03*
	Extensores	1,85 ± 0,48	2,21 ± 0,36	0,004*

* Diferença estatisticamente significativa

Os resultados do trabalho (Joules/kg) da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s nos dois grupos avaliados são apresentados na tabela 12. O teste t independente mostrou diferença significativa no trabalho total dos extensores do joelho nas velocidades de 180°/s (p=0,05) e 60°/s (p=0,01), com menores valores para esta variável no GSDPF.

Tabela 12 – Médias e desvios padrão do trabalho (Joules/kg) dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 180°/s e 60°/s do GSDPF e GC.

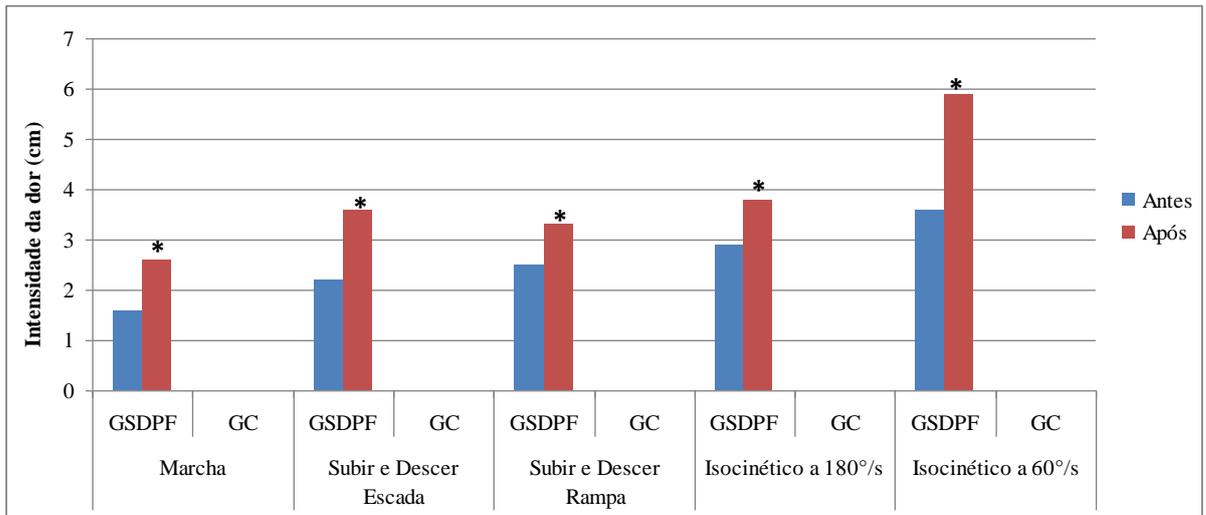
		Trabalho Total (Joules/kg)		
		GSDPF (n=23)	GC (n=29)	P
180°/s	Flexores	2,66 ± 1,66	3,54 ± 1,78	0,17
	Extensores	6,46 ± 2,54	8,13 ± 2,72	0,05*
60°/s	Flexores	4,13 ± 1,91	5,07 ± 1,43	0,14
	Extensores	9,42 ± 3,27	11,55 ± 2,09	0,01*

* Diferença estatisticamente significativa

4.5 COMPARAÇÃO DA DOR DE CADA GRUPO (GSDPF E GC) ANTES E APÓS AS CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS (MARCHA, SUBIR E DESCER ESCADAS E RAMPA) E AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA A 180 E 60°/S.

Na figura 19 pode-se observar a intensidade da dor (cm) antes e após as atividades funcionais e avaliação isocinética no GSDPF e GC. Constatou-se uma exacerbação da dor no GSDPF após a marcha em superfície plana (p=0,01), subir e descer escadas (p=0,01), subir e descer rampa (p=0,01) e avaliação isocinética a 180°/s (p=0,007) e 60°/s (p=0,01). Já os sujeitos do GC não apresentaram dor nem antes nem após a realização das atividades funcionais

Figura 19 - Comparação da intensidade de dor (cm) de cada grupo (GSDPF e GC) antes e após a realização das atividades.



* Estatisticamente maior após a realização da atividade

5 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo geral compreender os padrões biomecânicos adotados por sujeitos com e sem Síndrome da Dor Patelofemoral na realização de cinco atividades funcionais. A partir dos resultados, vários são os aspectos que merecem ser discutidos. A fim de facilitar o entendimento, estes foram divididos seguindo a ordem dos objetivos específicos, já descrita anteriormente, com exceção do último objetivo, referente à intensidade da dor antes e após a realização das atividades funcionais e avaliação isocinética, o qual foi discutido juntamente com os outros.

5.1 COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR (PICO DE PRESSÃO, ÁREA DE CONTATO E TEMPO DE CONTATO) DURANTE A REALIZAÇÃO DE CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS (MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA, SUBIR E DESCER ESCADAS E RAMPA) DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF E DA DOR DE CADA GRUPO (GSDPF E GC) ANTES E APÓS A REALIZAÇÃO DAS CINCO ATIVIDADES FUNCIONAIS;

A avaliação da distribuição da pressão plantar não evidenciou diferenças entre os grupos em relação ao pico de pressão, área de contato e tempo de contato nas seis regiões plantares analisadas durante a fase de apoio da marcha nas cinco atividades funcionais (marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa).

De forma semelhante ao presente estudo, Aliberti et al. (2010) analisaram a distribuição da pressão plantar durante a fase de apoio do descer escadas em sujeitos com SDPF. No entanto, discordando de nossos achados, os autores observaram um contato medialmente direcionado no retopé e médio pé, assim como menores cargas plantares durante o movimento de descer escadas nos sujeitos com SDPF. Os menores picos de pressão nestes sujeitos ao descer escadas foram relacionados a uma tentativa de redução da força de reação na articulação patelofemoral objetivando diminuir a sobrecarga e consequentemente a dor.

Já Aliberti et al. (2011) avaliaram a distribuição da pressão plantar em três subfases do apoio da marcha (contato inicial, médio apoio e propulsão) em sujeitos com SDPF, observando um contato inicial medialmente direcionado no retopé e uma propulsão mais lateralizada no antepé. Segundo esses, a entrada mais evertida do pé no contato inicial parece ter reduzido a excursão da pronação inicial que deve ocorrer nesta fase para a absorção da

carga. Consequentemente, a pronação teve que acontecer no médio apoio de forma mais pronunciada, evidenciada pelo aumento na área de contato no antepé lateral ainda nesta fase e culminando com um desprendimento do pé mais lateral e redução no pico de pressão no antepé medial durante a propulsão.

Considerando que a distribuição da pressão plantar pode ser influenciada por diversos fatores como a velocidade da marcha, o terreno, o calçado (NOVA; RODRÍGUEZ; GARCÍA, 2006) e o gênero (PUTTI; ARNOLD; ABOUD, 2010), algumas diferenças metodológicas entre o presente estudo e os de Aliberti et al. (2010) e Aliberti et al. (2011) podem explicar os achados conflitantes entre estes. Em nosso estudo, optamos por utilizar um calçado padrão durante a marcha (sapatilha Moleca[®]), tendo em vista que a maioria das atividades funcionais realizadas no dia-a-dia é com calçados e nosso objetivo era aproximar os sujeitos o máximo possível do seu dia-a-dia. Já nos estudos de Aliberti et al. (2010) e Aliberti et al. (2011), os sujeitos utilizaram somente uma meia durante a coleta dos dados. Adicionalmente, os autores controlaram a cadência dos sujeitos e consequentemente, a velocidade de sua marcha. Em nosso estudo, não fizemos tal controle, pois acreditamos que este poderia mudar algum padrão de comportamento da marcha dos sujeitos. Nos estudos de Aliberti et al. (2010) e Aliberti et al. (2011), a amostra foi composta predominantemente por mulheres, porém houve a participação de alguns homens. Já no nosso estudo todas as participantes foram do gênero feminino. Adicionalmente na avaliação da marcha, Aliberti et al. (2011) analisaram-na nas três sub-fases do apoio, diferente do nosso estudo, em que avaliamos em todo o apoio, o que pode também ter levado às diferenças nos resultados entre esses.

Thijs et al. (2007), ao investigar fatores de risco intrínsecos para o desenvolvimento da SDPF em mulheres através da mensuração da pressão plantar durante a marcha, constataram a presença de três fatores de risco relativos à marcha que poderiam predispor o desenvolvimento da SDPF: uma distribuição de pressão mais lateralizada no contato inicial do pé, uma redução no tempo de pressão máxima no 4º metatarso e um atraso na mudança lateromedial do COP no contato do antepé durante a marcha. Segundo os autores, estas alterações podem causar uma redução na absorção de choque no pé, fazendo com que a maior parte das forças de reação do solo sejam transferidas para as articulações mais proximais, entre elas, o joelho, resultando em uma sobrecarga na articulação patelofemoral e consequentemente na dor patelofemoral. No entanto, estes achados, embora relevantes, não podem ser generalizados para toda a população com SDPF e nem comparados diretamente com o presente estudo, uma vez que foram realizados em uma população específica (militares), e utilizaram um instrumento diferente (plataforma de pressão FootScan).

Em outro estudo, Thijs et al. (2008), avaliaram a pressão plantar na corrida descalça em corredores iniciantes, com o objetivo de determinar fatores de risco para o desenvolvimento da SDPF relativos à corrida. Os autores analisaram as forças verticais e médio-laterais, os impulsos absoluto e relativo de oito áreas do pé, observando uma redução no tempo para se atingir o pico de força vertical no retropé lateral e um maior pico de força vertical no segundo metatarso nos corredores que desenvolveram a síndrome, concluindo que ela está relacionada a um aumento do impacto no contato inicial e da propulsão durante a corrida. No entanto, assim como no estudo supracitado, estes dados não podem ser comparados diretamente com nosso estudo e nem generalizados para a população em geral, tendo em vista que foram realizados com uma população específica (corredores) e com instrumentação diferente (plataforma de pressão FootScan).

Segundo Santos (2008), em estudo feito com sujeitos normais e com aumento no ângulo de eversão do retropé, existe uma relação direta positiva entre o ângulo máximo de eversão do retropé e a distribuição da pressão plantar nas regiões do retropé (porções medial e lateral) e do médio pé (porção medial). No grupo normal e no com eversão excessiva, o padrão de distribuição da pressão plantar e área de contato nas regiões plantares foram semelhantes, se diferenciando somente em relação às intensidades com que estas variáveis se apresentaram, sendo sempre maior nos sujeitos com eversão excessiva.

Hipotetizamos, inicialmente em nosso estudo, que os sujeitos com SDPF apresentariam uma maior eversão do retropé na marcha em superfície plana em relação aos sujeitos controles e que esta poderia levar a alterações na distribuição da pressão plantar, especialmente em relação à área de contato e picos de pressão, com maiores valores para estas variáveis nas regiões mediais do pé. No entanto, esta hipótese não se confirmou ao longo do estudo, uma vez que, por meio da análise cinemática do retropé, pode-se constatar que ambos os grupos apresentaram eversão excessiva do retropé, segundo a classificação de Santos (2008). Sendo assim, acreditamos que a presença desta eversão excessiva tanto no GSDPF quanto no GC possa ter influenciado na similaridade na distribuição da pressão plantar entre os grupos.

Não foram encontrados até o momento estudos avaliando a distribuição da pressão plantar em atividades como subir escadas, além de subir e descer rampas em sujeitos com SDPF. Adicionalmente, este foi o primeiro estudo a avaliar a marcha utilizando calçados durante a realização de atividades funcionais nos sujeitos com SDPF.

No presente estudo, os padrões de distribuição da pressão nas seis regiões plantares foram similares entre os grupos, nas cinco atividades funcionais, tanto em relação às regiões

com maiores picos de pressão, área de contato e tempo de contato, quanto em relação à magnitude destas variáveis. Durante a marcha em superfície plana e ao subir e descer rampa, os maiores picos de pressão foram observados nas regiões do antepé medial, seguido do retropé central. Estes dados vão ao encontro de Putti et al. (2007) que ao avaliarem a distribuição da pressão plantar de 53 sujeitos saudáveis por meio do Pedar-X observaram maior pico de pressão abaixo do hálux seguido pelo calcâneo. Da mesma forma, Santos (2008), observou em sujeitos saudáveis, maiores picos de pressão na região do segundo metatarso, seguido da região do calcanhar. Nova, Rodríguez e García (2006) também investigaram os padrões de pressão plantar de sujeitos saudáveis através do sistema Biofoot de palmilhas instrumentadas observando que a 2ª cabeça do metatarso apresentou maior pico de pressão, seguido do calcanhar, 1º e 3º metatarso e hálux.

No presente estudo, nas atividades de subir e descer escadas se evidenciou maiores picos de pressão no antepé medial e antepé lateral, o que pode ser explicado pelo fato dos sujeitos realizarem esta tarefa tocando mais a parte anterior do pé em relação à posterior. Estes achados corroboram com Aliberti et al. (2010), que observou maiores picos de pressão na região do antepé medial seguida do antepé lateral durante a atividade de descer escadas tanto em sujeitos com quanto sem SDPF. Não foram encontrados na literatura estudos que avaliem a distribuição da pressão plantar durante a atividade de subir escadas tanto em sujeitos com SDPF quanto assintomáticos, porém, de acordo com as observações do presente estudo, pode-se constatar que os padrões de distribuição de pressão foram similares à atividade de descer escadas.

O padrão da distribuição da área de contato observado no estudo de Aliberti et al. (2010) no grupo controle durante a atividade de descer escadas é semelhante ao observado no presente estudo em ambos os grupos (GC e GSDPF) nesta atividade, com maior área de contato no antepé medial seguida pelo antepé lateral. Já nos sujeitos com SDPF, Aliberti et al. (2010) constatou maior área de contato no antepé medial seguida pelo médio pé, caracterizando um contato mais medializado destes sujeitos.

Em relação ao tempo de contato, Swanson (2009) não encontrou diferenças nesta variável no antepé, médio pé e retropé entre 43 sujeitos com SDPF e 45 controles avaliados em seu estudo tanto na marcha quanto na corrida em esteira. De forma semelhante, Thijs et al. (2007), não observaram diferenças no tempo de contato entre militares que desenvolveram a SDPF durante seu treinamento básico e aqueles que não desenvolveram. Aliberti et al. (2010) não observou diferenças entre sujeitos com e sem SDPF quanto à integral pressão-tempo ao descer escadas nas seis regiões plantares. Segundo o autor, como a integral pressão-tempo

caracteriza-se pelo impulso do pico de pressão no tempo, esta similaridade sugere que o tempo de contato pode ter sido maior no GSDPF. No nosso estudo, embora não tenham ocorrido diferenças significativas no tempo de contato entre os grupos, pode-se constatar que os valores desta variável foram maiores nos sujeitos com SDPF, especialmente na marcha em superfície plana, sugerindo que estes realizam esta atividade com maior cautela que os sujeitos do grupo controle.

Diversos estudos têm relatado que os sujeitos com SDPF adotam diferentes estratégias, tais como menor ângulo de flexão do joelho, redução no momento extensor do joelho e nas forças de reação do solo, além de redução na velocidade da marcha e na cadência durante a realização de atividades funcionais a fim de evitar ou reduzir seus níveis de dor (REIS et al., 2009; BRECHTER; POWERS, 2002; LEVINGER; GILLEARD, 2007; CROSSLEY et al., 2004; PAOLONI et al., 2010; NADEAU et al. 1997; SALSICH; BRECHTER; POWERS, 2001). No presente estudo, hipotetizamos inicialmente que os sujeitos com SDPF poderiam alterar seus padrões de caminhar como uma estratégia de redução à dor durante a realização das atividades funcionais e que isto poderia levar a alterações na distribuição da pressão plantar, com redução no tempo de contato do membro com dor em relação ao membro dominante dos sujeitos do grupo controle. No entanto, esta hipótese não se confirmou no decorrer do estudo.

