**Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto**

Lilian Ramiro Felicio

**Análise da cinemática patelar por meio de
imagens de ressonância nuclear magnética
em indivíduos com síndrome da dor
femoropatelar**

**Ribeirão Preto
2007**

LILIAN RAMIRO FELICIO

**Análise da cinemática patelar por meio de imagens de
ressonância nuclear magnética em indivíduos com
síndrome da dor femoropatelar**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto da Universidade
de São Paulo junto ao Departamento de
Biomecânica, Medicina e Reabilitação de
Aparelho Locomotor, para a obtenção do
título de mestre.

Área de concentração: Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Débora Bevilaqua-Grossi

Co- orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos dos Santos

Ribeirão Preto
2007

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha Catalográfica

Felicio, Lilian Ramiro

Análise da cinemática patelar por meio de imagens de ressonância nuclear magnética em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. Ribeirão Preto, 2007. 124p.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo/USP – Programa de Pós-graduação em Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação, Área de concentração: Reabilitação

1. síndrome da dor femoropatelar.	2. cinemática patelar
3. ressonância nuclear magnética	4. cadeia cinética aberta
5. cadeia cinética fechada	6. fisioterapia

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lílian Ramiro Felicio

Análise da cinemática patelar por meio de imagens de ressonância nuclear magnética em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo junto ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, para a obtenção do título de Mestre.
Área de concentração: Reabilitação.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Profa Dra.: Débora Bevilaqua Grossi

Instituição: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP

Assinatura:

Prof. Dr.: Antônio Carlos dos Santos

Instituição: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Assinatura:

Prof. Dr. : Rúben de Faria Negrão Filho

Instituição: Faculdade de Ciências e Tecnologia - UNESP

Assinatura:

Dedico este trabalho aos meus pais, Luiz e Marisa que sempre me incentivaram e apoiaram, às minhas irmãs, Cristiane e Daniela, pelo carinho e compreensão nos momentos em que eu estive ausente e aos meus avós Anna e Amador Ramiro (em memória) pelo exemplo de honestidade e sabedoria.

Dedico este trabalho a vocês, especialmente porque vocês são meu alicerce, e sem vocês não teria conseguido completar mais esta etapa da minha vida.

Agradecimentos

À Deus, por me proporcionar a oportunidade para que eu realizasse este trabalho e por me guiar durante todos os passos da minha vida.

Aos meus pais e minhas irmãs pelo amor, carinho e preocupação que tiveram comigo durante toda esta caminhada. Apesar da distância, sei que estamos sempre perto. Amo muito vocês!

A minha família pela torcida e incentivo, especialmente minhas tias Clarice, Marina e Regina e meus tios Rubens e Ronaldo, vocês são especiais para mim.

Ao Prof. Dr. Dráulio e Aziane pela atenção e colaboração durante o desenvolvimento do suporte utilizado nas coletas.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos dos Santos pela colaboração e por gentilmente ceder o Centro de Ciências das Imagens e Física Médica para as realizações das coletas.

Ao amigo Reginaldo Chagas pela alegria e carinho durante todas as manhãs de domingo em que realizamos as coletas.

Você é uma pessoa iluminada!

Agradecimentos

À querida Profa. Débora pela amizade, carinho e por ter me acolhido de braços abertos, mesmo não me conhecendo. Agradeço a Deus por ter colocado em meu caminho uma pessoa tão especial quanto você!

À Amiga e professora Anamaria por ter feito com que eu me apaixonasse pela ortopedia. Agradeço também pelos momentos de carinho, compreensão e orientação. "Isso é muito bom, né!!"
Te admiro muito.

À Profa. Vanessa Monteiro-Pedro pelo carinho e apoio quando este trabalho era apenas um projeto. Você é um exemplo de competência e humildade. Você é muito especial para mim!