Contudo, cabe salientar que a SDPF por ser uma afecção multifatorial, com uma grande variedade de sintomas e potenciais etiologias, pode se manifestar por múltiplas estratégias e compensações na marcha destes sujeitos, o que, talvez, possa explicar os diferentes achados verificados entre o presente estudo e outros (THIJS et al., 2007; THIJS et al., 2008; ALIBERTI et al., 2010; ALIBERTI et al., 2011).

Sendo assim, é possível que os sujeitos do nosso estudo tenham adotado outras estratégias que não influenciaram nos seus padrões de distribuição de pressão plantar ou nosso instrumento não foi sensível e/ou específico suficiente para detectá-las durante a realização das atividades funcionais propostas neste estudo.

Apesar de não haver diferença tanto no padrão como na intensidade da distribuição de pressão plantar entre os grupos, foi verificada exacerbação da dor nos sujeitos com SDPF após a realização das cinco atividades funcionais.

As atividades de subir e descer escadas foram aquelas onde os sujeitos apresentaram maior exacerbação da dor (1,4cm) em relação a subir e descer rampa (0,8cm) ou caminhar em uma superfície plana (1cm). A maior intensidade de dor após subir e descer escadas deve-se ao fato de que estas atividades necessitam de maior flexão do joelho do que durante a

caminhada em um terreno plano (MANSKE; DAVIES, 2003) ou ao subir e descer rampa. A maior flexão do joelho leva a um aumento nas forças de reação e áreas de contato na articulação patelofemoral devido ao ângulo entre o tendão patelar e o quadríceps tornar-se mais agudo, com o aumento do vetor resultante, na medida em que a flexão do joelho aumenta, os braços efetivos das alavancas do fêmur e da tíbia aumentam, exigindo maior ativação do quadríceps para resistir ao momento de flexão do peso corporal (FULKERSON, 2000).

Nesse sentido, Chen, Scher e Powers (2010) constataram que as cargas na articulação patelofemoral variam consideravelmente de acordo com a tarefa realizada. Eles observaram maiores picos de força de reação na articulação patelofemoral na corrida, seguido das atividades de subir escadas, descer escadas e caminhada.

Este aumento na dor, após a realização das atividades funcionais, corrobora nossos achados referentes à menor pontuação no Questionário de Kujala mostrados nos sujeitos com SDFP (75,8 pontos) em relação aos sujeitos do grupo controle (100 pontos), uma vez que este avalia a dor e limitações na realização de atividades funcionais. Nesse sentido, outros estudos também têm observado menor pontuação neste questionário nos sujeitos com SDPF (POWERS et al., 1997; OTT et al., 2011; NAKAGAWA et al., 2011), evidenciando que estes possuem dor e dificuldade para realizar suas atividades.

5.2 COMPARAÇÃO DO VALOR MÁXIMO DO ÂNGULO DE EVERSÃO DO RETRÓPÉ DURANTE A FASE DE APOIO DA MARCHA EM SUPERFÍCIE PLANA E DA PORCENTAGEM DA FASE DE APOIO EM QUE ESTE ÂNGULO É ATINGIDO, DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF.

Levando-se em consideração que a pronação do pé é difícil de quantificar em função da sua natureza tridimensional e por haver uma substancial variação na orientação do eixo subtalar através dos sujeitos e posições articulares (CHEUNG; NG, 2007), no presente estudo, assim como em outros (LEVINGER; GILLEARD, 2007; SANTOS, 2008; BARTON et al., 2011a), o ângulo de eversão do retropé foi utilizado para estimar a pronação do pé durante a marcha.

Ao analisar o valor máximo do ângulo de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana, não foram observadas diferenças entre o GSDPF e o GC em relação à magnitude deste ângulo. Estes dados corroboram com Levinger e Gilleard (2007), os quais não observaram diferenças na magnitude do ângulo de eversão do retropé entre sujeitos

com e sem SDPF. No entanto, os valores médios do pico do ângulo de eversão do retropé observado pelos autores foram menores ($7,1^\circ$ para o GC e $7,5^\circ$ para o GSDPF) do que no nosso estudo ($10,45^\circ$ no GC e $11,38^\circ$ no GSDPF).

Chuter (2010) verificou maior ângulo de eversão do retropé ($10,71^\circ$) na marcha de sujeitos com pés pronados, classificados segundo o Índice da Postura do Pé. Os valores encontrados em nosso estudo para este ângulo são semelhantes aos encontrados por Chuter (2010) tanto nos sujeitos com SDPF como nos sujeitos controles, o que poderia indicar que os sujeitos do nosso estudo poderiam apresentar seus pés pronados. Segundo Santos (2008), a pronação excessiva durante o andar não é um movimento desejável, uma vez que resulta em uma hiperflexibilidade e instabilidade do pé. No entanto, cabe ressaltar que não avaliamos o tipo de pé dos sujeitos de nossa pesquisa.

Não existe um consenso na literatura em relação aos valores angulares considerados normais para o movimento de eversão do retropé. Segundo Cheung e Ng (2007), um ângulo de eversão do retropé acima de 6° pode ser considerado excessivo. Já Santos (2008), classifica um ângulo máximo de eversão do retropé igual ou acima de 8° como eversão excessiva. Os valores encontrados por Santos (2008) em seu estudo para os sujeitos com eversão excessiva foram semelhantes ($10,7^\circ$) aos encontrados em ambos os grupos do nosso estudo, sugerindo que nossos sujeitos poderiam apresentar pés com uma eversão excessiva.

Segundo Tibério (1987), uma maior eversão do retropé pode conduzir a uma rotação interna compensatória do fêmur podendo causar uma maior compressão entre a superfície articular da patela e o côndilo femoral lateral. No entanto, se a ação compensatória do fêmur de rodar internamente em resposta a eversão excessiva vai se tornar sintomática ou não, vai depender de muitos fatores, dentre eles, o grau de eversão anormal. Poucos graus de eversão do retropé causam uma menor compensação no joelho, sendo improvável que aumente a compressão patelofemoral o suficiente para produzir sintomas, o que pode explicar o fato de não haver consenso na literatura em relação à eversão anormal do retropé ser fator de risco para o desenvolvimento da SDPF (THIJS et al., 2007).

No presente estudo, verificou-se que o aumento no ângulo de eversão do retropé não teve relação com os sintomas patelofemorais, uma vez que os sujeitos assintomáticos também apresentaram maiores valores para este ângulo, indicando que uma postura do pé mais evertida pode não estar relacionada com a SDPF (DUFFEY et al., 2000; LEVINGER; GILLEARD, 2007; BARTON et al., 2011a). Além disso, Thijs et al. (2007) afirmam que deve-se ter cuidado ao atribuir a causa dos sintomas patelofemorais a um aumento na eversão do retropé.

No entanto, esta eversão pode ser considerada anormal não só se for excessiva em relação ao normal necessário para a locomoção, mas também se ocorrer em um padrão temporal inadequado (POWERS; MAFFUCCI; HAMPTON, 1995) dentro do ciclo da marcha. Um tempo anormal de eversão pode interromper a sequência temporal de movimentos articulares da extremidade inferior (LEVINGER; GILLEARD, 2007). No presente estudo, o GSDPF atingiu o ângulo máximo de eversão do retropé mais cedo dentro da fase de apoio da marcha em relação ao GC, evidenciando que os sujeitos com SDPF realizaram uma eversão mais rápida do retropé após o contato do calcanhar com o solo do que os sujeitos controle.

Moseley et al. (1996), ao analisar a cinemática tridimensional do retropé durante a fase de apoio da marcha de 14 homens saudáveis, constatou uma eversão gradual do retropé a partir do contato do calcanhar chegando a um máximo de $7,3^\circ$ à aproximadamente 57% da fase de apoio, previamente à elevação do calcanhar. No nosso estudo, os sujeitos com SDPF alcançaram o ângulo máximo de eversão do retropé a 32,56% e os sujeitos controles a 46,14% da fase de apoio da marcha. Outros estudos também encontraram alterações quanto à porcentagem da fase de apoio em que os sujeitos com SDPF atingiram a eversão máxima, ocorrendo esta mais cedo (BARTON et al., 2011a; BARTON et al., 2011b) ou mais tarde (LEVINGER; GILLEARD, 2007) dentro do ciclo da marcha nos sujeitos com SDPF em relação ao grupo controle.

Barton et al. (2011a) também observaram, em sujeitos com SDPF, um pico de eversão do retropé mais cedo no ciclo da marcha em comparação com sujeitos sem esta afecção (32,7% versus 36,5%, respectivamente). No entanto, os autores apontam a existência de uma grande variabilidade quanto ao tempo para atingir o pico deste ângulo entre os indivíduos, atribuindo esta variabilidade aos achados inconsistentes entre os estudos. Sendo assim, estes sugerem a existência de sub-populações de indivíduos com SDPF com diferentes padrões de comportamento. Nossos achados também apontaram a existência desta variabilidade, o que poderia também sugerir a existência destas sub-populações na SDPF. No entanto, deve-se ter cautela quanto a esta afirmação, pois esta variabilidade foi observada também nos sujeitos controles no presente estudo.

Segundo Barton et al. (2011a) e Barton et al. (2011b), o pico de eversão do retropé mais cedo no GSDPF pode indicar uma eversão mais rápida após o contato do calcanhar e maiores e mais rápidas cargas no joelho e articulação patelofemoral. Futuras pesquisas avaliando a velocidade do movimento de eversão do retropé e seu impacto nas cargas do joelho durante a marcha em indivíduos com SDPF são necessárias.

Em estudo semelhante, Barton et al. (2011b) observaram associação entre o pé pronado, avaliado pelo Índice da Postura do Pé, e o pico de eversão mais cedo do retropé em sujeitos com SDPF, associação que não foi observada no grupo controle. Este pico de eversão mais cedo no GSDPF pode ter ocorrido em parte pela estrutura do pé destes sujeitos. Sendo assim, esta relação pode estar ligada ao desenvolvimento da SDPF indicando que uma postura do pé mais pronada resulta em uma eversão dinâmica mais rápida em pessoas que possuem fatores de risco para o desenvolvimento da SDPF. No nosso estudo, pelo fato de não termos avaliado o tipo de pé dos sujeitos não podemos afirmar se a ocorrência do pico de eversão mais cedo possui ou não relação com os seus tipos de pés (normal, pronado ou supinado).

Por outro lado, Levinger e Gilleard (2007) observaram, nos sujeitos com SDPF, pico de eversão do retropé mais tarde na fase de apoio da marcha comparada ao GC (39% no GC e 46% no GSDPF). Segundo os autores, a eversão do pé durante a fase de apoio possui a função de absorção de choque durante o impacto com o solo. O atraso no pico de eversão pode ter sido uma tentativa de atenuar o choque durante o início do apoio. No entanto, os autores não deixam claro em seu estudo se a alteração no movimento do retropé no GSDPF reflete uma modificação na marcha para evitar a dor ou um fator de causa inerente.

Sendo assim, hipotetizamos que a eversão alcançada mais rápida pelos sujeitos com SDPF possa ter sido uma estratégia adotada pelos mesmos a fim de evitar um possível surgimento ou agravamento dos sintomas patelofemorais. Estas suposições poderiam se justificar pelo fato de que os movimentos da subtalar e de rotação da tibia ocorrem de maneira sincrônica e interdependente. A pronação / eversão da subtalar ocorre associada à rotação interna da tibia, assim como a supinação / inversão da subtalar vai levar a uma rotação externa da tibia (POWERS, 2003). Adicionalmente, para alcançar a extensão do joelho no médio apoio, a tibia deve rodar externamente relativa ao fêmur (POWERS, 2003).

Deste modo, pode-se inferir no presente estudo que, se o retropé começou a supinar / inverter mais cedo, a tibia rodou externamente mais cedo, o que poderia ter ocasionado uma extensão do joelho precoce dentro da fase de apoio, podendo ser esta uma estratégia adotada pelos sujeitos com SDPF a fim de permanecer menos tempo com o joelho fletido, uma vez que a flexão do joelho pode levar a uma exacerbação dos sintomas patelofemorais (MANSKE; DAVIES, 2003; FULKERSON, 2000). Além disso, cabe ressaltar que a redução na flexão do joelho é uma estratégia adotada por sujeitos com SDPF já citada em muitos estudos (REIS et al., 2009; BRECHTER; POWERS, 2002; CROSSLEY et al., 2004; NADEAU et al., 1997; SANTOS, 2006).

Levando-se em consideração que esta estratégia foi observada durante a marcha em superfície plana, e que esta foi a atividade funcional em que os sujeitos apresentaram menor intensidade de dor, sugere-se a realização de estudos futuros que avaliem a cinemática durante atividades com maior demanda funcional como subir e descer escadas e rampas, a fim de verificar se esta estratégia se mantém também durante estas atividades, avaliando simultaneamente a cinemática do retopé e do joelho a fim de verificar se realmente existe relação entre os movimentos na tentativa de reduzir ou evitar a dor nestes sujeitos.

Sendo assim, pode-se constatar que a SDPF é uma afecção relacionada à dinâmica do movimento, se manifestando muito mais por alterações temporais do que em relação à magnitude das variáveis cinemáticas do movimento.

5.3 COMPARAÇÃO DO PICO DE TORQUE E TRABALHO DA MUSCULATURA FLEXORA E EXTENSORA DO JOELHO NAS VELOCIDADES DE 180 E 60°/S DOS SUJEITOS COM E SEM SDPF E DA DOR DE CADA GRUPO (GSDPF E GC) ANTES E APÓS CADA VELOCIDADE DO TESTE ISOCINÉTICO;

A avaliação isocinética dos flexores e extensores do joelho evidenciou menor pico de torque para ambas musculaturas nas velocidades de 60°/s e 180°/s nos sujeitos com SDPF em comparação aos sujeitos controles. Considerando que o pico de torque representa o valor máximo de torque encontrado na amplitude de movimento, calculado a partir do produto da força máxima pela distância da aplicação desta força ao centro de rotação do eixo do movimento (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001), podemos inferir que, ao apresentar um menor pico de torque, os sujeitos com SDPF apresentaram também uma menor força da musculatura avaliada.

Corroborando com o presente estudo outros autores também observaram menores valores de torque em sujeitos com SDPF (OTT et al., 2011; POWERS et al., 1997; CALLAGHAN; OLDHAM, 2004; KAYA et al., 2010), embora estes apontem diversos motivos para a diminuição do torque nesta população.

Ott et al. (2011) atribuíram o menor torque dos extensores do joelho de sujeitos com SDPF à dor apresentada pelos mesmos a qual pode ter levado a uma inibição desta musculatura, enquanto Powers et al. (1997) considerou esta deficiência muscular resultante de uma estratégia adotada a fim de evitar a dor. Já Callaghan e Oldham (2004) afirmam que o menor torque nos sujeitos com SDPF não pode ser explicado pela atrofia muscular, uma vez

que não encontraram correlação entre o pico de torque e a área de secção transversal do quadríceps nestes sujeitos, podendo haver, mecanismos mais sutis, tais como modificações nas estratégias de controle neuromuscular limitando a função do quadríceps.

Contrapondo nossos achados e dos autores supracitados, Witvrouw et al. (2000), avaliando atletas, população diferente do nosso estudo, não observaram diferenças no pico de torque concêntrico dos flexores e extensores do joelho a 60°, 180°/s e 240°/s. Souza (2005) também não observou diferenças no torque dos extensores do joelho entre sujeitos com e sem SDPF. Porém, o autor avaliou o torque isométrico, diferente do nosso estudo, onde avaliamos o torque concêntrico. Além disso, é importante registrar que a isometria demanda outras estratégias de controle motor que não distinguem sujeitos com e sem SDPF (SOUZA, 2005).

Além da redução no pico de torque, houve exacerbação da dor após ambas velocidades do teste isocinético, sendo esta maior após a velocidade de 60°/s (2,3cm) em relação a 180°/s (0,9cm). Segundo Herrington (2001), a maior intensidade de dor na velocidade de 60°/s estaria relacionada à duração da carga na articulação patelofemoral ser três vezes maior a 60°/s do que a 180°/s. Adicionalmente, Dvir (2002) afirma que as velocidades do teste isocinético podem estar relacionadas à intensidade da dor apresentada pelos sujeitos, pois há uma tendência de ocorrer uma menor intensidade de dor em velocidades médias ou altas em função de que nestas a articulação está exposta por um tempo mais curto à resistência externa, levando a uma carga mais baixa na articulação patelofemoral e assim a um potencial de inibição reduzido.

Sendo assim, hipotetizamos que o menor torque da musculatura flexora e extensora pode ter sido influenciado pela dor gerada no teste isocinético nos sujeitos com SDPF, uma vez que o quadro doloroso poderia levar a uma estratégia de adaptação destes sujeitos, a fim de diminuir a ativação muscular (HENRIKSEN et al., 2007). Segundo Herrington (2001), a inibição muscular é uma causa potencial para a redução no pico de torque. Se o nível de dor dos sujeitos reduzir, o pico de torque do quadríceps poderia teoricamente aumentar.

Entretanto, outros autores não encontraram relação entre a dor e a produção de torque em sujeitos com SDPF. Powers et al. (1997) observaram uma média de 4,4 cm na Escala Visual Analógica (EVA) nos sujeitos com SDPF imediatamente após a avaliação isocinética dos extensores do joelho, mas não observaram correlação entre a dor e o torque extensor do joelho, evidenciando que este não é afetado pela dor. Os autores justificam estes achados pelo fato de que pacientes que lidam com dor persistente tendem a se proteger durante atividades que esperam sentir dor. Possivelmente, a fim de evitar a dor, eles não produziram um valor

máximo de torque que realmente reflita a sua força. De forma semelhante, Souza (2005) afirma que a dor não é um fator limitante na produção do torque.

No entanto, ambos os estudos avaliaram o torque isométrico, o que poderia explicar o fato de não ter ocorrido uma relação entre o torque e a dor apresentada pelos sujeitos uma vez que neste tipo de contração não ocorre variação angular como nas contrações concêntricas e / ou excêntricas e conseqüente deslocamento da patela no sulco troclear (SANTOS, 2008), que altera as regiões de pressão na articulação patelofemoral com conseqüente desencadeamento de um quadro doloroso (HAUPENTHAL; SANTOS, 2006).

Duffey et al. (2000) observaram menor trabalho dos extensores do joelho em corredores de longa distância que desenvolveram dor anterior no joelho. O trabalho representa a energia realizada no esforço muscular durante o movimento e corroborando com Duffey et al. (2000), no presente estudo, foi significativamente menor nos extensores do joelho no GSDPF em ambas velocidades do teste isocinético. Acredita-se que esta diferença foi somente observada nos extensores devido a potencial influencia desta musculatura sobre a articulação do joelho e também na realização de atividades funcionais, uma vez que o quadríceps atua como estabilizador primário do joelho (POWERS et al., 1997). Adicionalmente, este músculo atua no equilíbrio das forças médio-laterais, forças de contato e distribuição de pressão na articulação patelofemoral (BESIER et al., 2009).

É possível que a diminuição no pico de torque dos flexores e extensores e no trabalho da musculatura extensora do joelho encontrados em nosso estudo nos sujeitos com SDPF possam estar relacionados com a menor funcionalidade da articulação patelofemoral e maior dificuldade para realização de atividades funcionais destes sujeitos, apontada pelo questionário de Kujala, uma vez que estes músculos, em especial o quadríceps, são amplamente utilizados durante atividades funcionais como a marcha, subir e descer escadas e rampas, entre outras, e um menor torque e trabalho nesta musculatura poderiam levar a dificuldade para realização destas tarefas, uma vez que estas variáveis, em especial o trabalho, estão relacionadas com o desempenho muscular no movimento podendo afetar diretamente a funcionalidade destes sujeitos.

De forma semelhante, alguns estudos têm relacionado alterações no torque da musculatura do joelho e a funcionalidade de sujeitos com SDPF. Powers et al. (1997) sugere que a habilidade funcional nas pessoas com SDPF está associada com um maior torque do músculo quadríceps, uma vez que observou em seu estudo que o torque extensor foi o único preditor da função da marcha, com um maior torque correlacionado com a melhora nas características do passo. Adicionalmente, Nakagawa et al. (2011) constatou que quanto maior

o torque extensor excêntrico do joelho, maior é a capacidade funcional e menor a dor relatada na última semana de sujeitos com SDPF.

Natri, Kannus e Järvinen (1998), observaram que a força extensora do joelho pode ser preditora de resultados de escores funcionais (Lisholm e Tegner), pois quanto menor a diferença na força entre o membro afetado e não afetado, melhores os resultados. Sendo assim, a restauração de uma boa força da musculatura envolvida na articulação do joelho, especialmente do quadríceps, bem como da função na extremidade afetada é importante para a recuperação do sujeito.

No entanto, não só a redução na força dos flexores e extensores do joelho pode conduzir a alterações na funcionalidade (PERRY, 2005c), mas também a adoção de estratégias durante a realização de atividades funcionais a fim de reduzir ou evitar a dor podem levar a uma menor força a longo prazo nos sujeitos com SDPF (POWERS et al., 1997; NAKAGAWA et al., 2011). Hipotetizamos inicialmente em nosso estudo, que possíveis alterações nas variáveis de distribuição de pressão plantar, em especial no tempo de contato, avaliadas durante as cinco atividades funcionais, poderiam conduzir a alterações no torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho. No entanto, esta hipótese não foi confirmada, uma vez que não foram encontradas diferenças entre os sujeitos com e sem SDPF em relação aos padrões de distribuição de pressão plantar. Sendo assim, o menor torque e trabalho encontrados nos sujeitos com SDPF em nosso estudo não podem ser explicados pela alteração na distribuição de pressão plantar.

A redução na velocidade da marcha é uma estratégia adotada muitas vezes pelos sujeitos com SDPF e que também pode contribuir para menores torques, especialmente do quadríceps (POWERS et al., 1997). No entanto, no presente estudo, o menor torque e trabalho muscular também não têm relação com a redução na velocidade da marcha, uma vez que ambos os grupos apresentaram velocidades semelhantes. Porém, outras estratégias, que não foram avaliadas no presente estudo, podem ter sido adotadas pelos sujeitos com SDPF durante a realização de atividades funcionais e podem ter conduzido a esta redução no torque dos flexores e extensores e trabalho dos extensores do joelho, como por exemplo, a redução no ângulo de flexão do joelho, uma alteração observada em diversos estudos (REIS et al., 2009; BRECHTER; POWERS, 2002; CROSSLEY et al., 2004; NADEAU et al., 1997; SANTOS, 2006) e que tem o objetivo de reduzir o estresse e a dor patelofemoral, mas que no futuro pode ter efeitos deletérios causando atrofia e fraqueza do quadríceps (NAKAGAWA et al., 2011).

Nesse sentido, Boling et al. (2009) sugerem que, na realização de tarefas dinâmicas como a marcha ou aterrissagem de um salto, os sujeitos com SDPF que apresentam redução na força do quadríceps poderiam evidenciar redução no ângulo de flexão do joelho porque estas tarefas demandam uma grande quantidade de força excêntrica deste músculo.

Hipotetizamos que o menor pico de torque encontrado no presente estudo nos sujeitos com SDPF poderia estar relacionado com a alteração cinemática observada nestes sujeitos quando sugerimos que a ocorrência precoce da eversão dentro da fase de apoio poderia ter levado também a uma extensão mais cedo do joelho, permanecendo menos tempo com o joelho fletido nesta fase da marcha, o que poderia ter ocorrido por uma redução na força ou torque muscular ou ter sido uma estratégia adotada pelo sujeito e que pode ter conduzido a esta redução na força ou torque.

Sendo assim, se a redução no torque dos flexores e extensores do joelho é uma causa ou consequência da SDPF ainda é incerto. Desta forma, o fortalecimento desta musculatura associado a intervenções de reaprendizado motor parece ser um importante parâmetro a ser considerado tanto na prevenção como no tratamento de sujeitos com SDPF.

6 CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo, nas condições experimentais utilizadas, sugerem que não existe um padrão de comportamento nos dados de pressão plantar (pico de pressão, área de contato e tempo de contato) que diferencie sujeitos com e sem SDPF durante a realização das atividades de subir e descer escadas e rampa, além da marcha em superfície plana.

Em relação à análise cinemática do movimento de eversão do retropé durante a fase de apoio da marcha em superfície plana, pode-se constatar não haver diferenças na magnitude do ângulo máximo de eversão do retropé entre sujeitos com e sem SDPF, com ambos os grupos apresentando uma eversão excessiva do retropé. Porém, os sujeitos com SDPF alcançaram o ângulo máximo de eversão mais cedo dentro da fase de apoio da marcha que os sujeitos do grupo controle, sugerindo uma estratégia adotada pelos sujeitos com SDPF a fim de evitar um possível surgimento ou agravamento dos sintomas patelofemorais e evidenciando que a SDPF é uma afecção relacionada à dinâmica do movimento, se manifestando muito mais por alterações temporais do que em relação à magnitude das variáveis cinemáticas do movimento.

Por meio da avaliação isocinética pode-se constatar que os sujeitos com SDPF apresentam menor pico de torque dos flexores e extensores do joelho, bem como menor trabalho da musculatura extensora do joelho tanto na velocidade de 180°/s quanto a 60°/s, o que sugere que estes sujeitos apresentam estes músculos mais fracos quando comparados com sujeitos sem a síndrome. Esta redução nos valores de torque pode ter sido influenciada pela dor gerada no teste isocinético bem como também estar relacionada com a alteração cinemática (ocorrência precoce da eversão do retropé) observada durante a marcha em superfície plana nos sujeitos com SDPF.

No entanto, se a redução no torque e trabalho dos flexores e extensores do joelho é uma causa ou consequência da SDPF ainda é incerto. Desta forma, o fortalecimento desta musculatura associado a intervenções de reaprendizado motor parece ser um importante parâmetro a ser considerado tanto na prevenção como no tratamento de sujeitos com SDPF.

Finalizando, nossos achados mostram que atividades funcionais, como subir e descer escadas e rampas, além da marcha em superfície plana exacerbam os sintomas dos sujeitos com SDPF, assim como a avaliação isocinética dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 60°/s e 180°/s. Sendo assim, estas atividades poderiam ser usadas para avaliação dos sintomas destes sujeitos, mas sugere-se cautela quanto a sua utilização durante seu tratamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALACA, R. et al. Efficacy of Isokinetic Exercise on Functional Capacity and Pain in Patellofemoral Pain Syndrome. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, n.11, p.807-813, 2002.
- ALFIERI, F.M. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.10, n.2, p. 137-142, 2008.
- ALIBERTI, S. **Influência da Síndrome da Dor Patelofemoral no alinhamento postural dos membros inferiores e na distribuição da pressão plantar durante a marcha e descer escadas**. 2008. 98f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- ALIBERTI, S. et al. Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. **Clinical Science**, v.66, n.3, p.367-372, 2011.
- ALIBERTI, S. et al. Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. **Physical Therapy in Sport**, v.11, n.1, p.30-34, 2010.
- ALONSO, A.C et al. Avaliação isocinética dos inversores e eversores de tornozelo: estudo comparativo entre atletas de futebol e sedentários normais. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.7, n.3, p.195-199, 2003.
- AMINAKA, N. et al. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, p.645-651, 2011.
- ANJOS, M.R.D. **Avaliação do emprego de borracha em solas de calçados pretos de uso da Marinha do Brasil**. 2007. 78f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Metalúrgica e de Materiais), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.
- AQUINO, V.S. et al. Tradução e adaptação cultural para a língua portuguesa do questionário scoring of patellofemoral disorders: estudo preliminar. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.19, n.5, p. 273-279, 2011.
- BACARIN, T.A. **Distribuição da pressão plantar durante o andar descalço e sensibilidade somatossensorial de diabéticos neuropatas com e sem história de úlceras**. 2006. 95f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
- BARTON, C.J. et al. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. **Gait and Posture**, v.30, p.405-416, 2009.
- BARTON, C.J. et al. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: A case-control study. **Gait and Posture**, v.33, p.286-291, 2011a.

- BARTON, C.J. et al. Relationships between the foot posture index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. **Journal of Foot and Ankle Research**, v.4, n.10, p.1-7, 2011b.
- BELCHIOR, A.C.G. et al. Efeitos na medida do ângulo Q com a contração isométrica voluntária máxima do músculo quadrícipital. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.12, n.1, p.6-10, 2006.
- BESIER, T.F. et al. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. **Journal of Biomechanics**, v.42, p.898-905, 2009.
- BOLING, M.C. et al. A prospective Investigation of Biomechanical Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: The Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) Cohort. **The American Journal of Sports Medicine**, v.37, n.11, p.2108-2126, 2009.
- BOLING, M.C. et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.20, p.725-730, 2010.
- BOYD, L.A. et al. The reliability and validity of the Novel Pedar System of in-shoe pressure measurement during free ambulation. **Gait and Posture** (abstracts), v.5, n.2, p.165, 1997.
- BRECHTER, J.H.; POWERS, C.M. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait and Posture**, v.16, p.115-123, 2002.
- CABRAL, C.M.N. et al. Fisioterapia em pacientes com Síndrome Fêmoro-Patelar: Comparação de exercícios em cadeia cinética aberta e fechada. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.16, n.3, p. 180-185, 2008.
- CALLAGHAN, M.J.; OLDHAM, J.A. Quadriceps atrophy: to what extent does it exist in patellofemoral pain syndrome. **British Journal of Sports Medicine**, v.38, p.295-299, 2004.
- CHEN, Y.; SCHER, I.; POWERS, C.M. Quantification of patellofemoral joint reaction forces during functional activities using a subject-specific three-dimensional model. **Journal of Applied Biomechanics**, v.26, p.415-423, 2010.
- CHEUNG, R.T.H.; NG, G.Y.F. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. **Physical Therapy in Sport**, v.8, p.75-81, 2007.
- CHUTER, V.H. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. **Journal of Foot and Ankle Research**, v.3, n.9, p.1-6, 2010.
- CORNWALL, M.W.; MCPOIL, T.G. Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. **Clinical Biomechanics**, v.10, n.1, p.36-40, 1995.
- CORRÊA, J.C.F. **Estudo de alterações das variáveis biomecânicas na instabilidade patelofemoral durante a marcha humana no domínio temporal**. 2002. 139f. Tese (Doutorado em Biologia Buco Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2002.

CORRÊA, J.C.F et al. Avaliação do reflexo patelar através da EMG de superfície em indivíduos saudáveis e com instabilidade patelofemoral. **Fisioterapia Brasil**, v.3, n.2, p.85-89, 2002.

COWAN, S.M. BENNELL, K.L.; HODGES, P.W. Therapeutic Patellar Taping Changes the Timing of Vasti Muscle Activation in People with Patellofemoral Pain Syndrome. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v.12, p.339-347, 2002.

CROSSLEY, K.M. et al. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic Research**, v.22, p.267-274, 2004.

DE WITT, B.; DE CLERCQ, D.; AERTS, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. **Journal of Biomechanics**, v.33, p. 269-278, 2000.

DISS, C.E. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. **Gait and Posture**, v.14, p.98-103, 2001.

DROUIN, J.M. et al. Reliability and validity of the Biodex System 3 Pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. **European Journal of Applied Physiology**, v.91, p.22-29, 2004.

DUFFEY, M.J. et al. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.11, p.1825-1832, 2000.

DVIR, Z. **Isocinética – avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. Barueri: Manole, 2002.

FREDERICSON, M.; YOON, K. Physical Examination and Patellofemoral Pain Syndrome. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, n.3, p.234-243, 2006.

FULKERSON, J.P. **Patologia da Articulação Patelofemoral**. 3 ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2000.

GAYA, A. **Ciências do Movimento Humano**. Porto Alegre: Artmed, 2008.

GRENHOLM, A.; STENSDOTTER, A.; HÄGER-ROSS, C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics**, v.24, p.88-94, 2009.

HAUPENTHAL, A.; SANTOS, D.P. Força e contato patelofemoral como fundamentos biomecânicos para reabilitação da Síndrome Patelofemoral. **Fisioterapia em Movimento**, v.19, n.4, p.11-16, 2006.

HENRIKSEN, M. et al. Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking. **Journal of Applied Physiology**, v.103, p.132-139, 2007.

HERRINGTON, L. The effect of patellar taping on quadriceps peak torque and perceived pain: a preliminary study. **Physical Therapy in Sport**, v.2, p.23-28, 2001.

HUGHES, J. et al. Reliability of pressure measurements: the EMED F system. **Clinical Biomechanics**, v.6, n.1, p.14-18, 1991.

IASP. **International Association for the Study of Pain**. Disponível em: <<http://www.iasp-pain.org>> Acesso em: 28 ago. 2010.

KAYA, D. et al. Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, p.1-6, 2010.

KLEIN, P.J.; DEHAVEN, J.J. Accuracy of Three-Dimensional Linear and Angular Estimates Obtained with the Ariel Performance Analysis System. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.76, p.183-189, 1995.

KUJALA, U.M. et al. Scoring of Patellofemoral Disorders. **The Journal of Arthroscopy and Related Surgery**, v.9, n.2, p.159-163, 1993.

KURU, T.; DERELI, E.E.; YALIMAN, A. Validity of the Turkish version of the Kujala patellofemoral score in patellofemoral pain syndrome. **Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica**, v. 44, n.2, p. 152-156, 2010.

LAPRADE, J.; CULHAM, E.; BROUWER, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.27, n.3, p.197-204, 1998.

LARA-MUÑOZ, C. et al. Comparison of the three rating scales for measuring subjective phenomena in clinical research I. Use of experimentally controlled auditory stimuli. **Archives of Medical Research**, v.35, n.1, p.43-48, 2004.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 3, n. 1, p. 8-14, 2004.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. The heel strike transient during walking in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy in Sport**, v.6, p.83-88, 2005.

LEVINGER, P.; GILLEARD, W. Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. **Gait and Posture**, v. 25, p. 2-8, 2007.

LOBATO, D.F.M. et al. Avaliação da propriocepção do joelho em indivíduos portadores de disfunção femoropatelar. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9, n. 1, p. 57-62, 2005.

LOUDON, J. K. et al. Intrarater Reliability of Functional Performance Tests for Subjects with Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of Athletic Training**, v. 37, n. 3, p. 256-261, 2002.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4 ed. Barueri: Manole, 2005.

- MANSKE, R. C.; DAVIES, G. J. A Nonsurgical Approach to Examination and Treatment of the Patellofemoral Joint , Part 1 : Examination of the Patellofemoral Joint. **Critical Review in Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 15, n. 2, p. 141-166, 2003.
- MARCONI, M.A.; LAKATOS, E.M. **Técnicas de Pesquisa**. 7 ed. São Paulo: Atlas, 2009.
- MORAG, E.; CAVANAGH, P.R. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. **Journal of Biomechanics**, v.32, p.359-370, 1999.
- MOSELEY, L. et al. Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 1, p. 39-45, 1996.
- NADEAU, S. et al. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. **Gait and Posture**, v. 5, p. 21-27, 1997.
- NAKAGAWA, T. H. et al. Relationship among eccentric hip and knee torques, symptom severity and functional capacity in females with patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy in Sport**, v. 12, n. 3, p. 133-139, 2011.
- NATRI, A.; KANNUS, P.; JÄRVINEN, M. Which factors predict the long-term outcome in chronic patellofemoral pain syndrome. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 11, p. 1572-1577, 1998.
- NERY, M. G.; SANTOS, L. L. **Avaliação baropodométrica dos agentes fiscais de trânsito da cidade de Passo Fundo**. 2003. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso de Fisioterapia) - Faculdade de Educação Física e Fisioterapia, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2003.
- NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação Física**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
- NOVA, A. M.; RODRÍGUEZ, R. S.; GARCÍA, J. C.C. Patrón de presiones plantares en el pie normal : Análisis mediante sistema Biofoot de plantillas instrumentadas. **El Peu**, v. 26, n. 4, p. 190-194, 2006.
- OMS; OPAS. **CIF - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde**. São Paulo: EDUSP, 2003.
- ORLIN, M. N.; MCPOIL, T. G. Plantar pressure assessment. **Physical Therapy**, v. 80, p. 399-409, 2000.
- OTT, B. et al. Hip and knee muscle function following aerobic exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 631-637, 2011.
- PAOLONI, M. et al. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1794-1798, 2010.
- PERRY, J. **Análise da marcha: Marcha Patológica**. v.2. Barueri: Manole, 2005a.

- PERRY, J. **Análise da marcha: Marcha Normal.** v.1. Barueri: Manole, 2005b.
- PERRY, J. **Análise da marcha: Sistemas de Análise da Marcha.** v. 3. Barueri: Manole, 2005c.
- PERRY, S.D.; LAFORTUNE, M.A. Influences of inversion / eversion of the foot upon impact loading during locomotion. **Clinical Biomechanics**, v.10, n.5, p.253-257, 1995.
- PIVA, S. R. et al. Associates of Physical Function and Pain in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, p. 285-295, 2009.
- PLAPER, P.G. Reabilitação do joelho. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.3, n.4, p.1-5, 1995.
- POWERS, C. M.; MAFFUCCI, R.; HAMPTON, S. Rearfoot Posture in Subjects With Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 22, n. 4, p. 155-160, 1995.
- POWERS, C.M.; LANDEL, R.; PERRY, J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v.76, n.9, p.946-955, 1996.
- POWERS, C. M. et al. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? **Physical Therapy**, v. 77, n. 10, p. 1063-1078, 1997.
- POWERS, C. M. Patellar Kinematics , Part I : The Influence of Vastus Muscle Activity in Subjects with and without Patellofemoral Pain. **Physical Therapy**, v. 80, n. 10, p. 956-964, 2000.
- POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction : A Theoretical Perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639-646, 2003.
- PUTTI, A. B.; ARNOLD, G. P.; ABOUD, R. J. Foot pressure differences in men and women. **Foot and Ankle Surgery**, v. 16, p. 21-24, 2010.
- PUTTI, A. B. et al. The Pedar in-shoe system : Repeatability and normal pressure values. **Gait and Posture**, v. 25, p. 401-405, 2007.
- QUESADA, P.M.; RASH, G. S. Simultaneous Pedar and FScan plantar pressure measurements during walking. **Gait and Posture (Abstracts)**, v.5, n.2, p.164-165, 1997.
- RAMANATHAN, A. K. et al. Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system. **Foot and Ankle Surgery**, v. 16, p. 70-73, 2010.
- REIS, J. G. et al. Análise cinemática do joelho ao subir e descer escada na Instabilidade Patelofemoral. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, n. 3, p. 152-154, 2009.
- RICHARDSON, J. K.; IGLARSH, E. A. **Clinical Orthopaedic Physical Therapy.** United States: Saunders Company, 1994.

SALSICH, G. B.; BRECHTER, J. H.; POWERS, C. M. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 906-912, 2001.

SANTOS, G. M. **Controle motor do joelho durante caminhar na esteira em sujeitos com e sem dor femoropatelar**. 2006. 121f. Tese (Doutorado em Fisioterapia) - Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2006.

SANTOS, J. O. L. **Aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento de eversão do calcanhar durante a marcha**. 2008. 89f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.

SOUZA, A.C. **Síndrome da Dor Femoropatelar – Análise Eletroniográfica, Isocinética, Ressonância Magnética, Dor e Fadiga**. 2005. 104f. Tese (Doutorado em Fisioterapia) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2005.

SWANSON, K. J. **A clinical and biomechanical profile of female athletes with and without Patellofemoral Pain**. 2009. 142f. Dissertation (Doctor of Philosophy) – Faculty of the Graduate School, University of Minnesota, Minnesota, 2009.

TERRERI, A.S.A.P.; GREVE, J.M.D; AMATUZZI, M.M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.7, n.5, p. 170-174, 2001.

THIJS, Y. et al. A Prospective Study on Gait-related Intrinsic Risk Factors for Patellofemoral Pain. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 17, n. 6, p. 437-445, 2007.

THIJS, Y. et al. Gait related intrinsic risk factors for patellofemoral pain in novice recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 6, p. 466-471, 2008.

TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: A theoretical model. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 9, n. 4, p. 160-165, 1987.

TUMIA, N.; MAFFULLI, N. Patellofemoral Pain in Female Athletes. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v. 10, n. 1, p. 69-75, 2002.

VENTURINI, C. et al. Estudo da associação entre dor patelofemoral e retropé varo. **Acta Fisiátrica**, v. 13, n. 2, p. 70-73, 2006.

WARYASZ, G. R.; MCDERMOTT, A. Y. Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potencial risk factors. **Dynamic Medicine**, v. 7, n. 9, p. 1-14, 2008.

WHITTLE, M. **Gait Analysis: An Introduction**. Oxford: Butterworth- Heinemann, 1993.

WILK, K. E. et al. Patellofemoral Disorders : A Classification System and Clinical Guidelines for Nonoperative Rehabilitation. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 28, n. 3, p. 307-322, 1998.

WILLEMS, T. M. et al. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. **Gait and Posture**, v. 23, p. 91-98, 2006.

WILLIAMSON, A.; HOGGART, B. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. **Journal of Clinical Nursing**, v. 14, p.798-804, 2005.

WITVROUW, E. et al. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**, v.28, n.4, p.480-489, 2000.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

PADRÕES BIOMECÂNICOS NAS ESTRATÉGIAS FUNCIONAIS DE SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Responsáveis:

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos – orientador do projeto e professor do Mestrado em Ciências do Movimento Humano – UDESC

Lisiane Piazza – Fisioterapeuta e aluna do Mestrado em Ciências do Movimento Humano – UDESC.

Eu, _____, RG N.º _____, residente à _____ n.º _____, bairro _____, na cidade de _____, estado _____, declaro ser conhecedor das condições sob as quais me submeterei no experimento acima citado, detalhado a seguir:

- A) Esta pesquisa tem como objetivo avaliar as pressões exercidas pelos pés durante os movimentos de subir e descer escadas e enquanto caminhamos, além de avaliar a força do músculo da coxa nas pessoas que possuem Síndrome da Dor Patelofemoral (dor no joelho);
- B) Inicialmente responderei a uma ficha de avaliação e a um questionário sobre dor no joelho, após serei submetido a uma avaliação física segundo a ficha de avaliação específica deste trabalho e também a uma avaliação do ângulo entre meu quadril e joelho e minha perna e pé, através de um programa de computador. Para esta avaliação terei que usar roupas de praia e serão tiradas fotos minhas para posterior análise deste ângulo pelo computador.
- C) Em seguida, serão colocadas palmilhas eletrônicas dentro do meu calçado e eu irei caminhar uma pequena distância e após subir e descer de uma escada e rampa.
- D) Também serei submetido à avaliação da força da musculatura de minha coxa, onde sentarei em uma cadeira e irei dobrar e esticar o meu joelho com o máximo de força que conseguir fazer.
- E) Sei que a coleta destes dados fornecerá maiores informações sobre a distribuição da pressão na planta dos pés, bem como a força dos músculos da coxa nas pessoas que possuem dor no joelho. Desta forma, essas novas informações auxiliarão novos estudos e o tratamento de futuros pacientes com lesões iguais ou de maior intensidade que as minhas.
- F) Autorizo o uso de meus dados para a produção de artigos técnicos e científicos, sendo que minha identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação contrária da minha parte por escrito, autorizando minha identificação.

- G) Não receberei qualquer forma de remuneração pela minha participação no experimento, e os resultados obtidos a partir dele serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de quaisquer formas, a critério dos mesmos.
- H) O risco ao qual me exponho no presente experimento poderá ou não provocar uma possível dor muscular proveniente do esforço físico realizado. No caso de uma possível lesão muscular de maior magnitude (pouco provável), terei o atendimento imediato realizado no local pelos examinadores.
- I) Poderei ser submetido a uma nova avaliação se necessário no Laboratório de Biomecânica da UPF.
- J) A minha recusa em participar do procedimento não me trará qualquer prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento.
- K) Terei todas as minhas dúvidas referentes à pesquisa, como avaliação e modo de obtenção dos dados além de outros assuntos relacionados com a pesquisa esclarecidos pelos pesquisadores.
- L) As avaliações serão realizadas no Laboratório de Biomecânica da UPF.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Passo Fundo, _____ de _____ de 2011.

Assinatura do (a) Voluntário (a)

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

Responsáveis:

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos
Orientador e Coordenador do Projeto

Lisiane Piazza
Aluna do Mestrado em Ciências do Movimento Humano

APÊNDICE B

CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

PADRÕES BIOMECÂNICOS NAS ESTRATÉGIAS FUNCIONAIS DE SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Eu _____ permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografia, filmagem ou gravação de minha pessoa para fins de pesquisa, científico, médico e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

Nome do paciente/indivíduo: _____

Assinatura: _____

Data: _____

Pesquisadores Responsáveis:

Prof. Dr. Gilmar Moraes Santos – orientador do projeto e professor do Mestrado em Ciências do Movimento Humano – UDESC

Lisiane Piazza – Fisioterapeuta e aluna do mestrado em Ciências do Movimento Humano – UDESC.

APÊNDICE C

FICHA DE AVALIAÇÃO

PADRÕES BIOMECÂNICOS NAS ESTRATÉGIAS FUNCIONAIS DE SUJEITOS COM SÍNDROME DA DOR PATELOFEMORAL

Data de avaliação: ____/____/____ Examinador: _____

Nome: _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Telefone: _____

Idade: ____ anos Massa: ____ kg Altura: ____ m

Fumante: () sim () não

Atividade Física: () não () sim

Freqüência: _____ Modalidade: _____

Tempo de prática: _____

Dominância: () Esquerdo () Direito

Diagnóstico clínico: _____

Início dos sintomas: _____

Médico: _____

Faz uso de algum medicamento? () não () sim

Qual? _____ Motivo: _____

Possui história de lesão, trauma ou cirurgia no joelho:

() Sim. Qual? _____ () Não

Presença de dor na articulação do joelho ou em outra parte do corpo?

() Sim. Qual? _____ () Não

Presença de doença neurológica?

() Sim. Qual? _____ () Não

Presença de dor na articulação femoropatelar no último mês?

() não () sim Difusa () Localizada ()

Dor femoropatelar:

() bilateral → + intensa a: ()D ()E

() unilateral → ()D ()E

Presença de dor em atividades funcionais:

() Agachamento por tempo prolongado () Permanecer muito tempo sentado

() Subir ou descer escadas () Contração isométrica do quadríceps

() Ajoelhar-se () Praticar esporte. Qual? _____

() Correr

Medida do ângulo Q: Direito: _____ Esquerdo: _____

Medida do ângulo do retropé :

- Estático: Direito: _____ Esquerdo: _____

- Dinâmico (ângulo máximo): Direito: _____ Esquerdo: _____

Pontuação Escore de Kujala: _____

Já realizou tratamento fisioterapeutico?

() Sim. Motivo: _____ Quando? _____

Nº sessões: _____ () Não

Atualmente está realizando tratamento fisioterapeutico?

() Sim. Motivo: _____ Nº sessões: _____ () Não

TESTES FUNCIONAIS – 30 s :

Agachamento bilateral 90°:

DIREITO:

EVN antes: _____ cm

EVN após: _____ cm

ESQUERDO:

EVN antes: _____ cm

EVN após: _____ cm

Descer Step de 25cm:

DIREITO:

EVN antes: _____ cm

EVN após: _____ cm

ESQUERDO:

EVN antes: _____ cm

EVN após: _____ cm

Dor femoropatelar na última semana:

DIREITO:

EVN: _____ cm

ESQUERDO:

EVN: _____ cm

Dor no dia de hoje:

DIREITO:

EVN: _____ cm

ESQUERDO:

EVN: _____ cm

Marcha:

DIREITO:

EVN antes: _____ cm

EVN após: _____ cm

ESQUERDO:

EVN antes: _____ cm

EVN após: _____ cm

Subir / Descer escadas:

DIREITO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

ESQUERDO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

Subir e descer rampa:

DIREITO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

ESQUERDO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

Isocinético a 180°/s:

DIREITO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

ESQUERDO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

Isocinético a 60°/s:

DIREITO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

ESQUERDO:
EVN antes: _____ cm
EVN após: _____ cm

Velocidade da marcha: _____ m/s

Tempo para:

- subir escadas: _____ s
- descer escadas: _____ s
- subir rampa: _____ s
- descer rampa: _____ s

Ordem das avaliações:

- Marcha ()
- Escada ()
- Rampa ()
- Isocinético ()

APÊNDICE D

ESTUDO PILOTO

1 INTRODUÇÃO

A Síndrome da Dor Patelofemoral (SDPF) corresponde a 25% das lesões que acometem a articulação do joelho. Entre os diversos fatores envolvidos no seu desenvolvimento ou agravamento estão a fraqueza do quadríceps (THIJS et al., 2007), alterações no alinhamento estático e dinâmico dos membros inferiores, especialmente relativas aos ângulos Q (BELCHIOR et al., 2006) e do retropé (LEVINGER; GILLEARD, 2004; VENTURINI et al., 2006; POWERS et al., 1995; ALIBERTI, 2008) e anormalidades na biomecânica da extremidade inferior.

Os sinais e sintomas dessa síndrome se exacerbam principalmente na realização de atividades de vida diária como subir e descer escadas, rampas, ajoelhar-se, agachar e permanecer sentado por tempo prolongado, repercutindo na funcionalidade de seus portadores. Em função do desconforto e da dor para realizar estas atividades, em especial, ao subir e descer escadas e rampas, estes sujeitos podem apresentar modificações nos padrões de caminhar, como uma estratégia para reduzir as demandas musculares e a dor, o que poderia acarretar em modificações na distribuição da pressão plantar e na força dos músculos dos membros inferiores.

No entanto, ainda são poucas as pesquisas que avaliem a distribuição da pressão plantar durante atividades funcionais em sujeitos com SDPF, bem como o torque e o trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho e os associe aos dados encontrados durante a avaliação da distribuição da pressão plantar.

Sendo assim, busca-se através deste estudo avaliar os padrões biomecânicos adotados por sujeitos com SDPF, relativos à distribuição de pressão plantar, alinhamento postural dos membros inferiores (ângulos Q e do retropé) e cinemática do retropé durante a realização de atividades funcionais (marcha em superfície plana, subir e descer escada e rampa), além de mensurar o pico de torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho e comparar estes padrões com os adotados pelos sujeitos sem esta síndrome, para assim, posteriormente, utilizar estes dados para otimizar o tratamento destes sujeitos.

2 OBJETIVOS

2.1 GERAL

- Verificar a exequibilidade do estudo e do protocolo de coleta de dados proposto.

2.2. ESPECÍFICOS

- Definir número de repetições de cada atividade, número de passos, velocidade da marcha, ordem dos procedimentos e adaptação dos sujeitos aos procedimentos.
- Familiarizar os pesquisadores envolvidos nos procedimentos de coleta e processamento dos dados.
- Definir as variáveis do estudo.
- Selecionar e testar os instrumentos a serem utilizados no estudo.
- Verificar as variáveis a serem controladas no estudo.
- Determinar o período de tempo necessário para a coleta de dados.

3 METODOLOGIA

3.1 DELINEAMENTOS DO ESTUDO PILOTO

O estudo piloto foi realizado no mês de julho de 2010 no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Passo Fundo (UPF), com exceção da análise cinemática do retopé, que foi realizada no mês de outubro de 2010 no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC).

Inicialmente foi realizado contato com os médicos ortopedistas, especialistas em joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia e Hospital Ortopédico da cidade de Passo Fundo – RS, para solicitar o encaminhamento dos pacientes com diagnóstico clínico de Síndrome da Dor Patelofemoral (SDPF).

Ao receber o encaminhamento dos pacientes, foi feito contato com estes convidando-os para participar da pesquisa, detalhando-lhes os procedimentos, objetivos e justificativa da mesma. Aos indivíduos que aceitaram fazer parte da pesquisa, foram agendados horários para realização das avaliações.

Foram avaliadas cinco mulheres com diagnóstico clínico de SDFP e três sem diagnóstico de SDFP (Grupo Controle). No grupo com SDFP foi excluída uma participante por apresentar lesão parcial do ligamento cruzado anterior e não relatar dor na realização dos testes funcionais durante a avaliação inicial. No grupo controle foi excluída uma participante por apresentar dor no joelho de intensidade 8 na EVN na última semana e relatar dor para ajoelhar e ao permanecer sentada por tempo prolongado.

Na tabela 1 são apresentadas as características das participantes do estudo piloto pertencentes ao grupo com Síndrome da Dor Patelofemoral (GSDPF) e grupo controle (GC).

Tabela 1: Características dos sujeitos do GSDPF e GC.

Grupos/Sujeitos	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)	Membro dominante	Membro com dor
GSDPF					
Sujeito 1	26	64,5	1,70	Direito	Direito
Sujeito 2	27	49,9	1,61	Direito	Bilateral (+E)
Sujeito 3	23	72	1,63	Direito	Esquerdo
Sujeito 4	35	64,4	1,70	Direito	Bilateral (+E)
Média (DP)	27,75 (± 5,12)	62,75 (± 9,25)	1,66 (± 0,04)		
GC					
Sujeito 1	18	51	1,61	Direito	-----
Sujeito 2	23	69,7	1,74	Direito	-----
Média (DP)	20,5 (± 3,53)	60,35 (± 3,22)	1,67 (± 0,09)		

3.2 INSTRUMENTOS DE COLETA

Utilizou-se o Software para Avaliação Postural (SAPO) para análise dos ângulos Q e do retopé e a Baropodometria Computadorizada através do Pedar-X[®] para avaliação da distribuição da pressão plantar (pico de pressão, área de contato, tempo de contato e integral pressão-tempo) durante cinco atividades funcionais: marcha em superfície plana, subir e descer escadas e rampa.

Para análise cinemática do retopé foi utilizada uma câmera filmadora digital (Sony HandyCam DCR-SR47[®]) e o software APAS (Ariel Performance Analysis System) e para avaliação do pico de torque e trabalho da musculatura flexora e extensora do joelho a Dinamometria Isocinética através do dinamômetro Biodex Multi Joint System 3[®].

Foi também analisada a intensidade da dor pela Escala Visual Numérica (EVN), e os sintomas e limitações funcionais dos sujeitos com dor patelofemoral pelo Questionário de Kujala.

Adicionalmente, foram também utilizados os seguintes instrumentos:

- Ficha de avaliação para caracterização dos sujeitos;
- Escada de 4 degraus sendo que cada degrau continha 15cm de altura, 60cm de largura e 28cm de comprimento (Figura 1);
- Rampa (190 cm de comprimento x 54 cm altura, com um ângulo de inclinação de 39°) (Figura 1);
- Bicicleta estacionária (Movement Technology BM2700[®]);
- Tripé;
- Bolas de isopor, fitas dupla face, fio de prumo, lápis dermatográfico;
- Máquina fotográfica digital (KODAK AF 3X - 8,2Megapixels[®]);
- Notebook (Sony Vaio[®]);
- Sapatilhas (Moleca[®]);
- Cronômetro (Kenko KK-1046[®]);
- Estadiômetro (Sanny[®]) escalado em milímetros (mm);
- Balança digital (Toledo[®]) escalada em gramas (gr);
- Calibrador;

Figura 1 – Escada e rampa utilizadas para realização do estudo piloto.



3.3 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

No presente estudo piloto, foram controladas as seguintes variáveis:

Local e horário das coletas – as avaliações foram realizadas nos Laboratórios de Biomecânica da UPF e da UDESC, em horários previamente marcados entre os pesquisadores e as voluntárias.

Controle da temperatura – a temperatura no laboratório foi controlada, sendo mantida entre 18° e 25°.

Fadiga muscular – Foi permitido um período de um minuto entre cada avaliação da distribuição da pressão plantar (marcha em superfície plana, escada e rampa) e de 30 segundos entre cada velocidade (180°/s e 60°/s) na avaliação isocinética.

Ruído – para evitar o excesso de ruídos, não foi permitida a presença de pessoas externas à pesquisa no local de coleta.

Vestimentas – Foi solicitada as participantes que trouxessem uma bermuda para realização das avaliações para facilitar a marcação dos pontos anatômicos para avaliação dos ângulos Q e retropé.

Calçados – Utilizou-se um calçado padrão (sapatilha marca Moleca[®]), que foi fornecido pelos pesquisadores.

3.4 COLETA DOS DADOS

1ª etapa: Inicialmente as participantes foram informadas dos procedimentos do estudo, critérios de inclusão e exclusão e foi então solicitada a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e Termo de Consentimento para Fotografias, Vídeos e Gravações. Após, foi aplicada uma Ficha de Avaliação para caracterização dos sujeitos e o questionário de Kujala.

2ª Etapa - Após os procedimentos iniciais, foi realizada a avaliação dos ângulos Q e do retropé, onde foram demarcados, com pequenas bolas de isopor e fita dupla face, os pontos anatômicos espinha ilíaca ântero-superior, região medial da patela e tuberosidade anterior da tíbia (para avaliação do ângulo Q) e sobre o ponto médio do terço pósterio-inferior da perna, ponto médio do tendão de Aquiles na altura dos dois maléolos e ponto médio do calcâneo (SAPO, 2010).

Uma máquina fotográfica (KODAK 8.2 MP[®]) foi posicionada em um tripé com altura de 95cm e como referência vertical foi fixado um fio de prumo no teto. Sobre esse fio foram colocadas duas bolas de isopor, que serviram como sistema de calibração. A participante e o fio de prumo foram posicionados em um mesmo plano perpendicular ao eixo da câmera e a uma distância de 3 metros dessa (SAPO, 2010).

Os pés das voluntárias foram dispostos de forma paralela e em posição neutra, distantes 10cm um do outro (TAVARES, 2010) sendo esta distância mensurada com uma régua e demarcada no solo. Em seguida, foram adquiridas imagens digitais nos planos frontal anterior e posterior. As imagens foram armazenadas em um computador, para posterior avaliação dos ângulos por meio do Software para Avaliação Postural (SAPO- versão 0.68) (SAPO, 2010). Todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo avaliador.

3ª etapa: Dando continuidade aos procedimentos, foi avaliada a distribuição da pressão plantar durante a fase de apoio em cinco atividades funcionais: marcha em superfície plana, subir e descer escada e rampa através do Pedar-X[®].

O Pedar-X[®] é composto por palmilhas flexíveis, com 2mm de espessura, com aproximadamente 99 sensores capacitivos de pressão, distribuídos homogeneamente, com resolução dependente do tamanho da palmilha, aproximadamente de 1 sensor/cm², sendo que cada sensor é calibrado separadamente. Ele tem a vantagem de adquirir vários passos ao mesmo tempo, tornando-se mais confiável na medida em que os dados de pressão adquiridos provém da média de vários passos. (ALIBERTI, 2008).

As palmilhas utilizadas para análise da pressão plantar foram correspondentes ao tamanho 36/37. Estas foram colocadas dentro do calçado que foi utilizado e conectadas a um condicionador que foi colocado em um cinto que ficou fixo na cintura dos indivíduos. Este condicionador se comunicava e transferia os dados para o computador por meio de comunicação *Bluetooth* facilitando desta forma o deslocamento do sujeito pelo local das avaliações.

As palmilhas foram calibradas antes do estudo de acordo com especificações do fabricante.

Para controlar as diferenças no tipo de calçados, todos os sujeitos utilizaram um calçado padrão (sapatilha Moleca[®]). Optou-se por realizar o estudo utilizando calçados, levando-se em consideração que o objetivo deste estudo é avaliar as pressões plantares durante atividades do dia-a-dia dos indivíduos, as quais são, na maioria das vezes, realizadas com os pés calçados.

Antes de iniciar a coleta dos dados, as voluntárias foram orientadas a caminhar livremente pelo laboratório até se sentirem familiarizadas com o ambiente e os equipamentos.

Após a habituação e antes de iniciar as coletas, foi solicitado aos sujeitos que ficassem em apoio unipodal alternadamente para que o valor zero de pressão fosse tarado.

Em seguida, as participantes foram orientadas a deambular por um percurso de 8 metros, da forma como realizam esta atividade no seu dia-a-dia. Este procedimento foi realizado três vezes, a fim de minimizar as dificuldades dos sujeitos de adaptação e compreensão do exame.

A velocidade da marcha foi monitorada, porém não controlada. Para a monitorização, foi utilizado um cronômetro (Kenko KK-1046[®]) e a velocidade foi determinada pela divisão da distância pela média do tempo dos três ensaios de caminhada.

Após deambular pelo percurso estabelecido, as voluntárias foram orientadas a subir e descer uma escada de 4 degraus (15cm altura, 60cm de largura e 28cm de comprimento), sem apoiar no corrimão com a velocidade que habitualmente praticam esta atividade, iniciando a tarefa sempre pelo pé direito. Foram realizadas três repetições das tarefas de subir e descer escadas.

Em seguida a paciente foi orientada a subir e descer uma rampa (190 cm de comprimento x 54 cm altura, com um ângulo de inclinação de 39°), da forma como habitualmente pratica esta atividade, sem apoiar no corrimão e iniciando sempre pelo pé direito, realizando três tentativas das tarefas de subir e descer a rampa.

Foi verificado, através de um cronômetro (Kenko KK-1046[®]), o tempo que os sujeitos levaram para realizar as tarefas de subir e descer escada e rampa.

3ª etapa: Posteriormente à coleta de dados referentes à distribuição da pressão plantar, foi realizada a avaliação do pico de torque e do trabalho da musculatura extensora e flexora do joelho nas velocidades de 60 e 180°/s através do Dinamômetro Isocinético Biodex Multi Join System 3[®].

Inicialmente, os sujeitos foram informados e orientados sobre os procedimentos desta avaliação e realizou-se um alongamento dos músculos quadríceps, isquiotibiais e tríceps da perna durante 3 minutos (1 minuto para cada grupo), seguidos, aproximadamente de um período de repouso de 5 minutos (LOBATO et al., 2005). Após, foram instruídos a pedalar uma bicicleta estacionária por 5 minutos, sem carga, com o intuito de prevenir qualquer lesão osteomioarticular (SOUZA, 2005).

Antes de iniciar as avaliações, foi realizada a verificação da calibração, para que os resultados pudessem ser fidedignos. Em seguida, os sujeitos foram posicionados sentados sobre a cadeira do equipamento isocinético, onde foi instalado o coxim de suporte de membros, fixo à cadeira por meio de uma haste T, com o ângulo do suporte regulado. Os sujeitos permaneceram fixos à cadeira por meio de um cinto para coxas, que foi colocado no terço distal da coxa contralateral do membro testado, sendo este também estabilizado com um cinto a 2 cm acima do maléolo lateral do tornozelo. Para uma maior estabilidade, foi utilizado também um par de cintos de ombro, que partiam da parte superior traseira da cadeira, estendendo-se anteriormente ao tronco até a lateral da base do assento, onde foram fixados por fivelas, e na parte anterior do tronco utilizou-se um cinto pélvico. O eixo de rotação no dinamômetro foi alinhado com o eixo de movimento do joelho (epicôndilo femoral lateral).

Os sujeitos foram instruídos a permanecerem com as mãos apoiadas sobre os cintos de ombros e no caso de qualquer intercorrência, poderiam utilizar um dispositivo manual, que quando acionado interrompia imediatamente os movimentos, impedindo dessa maneira qualquer dano físico aos participantes.

O teste foi realizado no modo concêntrico para os extensores e flexores do joelho nas velocidades de 60°/s, cinco repetições e 180 °/s, cinco repetições, com um intervalo de 30 segundos entre cada velocidade.

No momento das avaliações foi solicitado aos sujeitos força máxima para cada movimento realizado, através de estímulo visual e encorajamento verbal.

5ª Etapa – Esta etapa foi realizada simultaneamente às etapas 1, 3 e 4 e consiste na avaliação da intensidade da dor através da Escala Visual Numérica (EVN) nos seguintes momentos:

- Durante a avaliação inicial;
- Antes e após a marcha em superfície plana;
- Antes e após a tarefa de subir e descer escadas;
- Antes e após a tarefa de subir e descer de uma rampa.
- Antes e após cada velocidade da avaliação isocinética (60 e 180°/s);

6ª Etapa – Esta etapa corresponde a avaliação da cinemática do retropé, a qual não foi realizada concomitantemente às avaliações supracitadas. No entanto, nas próximas coletas esta será realizada juntamente à avaliação da distribuição da pressão plantar durante a marcha em superfície plana.

Participou desta parte do estudo um sujeito do sexo feminino, com 24 anos, massa corporal de 56Kg e estatura 167cm. A mesma não possuía nenhuma sintomatologia na articulação patelofemoral.

Uma câmera filmadora digital (Sony HandyCam DCR-SR47[®]), foi posicionada em um tripé há uma altura de 50cm do solo e distância de 3m do sujeito, sendo as imagens adquiridas no plano frontal posterior do sujeito.

Quatro marcadores esféricos foram colocados no sujeito, nos seguintes pontos anatômicos: um marcador no centro do calcanhar, logo acima da sola da sapatilha (1), outro no centro do calcanhar, na inserção do tendão de Aquiles (2), um terceiro no centro do Tendão de Aquiles na altura do maléolo medial (3) e um quarto 15 cm acima do terceiro marcador no centro da perna (4) (CHEUNG; NG, 2007; SANTOS, 2008; DE WIT et al., 1999; PERRY; LAFORTUNE, 1995).

Inicialmente o sujeito passou por um período de adaptação ao ambiente de coleta dos dados e após foi orientado a caminhar ao longo de uma distância de 8 metros, da maneira como habitualmente realizava esta atividade no seu dia-a-dia. Um total de cinco ensaios consecutivos da caminhada foram gravados.

Para cálculo das coordenadas reais, um sistema de calibração bidimensional foi colocado no plano das filmagens. Este calibrador constou de seis pontos, de dimensões de 61cm no eixo x e 80cm no eixo y e um ponto fixo foi também posicionado ao lado do calibrador.

3.5 TRATAMENTO DOS DADOS

Ângulos Q e do retropé

A análise dos ângulos Q e do retropé foi feita pelo SAPO, sendo as imagens calibradas e digitalizadas de acordo com o protocolo do próprio software. Foram realizadas três medidas para cada ângulo e feita uma média entre estas três. Após analisados, os dados foram armazenados no mesmo software.

Distribuição da pressão plantar

Os dados referentes à distribuição da pressão plantar foram obtidos através do Pedar-X, sendo adquiridos a uma frequência de 100 Hz. A escolha por esta frequência baseou-se em

estudo prévio de mensuração de pressão plantar na marcha e ao subir e descer escadas (ALIBERTI et al., 2010; ALIBERTI et al., 2011) e também no estudo de Mittlemeier e Morlock (1993) *apud* Orlin e McPoil (2000), os quais relataram como adequados para a caminhada, coletar os dados de pressão plantar com uma frequência de aquisição entre 45 e 100Hz.

Para análise dos dados coletados durante a marcha em superfície plana, foram descartados os 1,5 metros iniciais e finais da caminhada (PERRY, 2005c) e nas atividades de subir e descer escadas e rampa, foram descartados o primeiro e último passo a fim de evitar o efeito da aceleração e desaceleração do movimento.

Após coletados, os arquivos foram salvos com extensão *sol* no *software Pedar-X Online* da Novel, onde os arquivos das coletas foram salvos com extensão *sol* em pastas referentes ao grupo a que pertenciam (GSDPF e GC) e a situação (marcha, subir escadas, descer escadas, subir rampa, descer rampa). Após, foram agrupadas todas as tentativas do sujeito em cada situação no *software Group Editor*, onde os arquivos foram salvos com extensão *par*. Neste software foi também realizada a normalização dos dados pela massa corporal do sujeito e aplicada a máscara para divisão do pé em 6 regiões (Figura 2).

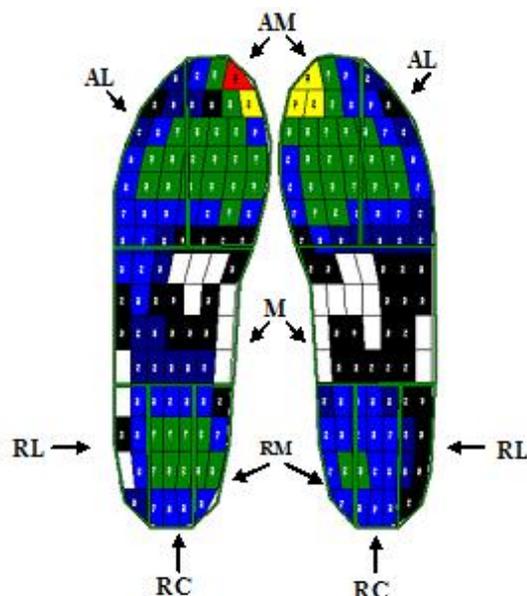
As máscaras foram criadas no *software Creation of Any Mask*, onde a superfície plantar foi inicialmente dividida em 3 grandes regiões em relação ao comprimento do pé: retopé (30%), médiopé (30%) e antepé (40%). Em seguida, o retopé e o antepé foram subdivididos em relação à largura correspondente a cada uma destas áreas, respectivamente em: retopé medial (30%), retopé central (40%) e retopé lateral (30%); antepé medial (55%) e antepé lateral (45%) (ALIBERTI et al., 2010; ALIBERTI et al., 2011).

A escolha da máscara utilizada, que divide o pé em 6 regiões, foi feita baseada em estudos prévios que avaliaram a distribuição da pressão plantar em sujeitos com SDPF (ALIBERTI et al., 2010; ALIBERTI et al., 2011).

Foram analisadas as variáveis pico de pressão (Kpa), área de contato (cm^2), tempo de contato (ms) e integral pressão-tempo (Kpa/s) nas 6 áreas plantares que se ajustavam via software proporcionalmente a largura e comprimento do pé de cada sujeito.

Para o cálculo das variáveis foi utilizado o *software Group Mask Evaluation*, onde foi selecionado o arquivo *par* criado no *Group Editor* e foram então calculados os valores médios de cada variável para cada região do pé. Foi então salvo um novo arquivo, com extensão *lst*, para posteriormente ser visualizado no *Microsoft Excel*.

Figura 2: Pé dividido em 6 regiões, conforme a máscara aplicada. AM – antepé medial, AL – antepé lateral, M- médiopé, RM – retropé medial, RC- retropé central, RL- retropé lateral



Avaliação Isocinética

Os dados referentes ao pico de torque (N/m) e trabalho (J) dos flexores e extensores do joelho, obtidos através da avaliação isocinética, foram analisados e armazenados no Biodex Multi Joint System 3 – Advantage Software (versão 3.2).

Cinemática do retropé

Para análise cinemática do retropé, um único passo de cada membro foi considerado em cada ensaio, totalizando 5 passos de cada membro ao final. A escolha por este número de passos baseou-se em estudos prévios da análise cinemática do retropé (CORNWALL; MCPOIL, 1995; CHUTER, 2010; MOSELEY et al., 1996) e também no estudo de Diss (2001), o qual encontrou uma confiabilidade acima de 0,93 para as variáveis cinemáticas em uma análise de cinco passos.

A digitalização das imagens foi realizada no software APAS (Ariel Performance Analysis System) e os dados filtrados digitalmente com uma frequência de corte de 6Hz. Analisou-se o valor máximo do ângulo do retropé durante a fase de apoio da marcha, sendo este ângulo formado pela intersecção das linhas que formam o segmento perna (marcadores 3 e 4) com o segmento pé (marcadores 1 e 2), sendo a eversão considerada positiva e a inversão

negativa. A fase de apoio da marcha foi considerada a partir do instante do toque do calcanhar ao solo até o desprendimento dos dedos (WHITTLE, 1993).

A velocidade da marcha não foi controlada, mas sim monitorada, cronometrando-se o tempo que o sujeito levava para percorrer a distância estabelecida.

Os dados cinemáticos foram normalizados na base do tempo, ajustada de 0% a 100% para a fase de apoio da marcha, com intervalos de 1% usando como referência o instante do toque do calcanhar até o desprendimento dos dedos do solo. Para esta normalização foi utilizada rotina elaborada no programa Matlab pelo Prof. Dr. Marcos Duarte da USP.

Para o tratamento estatístico dos dados coletados foi utilizada a estatística descritiva, por meio de média e desvio padrão.

4 RESULTADOS

O tempo total de coleta foi em torno de 1h30min para cada sujeito.

A primeira e a segunda etapa, referentes à avaliação inicial, preenchimento do Questionário de Kujala e avaliação dos ângulos Q e do retropé foram realizadas sem intercorrências. Os dados preenchidos na ficha de avaliação permitiram obter um grande número de informações que possibilitou aos pesquisadores diferenciar os sujeitos dos dois grupos e realmente verificar se as participantes possuíam os sinais e sintomas da SDPF. O questionário de Kujala mostrou-se adequado para ser aplicado em sujeitos com dor patelofemoral, pois observou-se que o grupo com SDPF apresentou menores escores neste em comparação ao grupo controle. Uma limitação observada neste questionário foi o fato do mesmo não possuir uma classificação relativa ao grau de comprometimento da articulação, possui somente um escore que nos informa que a menor pontuação é a pior situação e a maior pontuação a melhor situação relativa aos sinais e sintomas na articulação patelofemoral.

Nas tabela 2 e 3 são apresentados os dados relativos à avaliação dos ângulos Q e do retropé obtidos através do SAPO e a pontuação obtida pelos sujeitos do GSDPF e GC no Escore de Kujala.

Tabela 2 – Dados referentes aos ângulos Q e do retropé e escore de Kujala do GSDPF.

	Ângulo Q		Ângulo do retropé		Escore de Kujala
	MC	MNC	MC	MNC	
Sujeito 1	32,4	14,7	14,1	8,5	77
Sujeito 2	31,8	33,4	10,0	6,1	77
Sujeito 3	20,6	15,5	17,8	12,3	70
Sujeito 4	21,8	10,3	15,7	13,1	80
Média	26,6	18,4	14,4	10,0	76
	± 6,3	± 10,2	± 3,2	± 3,2	± 4,2

MC -membro comprometido

MNC – membro não comprometido

Tabela 3 – Dados referentes aos ângulos Q e do retropé e escore de Kujala do GC.

	Ângulo Q		Ângulo do retropé		Escore de Kujala
	MD	MND	MD	MND	
Sujeito 1	24,7	19,4	17,2	9,7	100
Sujeito 2	22,3	13,2	10,17	11,1	100
Média	23,5	16,3 ±	13,6	10,4	100
	± 1,7	4,4	± 4,9	± 0,9	

MD – membro dominante

MND – membro não dominante

Em relação à avaliação da distribuição da pressão plantar durante a marcha em superfície plana, no projeto inicial a distância estipulada para os sujeitos caminharem era de 10 metros, sendo descartados para análise da distribuição da pressão plantar os 2 metros iniciais e finais. No entanto, esta distância teve que ser reduzida em função das dimensões do Laboratório de Biomecânica impossibilitar a realização da coleta com estas distâncias. Desta forma, foi estipulada uma distância de 8 metros para os sujeitos caminharem, sendo descartados 1,5 metros iniciais e finais na avaliação da marcha em superfície plana.

Em relação à velocidade da marcha em superfície plana, observou-se que ambos os grupos apresentaram uma marcha em velocidade lenta (GSDPF - 0,87m/s e GC- 0,83m/s), segundo classificação proposta por Perry (2005c), o qual considera uma marcha normal em torno de 1,3m/s, lenta em torno de 0,61m/s e rápida 1,65m/s. No entanto, as diferenças entre os grupos foram pequenas (4,6%).

A opção por não controlar a velocidade da marcha no presente estudo deve-se ao fato de que o objetivo dos pesquisadores é observar o comportamento dos sujeitos na simulação de suas atividades diárias e o controle da velocidade poderia modificar algum padrão adotado por estes sujeitos.

Através da realização do estudo piloto foi também possível determinar se o número de passos coletados seria suficiente para análise da distribuição da pressão plantar. Com base na literatura, percebeu-se que a maioria dos estudos utilizam de 8 a 10 passos durante a coleta

dos dados. Em estudo realizado por Hughes et al (1991), utilizando a coleta de 5 passadas (10 passos), encontrou um coeficiente de correlação de 0,94 para os picos de pressão plantares. No entanto, ao analisar os dados deste estudo piloto observou-se que foram coletados entre 5 e 8 passos por sujeito durante a marcha em superfície plana. Sendo assim, nas próximas avaliações será aumentado o número de repetições (de 3 para 5), para obter um número mínimo de 10 passos por sujeito.

Na avaliação da distribuição da pressão plantar ao subir e descer escadas, se observou que em função da escada possuir somente 4 degraus, foram aproveitados para análise somente um passo de cada membro cada vez que o sujeito realizava a tarefa, totalizando 3 passos de cada pé ao final. Sendo assim, percebeu-se a necessidade de ou aumentar o número de repetições ou utilizar uma escada com mais degraus, para assim poder coletar um número maior de passos (em média 10 passos por sujeito). Na rampa, observou-se a mesma situação em função do pequeno comprimento desta. Sendo assim, optou-se em utilizar uma escada com mais degraus e uma rampa com maior comprimento. Desta forma, nas próximas coletas serão utilizadas a escada e a rampa do prédio da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade de Passo Fundo (UPF), pois a escada possui 11 degraus e a rampa 1378 cm de comprimento.

Nas tabelas 4,5,6,7 e 8 são apresentados os dados relativos ao pico de pressão, área de contato, tempo de contato e integral pressão-tempo dos sujeitos do GSDPF e GC durante a marcha em superfície plana, subir escada, descer escada, subir rampa e descer rampa, nas 6 regiões plantares.

Tabela 4: Valores do pico de pressão (kPa), área de contato (cm²), tempo de contato (ms) e integral pressão-tempo (KPa.s) durante a marcha em superfície plana do GSDPF e GC nas 6 regiões plantares.

		Marcha em superfície plana					
		AM	AL	M	RM	RC	RL
GSDPF							
Pico de pressão (KPa)	MC	340,4 (± 35,3)	186,6 (± 1,4)	97,0 (± 9,7)	241,2 (± 4,5)	247,5 (± 35,0)	147,5 (± 18,9)
	MNC	244,5 (± 56,3)	209,5 (± 6,8)	106,6 (± 6,8)	220,8 (± 18,7)	253,7 (± 25,8)	211,6 (± 21,2)
Área de contato (cm²)	MC	31,7 (± 0,0)	22,8 (± 0,0)	23 (± 1,9)	8,6 (±0,0)	13,9 (±0,0)	8,5 (±0,0)
	MNC	30,9 (± 0,0)	23,2 (± 0,0)	23,4 (± 1,1)	8,9 (± 0,0)	13,3 (± 0,0)	8,9 (± 0,0)
Tempo de contato (ms)	MC	605,0 (±39,6)	585,0 (±27,8)	603,3 (±41,6)	591,6 (±38,8)	568,3 (±40,7)	583,3 (±36,8)
	MNC	606,6 (±32,1)	553,3 (±37,5)	591,6 (±25,6)	603,3 (±40,4)	590,0 (±45,8)	593,3 (±40,4)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MC	79,9 (±3,3)	55,8 (±2,7)	36,5 (±8,8)	50,4 (±0,6)	54,2 (±1,3)	39,2 (±1,6)
	MNC	58,6 (±1,0)	55,8 (±4,7)	36,2 (±4,1)	53,5 (±6,2)	61,5 (±6,0)	53,6 (±4,0)
GC							
Pico de pressão (KPa)	MD	377,9 (±7,9)	193,7 (±15,1)	120,4 (±18,0)	240,0 (±8,6)	264,1 (±2,8)	180,0 (±12,9)
	MND	259,5 (±5,7)	246,6 (±10,1)	156,6 (±14,4)	222,5 (±2,1)	303,3 (±0,7)	188,7 (±2,1)
Área de contato (cm²)	MD	30,6 (±0,3)	23,2 (±0,0)	21,9 (±0,3)	7,9 (±0,3)	13,3 (±0,0)	8,9 (±0,0)
	MND	30,6 (±0,0)	22,6 (±0,3)	18,4 (±0,0)	8,0 (±0,0)	13,9 (±0,0)	7,7 (±0,6)
Tempo de contato (ms)	MD	665,0 (±8,6)	603,3 (±5,7)	601,6 (±2,8)	561,6 (±72,1)	600,0 (±34,6)	673,3 (±5,7)
	MND	653,3 (±54,8)	690,0 (±34,6)	698,3 (±20,2)	596,6 (±75,0)	601,6 (±57,7)	673,3 (±11,5)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MD	93,3 (±5,1)	68,1 (±6,0)	49,4 (±3,1)	61,6 (±2,7)	68,0 (±1,4)	52,3 (±3,2)
	MND	77,9 (±1,1)	91,3 (±5,9)	55,6 (±6,8)	58,9 (±5,1)	78,6 (±4,9)	49,8 (±0,3)

MC – membro comprometido; MNC- membro não comprometido; MD – membro dominante; MND – membro não dominante; AM – antepé medial; AL – antepé lateral; M- médiopé; RM- retropé medial; RC- retropé central; RL – retropé lateral.

Tabela 5: Valores do pico de pressão (kPa), área de contato (cm²), tempo de contato (ms) e integral pressão-tempo (KPa.s) durante a atividade de subir escadas do GSDPF e GC nas 6 regiões plantares.

		Subir escadas					
		AM	AL	M	RM	RC	RL
GSDPF							
Pico de pressão (KPa)	MC	219,1 (±33,7)	183,3 (±17,5)	59,1 (±16,0)	138,3 (±31,8)	139,1 (±33,5)	79,1 (±23,2)
	MNC	211,6 (±40,6)	192,5 (±28,1)	89,1 (±39,5)	110,8 (±28,7)	110,8 (±29,1)	80,0 (±18,0)
Área de contato (cm²)	MC	31,5 (±0,2)	22,6 (±0,3)	25,5 (±0,1)	8,6 (±0,0)	13,9 (±0,0)	6,5 (±0,7)
	MNC	30,9 (±0,0)	23,2 (±0,0)	24,8 (±2,2)	8,9 (±0,0)	13,3 (±0,0)	8,1 (±0,6)
Tempo de contato (ms)	MC	796,6 (±5,7)	796,6 (±5,7)	790,0 (±10,0)	553,3 (±20,8)	560,0 (±20,0)	716,6 (±15,2)
	MNC	870,0 (±36,0)	870,0 (±36,0)	840,0 (±30,0)	833,3 (±20,8)	636,6 (±61,1)	830,0 (±17,3)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MC	78,9 (±16,5)	64,0 (±6,4)	30,4 (±4,4)	51,3 (±8,2)	51,4 (±8,5)	29,8 (±7,7)
	MNC	93,3 (±22,0)	87,0 (±5,9)	40,0 (±10,0)	47,4 (±12,1)	47,0 (±12,9)	39,6 (±11,1)
GC							
Pico de pressão (Kpa)	MD	393,3 (±97,5)	180,0 (±7,5)	153,3 (±12,5)	135,0 (±22,9)	131,6 (±27,6)	75,0 (±16,3)
	MND	304,1 (±91,1)	175,8 (±20,2)	141,6 (±5,7)	190,0 (±79,4)	190,0 (±74,5)	54,1 (±23,0)
Área de contato (cm2)	MD	30,0 (±0,7)	22,4 (±0,6)	21,7 (±1,9)	7,3 (±0,6)	13,3 (±0,0)	7,2 (±0,7)
	MND	31,7 (±0,0)	21,1 (±0,7)	16,9 (±1,9)	6,3 (±0,0)	12,9 (±1,7)	4,3 (±1,9)
Tempo de contato (ms)	MD	926,6 (±30,5)	933,3 (±41,6)	930,0 (±36,0)	686,6 (±120,9)	703,3 (±124,2)	870,0 (±75,4)
	MND	816,6 (±51,3)	826,6 (±65,0)	810,0 (±70,0)	740,0 (±62,4)	763,3 (±57,7)	693,3 (±125,0)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MD	119,3 (±28,1)	104,6 (±13,7)	91,7 (±11,6)	53,2 (±13,8)	51,2 (±16,3)	37,8 (±11,8)
	MND	81,8 (±28,9)	60,6 (±12,4)	31,6 (±15,9)	2,6 (±2,4)	3,3 (±4,5)	3,2 (±5,6)

MC – membro comprometido; MNC- membro não comprometido; MD – membro dominante; MND – membro não dominante; AM – antepé medial; AL – antepé lateral; M- médiopé; RM- retropé medial; RC- retropé central; RL – retrope lateral.

Tabela 6: Valores do pico de pressão (kPa), área de contato (cm²), tempo de contato (ms) e integral pressão-tempo (KPa.s) durante a atividade de descer escadas do GSDPF e GC nas 6 regiões plantares.

		Descer escadas					
		AM	AL	M	RM	RC	RL
GSDPF							
Pico de pressão (KPa)	MC	135,4 (±13,9)	111,6 (±12,6)	58,3 (±5,6)	113,3 (±13,9)	114,1 (±15,2)	64,5 (±18,9)
	MNC	165,0 (±37,2)	107,9 (±30,4)	55,4 (±25,6)	84,1 (±55,9)	83,7 (±58,1)	65,0 (±35,0)
Área de contato (cm²)	MC	30,8 (±0,8)	22,2 (±0,5)	28,2 (±2,2)	8,6 (±0,0)	13,9 (±0,0)	6,0 (±0,0)
	MNC	29,6 (±0,3)	20,1 (±3,4)	16,5 (±6,9)	6,1 (±3,6)	9,1 (±3,6)	6,5 (±2,0)
Tempo de contato (ms)	MC	493,3 (±116,7)	493,3 (±116,7)	480,0 (±121,2)	376,6 (±87,7)	376,6 (±84,0)	381,6 (±62,5)
	MNC	540,0 (±225,3)	540,0 (±225,3)	496,6 (±210,7)	403,3 (±196,3)	415,0 (±22,1)	456,6 (±202,3)
Integral pressão – tempo (Kpa.s)	MC	47,4 (±13,5)	43,9 (±11,2)	22,1 (±4,9)	27,1 (±3,8)	26,5 (±4,0)	15,3 (±4,9)
	MNC	53,7 (±8,2)	44,7 (±17,3)	21,6 (±10,3)	25,9 (±21,8)	25,5 (±22,4)	20,7 (±16,7)
GC							
Pico de pressão (KPa)	MD	185,8 (±50,5)	196,6 (±47,3)	168,3 (±25,6)	70,8 (±7,6)	64,1 (±10,1)	39,1 (±13,7)
	MND	213,3 (±102,4)	172,5 (±96,4)	100,8 (±24,6)	148,3 (±47,7)	152,5 (±46,8)	46,6 (±14,2)
Área de contato (cm²)	MD	29,1 (±0,7)	22,5 (±0,5)	24,3 (±1,4)	6,9 (±0,6)	13,3 (±0,0)	3,0 (±2,8)
	MND	28,1 (±4,1)	20,4 (±2,9)	17,8 (±1,2)	6,3 (±0,0)	13,9 (±0,0)	3,9 (±1,4)
Tempo de contato (ms)	MD	773,3 (±95,0)	773,3 (±95,0)	766,6 (±85,0)	326,6 (±141,5)	410,0 (±121,6)	616,6 (±41,6)
	MND	743,3 (±37,8)	796,6 (±119,3)	803,3 (±130,5)	733,3 (±225,0)	743,3 (±226,7)	610,0 (±85,4)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MD	86,4 (±10,2)	103,7 (±20,7)	90,4 (±13,0)	14,3 (±3,7)	13,4 (±2,7)	17,9 (±6,7)
	MND	86,8 (±32,4)	79,7 (±28,2)	59,6 (±10,0)	71,2 (±49,9)	74,1 (±52,4)	20,0 (±12,8)

MC – membro comprometido; MNC- membro não comprometido; MD – membro dominante; MND – membro não dominante; AM – antepé medial; AL – antepé lateral; M- médiopé; RM- retropé medial; RC- retropé central; RL – retropé lateral.

Tabela 7: Valores do pico de pressão (kPa), área de contato (cm²), tempo de contato (ms) e integral pressão-tempo (KPa.s) durante a atividade de subir rampa do GSDPF e GC nas 6 regiões plantares.

		Subir Rampa					
		AM	AL	M	RM	RC	RL
GSDPF							
Pico de pressão (KPa)	MC	181,6 (±31,7)	171,6 (±42,7)	65,0 (±12,5)	140,8 (±22,6)	144,1 (±28,0)	92,5 (±34,6)
	MNC	188,3 (±7,2)	186,6 (±11,2)	60,8 (±5,2)	138,3 (±16,0)	145,8 (±15,0)	112,5 (±10,8)
Área de contato (cm²)	MC	31,2 (±0,8)	21,6 (±1,9)	26,0 (±1,4)	8,6 (±0,0)	13,9 (±0,0)	7,2 (±1,2)
	MNC	30,9 (±0,0)	23,2 (±0,0)	23,0 (±1,9)	8,2 (±0,0)	13,3 (±0,0)	8,9 (±0,0)
Tempo de contato (ms)	MC	966,6 (±23,0)	950,0 (±51,9)	963,3 (±20,8)	700,0 (±131,1)	710,0 (±112,6)	790,0 (±101,4)
	MNC	920,0 (±26,4)	923,3 (±20,8)	926,6 (±15,2)	933,3 (±5,7)	866,6 (±66,5)	903,3 (±5,7)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MC	90,1 (±11,0)	74,9 (±11,2)	39,5 (±2,7)	63,0 (±14,5)	63,2 (±15,3)	39,9 (±18,5)
	MNC	82,6 (±8,2)	79,9 (±8,0)	33,3 (±0,8)	63,5 (±6,2)	63,8 (±10,4)	54,3 (±6,1)
GC							
Pico de pressão (KPa)	MD	290,0 (±28,3)	180,8 (±14,2)	127,5 (±5,0)	221,6 (±6,2)	213,3 (±3,8)	122,5 (±2,5)
	MND	287,5 (±286,3)	115,0 (±70,7)	118,7 (±44,1)	205,0 (±45,9)	210,0 (±45,9)	73,7 (±8,8)
Área de contato (cm²)	MD	30,0 (±0,6)	22,9 (±0,5)	21,3 (±0,7)	6,5 (±0,0)	13,3 (±0,0)	8,5 (±0,7)
	MND	27,6 (±5,7)	16,7 (±4,8)	26,7 (±12,6)	7,4 (±1,7)	13,5 (±0,6)	5,3 (±0,8)
Tempo de contato (ms)	MD	970,0 (±111,3)	1010,0 (±108,1)	996,6 (±75,7)	960,0 (±45,8)	940,0 (±26,4)	1030,0 (±113,5)
	MND	875,0 (±106,0)	870,0 (±155,5)	1005,0 (±77,7)	1000,0 (±84,8)	1020,0 (±84,8)	980,0 (±98,9)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MD	100,6 (±19,8)	87,9 (±16,3)	64,7 (±6,4)	115,0 (±13,0)	107,5 (±11,3)	69,1 (±8,1)
	MND	88,4 (±72,6)	59,1 (±36,8)	65,7 (±4,5)	122,6 (±0,5)	128,9 (±0,9)	41,8 (±4,5)

MC – membro comprometido; MNC- membro não comprometido; MD – membro dominante; MND – membro não dominante; AM – antepé medial; AL – antepé lateral; M- médiopé; RM- retropé medial; RC- retropé central; RL – retrope lateral.

Tabela 8: Valores do pico de pressão (kPa), área de contato (cm²), tempo de contato (ms) e integral pressão-tempo (KPa.s) durante a atividade de descer rampa do GSDPF e GC nas 6 regiões plantares.

		Descer rampa					
		AM	AL	M	RM	RC	RL
GSDPF							
Pico de pressão (KPa)	MC	280,0 (±17,67)	101,2 (±15,9)	45,0 (±3,5)	103,7 (±1,7)	101,2 (±1,7)	47,5 (±0,0)
	MNC	330,0 (±70,7)	138,7 (±1,76)	56,2 (±22,9)	108,7 (±8,8)	113,7 (±8,8)	90,0 (±3,5)
Área de contato (cm²)	MC	31,3 (±0,0)	22,2 (±0,0)	18,3 (±0,8)	8,6 (±0,0)	13,9 (±0,0)	5,5 (±0,7)
	MNC	30,4 (±0,6)	23,2 (±0,0)	20,16 (±0,6)	8,9 (±0,0)	13,3 (±0,0)	7,8 (±0,0)
Tempo de contato (ms)	MC	620,0 (±14,1)	620,0 (±14,1)	610,0 (±14,1)	320,0 (±0,0)	335,0 (±42,4)	245,0 (±35,3)
	MNC	700,0 (±0,0)	685,0 (±21,2)	650,0 (±0,0)	430,0 (±70,7)	460,0 (±56,5)	685,0 (±7,0)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MC	98,8 (±10,4)	44,2 (±3,7)	18,9 (±1,1)	20,8 (±2,3)	20,2 (±2,5)	7,9 (±1,1)
	MNC	122,9 (±37,1)	56,3 (±3,3)	27,3 (±8,2)	30,0 (±1,4)	31,6 (±1,8)	25,6 (±4,0)
GC							
Pico de pressão (KPa)	MD	550,8 (±75,4)	115,0 (±11,4)	104,1 (±20,2)	59,1 (±16,2)	48,3 (±12,5)	22,5 (±2,5)
	MND	400,0 (±46,3)	105,0 (±9,0)	89,1 (±5,2)	298,3 (±16,6)	307,5 (±21,3)	74,1 (±12,8)
Área de contato (cm²)	MD	30,3 (±0,6)	20,4 (±1,8)	23,4 (±0,0)	6,3 (±0,1)	11,1 (±1,0)	1,2 (±0,1)
	MND	30,3 (±0,1)	19,9 (±1,7)	13,1 (±0,7)	6,3 (±0,0)	12,8 (±0,0)	3,9 (±0,7)
Tempo de contato (ms)	MD	603,3 (±35,1)	603,3 (±35,1)	590,0 (±34,6)	123,3 (±30,5)	120,0 (±20,0)	463,3 (±37,8)
	MND	576,6 (±15,2)	540,0 (±17,3)	526,6 (±15,2)	510,0 (±43,5)	516,6 (±41,6)	543,3 (±11,5)
Integral pressão – tempo (KPa.s)	MD	180,7 (±19,4)	56,2 (±10,9)	43,17 (±9,4)	5,4 (±2,5)	4,2 (±1,9)	2,8 (±0,9)
	MND	124,2 (±6,4)	45,2 (±0,3)	36,5 (±3,3)	47,3 (±3,9)	48,0 (±3,1)	10,3 (±1,5)

MC – membro comprometido; MNC- membro não comprometido; MD – membro dominante; MND – membro não dominante; AM – antepé medial; AL – antepé lateral; M- médiopé; RM- retropé medial; RC- retropé central; RL – retrope lateral.

Durante os procedimentos relativos à avaliação isocinética, ao realizar o aquecimento na bicicleta estacionária, 3 das 4 pacientes avaliadas relataram aumento da dor durante esta tarefa. Acredita-se que isto pode ter ocorrido em função das participantes terem realizado esta atividade com uma angulação do joelho acima de 20°, o que pode aumentar as forças compressivas sobre a articulação patelofemoral e ocasionar dor. Sendo assim, para as próximas avaliações o banco da bicicleta será posicionado de maneira que permita ao joelho uma angulação máxima de 20 ° de flexo-extensão, pois nessa angulação apenas a porção inferior da patela se articula com o fêmur protegendo a articulação de possíveis dores que eventualmente possam ocorrer por hiperpressão patelofemoral (PLAPER, 1995).

Em relação às velocidades do teste isocinético, a primeira avaliação foi realizada iniciando pela velocidade de 60°/s, e a paciente relatou maior intensidade de dor ao fazer o teste nesta velocidade em comparação com a velocidade de 180°/s. Desta forma, na segunda avaliação iniciou-se o teste a 180°/s e a paciente relatou maior dor novamente na velocidade de 60°/s. Segundo Dvir (2002), a menor intensidade de dor encontrada em médias ou altas velocidades relaciona-se ao fato de que nestas velocidades a articulação está exposta por um tempo mais curto à resistência externa, levando a uma carga mais baixa na articulação patelofemoral e assim a um potencial de inibição reduzido. Sendo assim, optou-se nas próximas avaliações por iniciar os testes sempre com a velocidade de 180°/s e após 60°/s.

Nas tabelas 9 e 10 são apresentados os dados relativos à avaliação isocinética dos flexores e extensores do joelho nas velocidades de 60°/s e 180°/s.

Tabela 9 – Dados referentes à avaliação do pico de torque (N/m) da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 60°/s e 180°/s nos sujeitos do GSDPF e do GC.

Grupos /sujeitos	Pico de Torque (N/m)							
	60°/s				180°/s			
	Flexores		Extensores		Flexores		Extensores	
	MC	MNC	MC	MNC	MC	MNC	MC	MNC
GSDPF								
Sujeito 1	57,8	67,8	139,6	124,9	14,8	24,2	25,9	42,3
Sujeito 2	42,3	40,5	94,6	120,8	26	34,9	60,9	70
Sujeito 3	25,6	42,5	37,9	73,4	13,4	10,9	24,8	25
Sujeito 4	40,1	67,2	118,5	155,4	38,6	42,2	76,7	108,6
Média	41,4	54,5	97,6	118,6	23,2	28,05	47,07	61,4
(DP)	(± 13,1)	(± 15,0)	(± 43,8)	(± 33,8)	(± 11,7)	(± 13,6)	(± 25,90)	(± 36,4)
	MD	MND	MD	MND	MD	MND	MD	MND
GC								
Sujeito 1	53,8	63,7	96,8	110,8	33,6	30,9	61,3	60,6
Sujeito 2	70	67,3	171,6	167,2	31,4	22,3	85,3	70,3
Média	61,9	65,5	134,2	139	32,5	26,6	73,3	65,45
(DP)	11,4	2,5	52,8	39,8	1,5	6,08	16,9	6,8

MC-membro comprometido; MNC – membro não comprometido; MD- membro dominante; MND- membro não dominante.

Tabela 10 – Dados referentes à avaliação do trabalho (J) da musculatura flexora e extensora do joelho nas velocidades de 60°/s e 180°/s nos sujeitos do GSDPF e do GC.

Grupos /sujeitos	Trabalho (J)							
	60°/s				180°/s			
	Flexores		Extensores		Flexores		Extensores	
	MC	MNC	MC	MNC	MC	MNC	MC	MNC
GSDPF								
Sujeito 1	304,3	437,7	639,9	780,7	36,7	97,3	111,6	239,2
Sujeito 2	285,3	253,8	618,9	662,9	173,1	183,7	372,3	402,3
Sujeito 3	88,8	232,1	241,3	429,9	11,6	43,8	117,5	127,5
Sujeito 4	275,6	395,9	633,8	946,1	271,7	264,4	521,3	699,9
Média	238,5	329,8	533,4	704,9	123,2	147,3	280,6	367,2
(DP)	100,5	102,1	194,9	217,03	121,7	97,03	201,2	248,8
	MD	MND	MD	MND	MD	MND	MD	MND
GC								
Sujeito 1	334,3	367,2	582	594,3	190,3	165,7	331,7	291,2
Sujeito 2	428	391,7	910,4	984	151,5	58,1	509,1	342,7
Média	381,1	379,4	746,2	789,1	170,9	111,9	420,4	316,9
(DP)	66,2	17,3	232,2	275,5	27,4	76,08	125,4	36,4

MC-membro comprometido; MNC – membro não comprometido; MD- membro dominante; MND- membro não dominante.

A EVN, a qual foi aplicada em diversos momentos durante as avaliações, mostrou-se adequada para os objetivos propostos, possibilitando aos pesquisadores monitorar a dor durante a realização das tarefas propostas.

Na tabela 11 são apresentados os dados referentes à dor apresentada pelos sujeitos nas diferentes situações a que foram submetidos.

Tabela 11 – Dados referentes à dor (cm) apresentada pelos sujeitos nas diferentes situações a que foram submetidos.

Escala Visual Numérica (cm)												
Situações	GSDPF								GC			
	Sujeito 1		Sujeito 2		Sujeito 3		Sujeito 4		Sujeito 1		Sujeito 2	
	MC	MNC	MC	MNC	MC	MNC	MC	MNC	MD	MND	MD	MND
Agachar												
Antes	4	0	2	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Após	7	0	5	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Step												
Antes	2	0	2	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Após	2	0	2	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Última semana												
Dia da avaliação	3	0	4	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Marcha												
Antes	3	0	4	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Após	3	0	5	0	6	2	2	0	0	0	0	0
Escada												
Antes	3	0	5	0	6	2	2	0	0	0	0	0
Após	4	0	5	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Rampa												
Antes	4	0	5	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Após	4	0	5	0	8	2	2	0	0	0	0	0
Isocinético a 180°/s									0	0	0	0
Antes	5	0	4	0	8	0	2	2	0	0	0	0
Após	5	0	6	0	8	0	4	2				
Isocinético a 60°/s												
Antes	5	0	6	0	8	0	4	2	0	0	0	0
Após	8	0	8	0	8	0	5	2	0	0	0	2

MC-membro comprometido; MNC – membro não comprometido; MD- membro dominante; MND- membro não dominante.

Durante a realização do estudo piloto, a ordem das avaliações não foi aleatorizada, iniciando-se sempre pela avaliação da distribuição da pressão plantar (marcha em superfície plana, escada e rampa) e após avaliação isocinética. No entanto, para as próximas coletas percebeu-se a necessidade de tornar aleatória esta ordem para evitar uma possível influencia de uma avaliação na próxima a ser realizada.

Em relação à análise cinemática do retropé, embora esta não tenha sido realizada concomitantemente com as outras avaliações, pode-se perceber que é possível a realização da mesma juntamente a avaliação da distribuição da pressão plantar durante a marcha em superfície plana. Optou-se por realizar a avaliação cinemática somente durante esta atividade funcional pelas limitações impostas pela instrumentação (dificuldade de posicionamento dos instrumentos para filmagem enquanto o sujeito sobe e desce escada e rampa e também pela

necessidade de mais de uma câmera, caso contrário, a cada atividade seria necessário reposicioná-la, o que demandaria muito tempo às coletas).

Também se percebeu a necessidade de aproximação do calibrador da câmera, uma vez que somente um apoio do membro inferior esquerdo pode ser digitalizado em função de que os outros ficaram fora do espaço do calibrador. Além disso, a distância dificultou a digitalização dos pontos, podendo aumentar o erro na marcação destes.

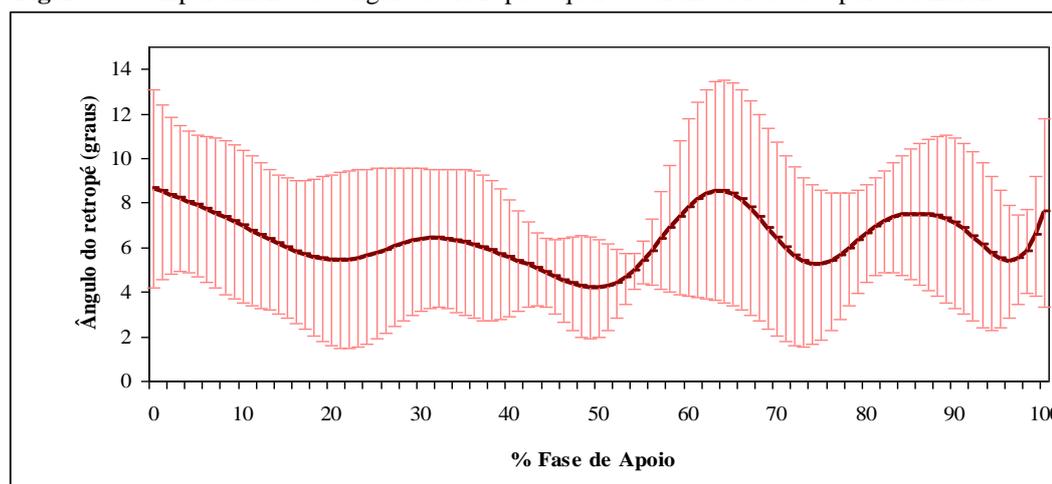
Os pontos escolhidos para a determinação do ângulo do retropé, bem como o software APAS mostraram-se adequados para os objetivos propostos.

No projeto inicial, o objetivo era analisar o ângulo do retropé no instante do toque do calcanhar ao solo. No entanto, após a realização do estudo piloto optou-se em utilizar o valor máximo do ângulo do retropé durante a fase de apoio da marcha, uma vez que, em função da baixa frequência de aquisição da câmera utilizada, tornou-se difícil a determinação do valor deste ângulo no instante exato do toque do calcanhar ao solo.

A velocidade média da marcha do sujeito foi de 1,36 m/s, a qual se encontrou dentro dos padrões de normalidade propostos por Perry (2005c).

O gráfico 1 apresenta o comportamento do ângulo do retropé esquerdo durante a fase de apoio da marcha.

Figura 3: Comportamento do ângulo do retropé esquerdo durante a fase de apoio da marcha.



5 CONCLUSÃO

Através da realização deste estudo piloto possibilitou-se a familiarização dos pesquisadores com o método. Pode-se perceber a necessidade de mudanças em alguns

procedimentos adotados no projeto inicial (distância para caminhada, número de tentativas de cada tarefa, dimensões da escada e rampa, ordem das avaliações, ângulo de flexão do joelho durante o aquecimento na bicicleta estacionária).

O tempo de coleta de 1h30min, embora um pouco longo, não provocou fadiga nas participantes. Os instrumentos escolhidos mostraram-se adequados para coleta dos dados de acordo com os objetivos propostos.

Embora não tenha sido realizada juntamente com as outras avaliações, pode-se perceber a viabilidade da realização da análise cinemática juntamente com a da distribuição da pressão plantar durante a marcha em superfície plana.

O local utilizado para a coleta dos dados, o Laboratório de Biomecânica da UPF, mostrou-se adequado, sendo necessárias apenas algumas adaptações relativas à distância percorrida durante a marcha dos sujeitos e nas dimensões da escada e rampa a serem utilizadas no presente estudo.

ANEXO 1
APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
GABINETE DO REITOR
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Florianópolis, 31 de maio de 2010

Nº. de Referência: 33/2010

A(o) Pesquisador(a),

Prof. Gilmar Moraes Santos

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado "**Análise de variáveis biomecânicas em indivíduos com síndrome da dor patelofemural**" enviada previamente por V. S.ª. Desta forma, comunicamos que o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos tem como resultado a **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaríamos de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverá ser informado imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Rudney da Silva

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – UDESC

ANEXO 2

QUESTIONÁRIO DE KUJALA PARA DESORDENS NA ARTICULAÇÃO
PATELOFEMORAL

NOME: _____

IDADE: _____ anos

DATA: ____/____/____

JOELHO: Esquerdo () Direito ()

Duração dos sintomas: ____ anos ____ meses

Para cada questão circule a escolha que corresponde ao sintoma de seu joelho:**1. Manca:**

- a. Nada (5)
- b. Poucas vezes ou periodicamente (3)
- c. Sempre (0)

2. Apóia o pé no chão:

- a. Total, sem dor (5)
- b. Com dor (3)
- c. Impossível apoiar devido à dor (0)

3. Caminhada:

- a. Caminho bem sem ter limites (5)
- b. Mais que 2 quilômetros (3)
- c. Só de 1 a 2 quilômetros (2)
- d. Não consigo caminhar (0)

4. Escadas:

- a. Não tenho dificuldades (10)
- b. Pouca dor ao descer (8)
- c. Tenho dor ao descer e subir (5)
- d. Não consigo usar escadas (0)

5. Agachamento:

- a. Não tenho dificuldade (5)
- b. Quando agacho repetidamente, tenho dor (4)
- c. Tenho dor toda vez que agacho (3)
- d. Não consigo agachar totalmente (2)
- e. Não consigo agachar de modo algum (0)

6. Corrida

- a. Não tenho dificuldade (10)
- b. Tenho dor se corro mais do que 2 quilômetros (8)
- c. Tenho um pouco de dor no começo da corrida (6)
- d. Tenho dor severa (3)
- e. Não consigo correr (0)

7. Pular

- a. Não tenho dificuldade (10)
- b. Tenho um pouco de dificuldade (7)
- c. Sempre tenho dor (2)
- d. Não consigo pular (0)

8. Ficar sentado muito tempo na cadeira:

- a. Não tenho dificuldade (10)
- b. Quando decido movimentar o joelho sinto dor (8)
- c. Tenho dor constante (6)
- d. Tenho que ficar espichando a perna para alívio (4)
- e. Não consigo ficar sentado (0)

9. Dor:

- a. Não tenho dor (10)
- b. Pouca dor ou as vezes (8)
- c. A dor dificulta meu sono (6)
- d. As vezes tenho muita dor (3)
- e. Dor constante e muito forte (0)

10. Inchaço:

- a. Não tenho (10)
- b. Tenho depois de um forte exercício (8)
- c. Tenho depois das atividades dia a dia (6)
- d. No final da tarde (4)
- e. Constantemente (0)

11. Movimentos dolorosos na minha patela (rótula):

Ela sai do lugar:

- a. Nunca aconteceu (10)
- b. As vezes, na atividade esportiva (6)
- c. As vezes, na atividade do dia-a-dia (4)
- d. Pelo menos uma vez a paleta sai do lugar (2)
- e. Mais que duas vezes (0)

12. Atrofia da Coxa:

- a. Não tenho atrofia (5)
- b. Pouca atrofia (3)
- c. Atrofia grave (0)

13. Dificuldade no dobrar o joelho

- a. Não tenho dificuldade (5)
- b. Tenho pouca dificuldade (3)
- c. Tenho uma dificuldade severa (0)