À minha amiga/irmã Thaís Chaves, dona do sorriso mais bonito e sincero, agradeço pelo convívio, pelo carinho, pelo apoio e incentivo nos momentos em que nada parecia dar certo e também pelo exemplo de pessoa e profissional que você é.
Se eu pudesse defini-la com uma palavra, esta seria *Garra*.
"Bons amigos são a família que nos permitiram escolher"
(W. Shakespeare)

Agradecimentos

Aos amigos Augusto Baffa, Marcelo Saad e Rogério Liporaci pelo companheirismo e dedicação durante este trabalho, sem vocês eu não teria conseguido. Ao olhar para todo este caminho que percorremos juntos, vejo que crescemos não apenas como profissionais, mas também como pessoas.

À amiga Helga Tucci pelo carinho e pelo ombro amigo desde a época da graduação. "Os amigos são testemunhas do passado e são nossos espelhos, que através deles podemos nos olhar"
(Milan Kundera)

Aos amigos Rodrigo (Kinder), Rodrigo Cappato, Rodrigo Vasconcelos (Rodrigão), Juliano, Priscila e Vânia pelo convívio e pela oportunidade de aprender com cada um de vocês.

O que importa não é o que você tem na vida
e sim quem você tem na vida.

Aos amigos do Laboratório de Análise da Postura e do Movimento Humano/ LAPOMH, Daniel (Siri), Harumi, Letícia, Jaqueline, Ana Paula (Tatu), Luiza e a todos os alunos de iniciação científica pela convivência harmoniosa na casa da Fisioterapia.

Agradecimentos

Às amigas Daniela Garbellini e Sabrina Amorim, que mesmo distantes sempre se fizeram presentes na minha vida. Um dia a gente aprende que verdadeiras amizades continuam a crescer mesmo a grandes distâncias.

À todas as voluntárias pela paciência e colaboração durante as coletas. Sem vocês não seria possível a realização deste trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo/FAPESP pelo apoio financeiro (processos 04/14097-7 e 04/05086-1) sem o qual não seria possível a realização deste trabalho.

**À minha orientadora
Profa. Dra. Débora Bevilaqua-Grossi**

*"O professor se liga a eternidade,
ele nunca sabe onde cessa a sua influência"
(Henry Adams)*

Como é difícil neste momento encontrar palavras para agradecer
tudo que você fez por mim.
Agradecer não só pelo crescimento profissional, mas também pelo
crescimento pessoal, que apenas uma pessoa iluminada por Deus é
capaz de fazer.
E tenho certeza que mais importante do que ter é ser e você fez
com que eu me tornasse um ser humano melhor.
Agradeço por você ser minha PROFESSORA no sentido mais amplo
da palavra, pois o professor não ensina *apenas conceitos*,
ele ensina *Valores de vida*.

RESUMO

FELICIO, L.R. **Análise da cinemática patelar por meio de imagens de ressonância nuclear magnética em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar.** 2007, 124 p., Dissertação de Mestrado- Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

A Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) é uma das disfunções mais frequentes do joelho, que acomete adultos jovens do sexo feminino. Embora os fatores etiológicos da SDFP ainda não estejam bem estabelecidos, autores apontam as alterações da cinemática patelar como o principal fator causal. A intervenção conservadora é freqüentemente indicada para o tratamento destes indivíduos, abrangendo exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF). O objetivo deste trabalho foi analisar a cinemática patelar durante o repouso e exercícios em indivíduos saudáveis e com SDFP. Participaram deste trabalho, 20 voluntários clinicamente saudáveis e 19 com SDFP submetidos a exames de ressonância nuclear magnética (RNM) durante o repouso, contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em CCA e CCF com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão. As imagens de RNM foram avaliadas pelo programa *e-film medical* na obtenção dos ângulos do sulco (AS), ângulo de congruência (AC), ângulo de *tilt* patelar (ATP), ângulo patelar lateral (APL), deslocamento lateral patelar (DLP) e o *bisect offset* (BO). O coeficiente de correlação intraclasse (ICC) foi aplicado para verificar a confiabilidade intra-examinador e o modelo linear de efeitos mistos aplicado para as comparações inter e intra-grupo, sendo estabelecido nível de significância de 5%. Os resultados do ICC revelaram níveis excelentes de confiabilidade ($ICC > 0,75$) para todas as medidas de ambos os grupos. De acordo com os dados analisados, pode-se constatar que o grupo SDFP apresenta um maior deslocamento lateral da patela durante o repouso, CIVM em CCA e CCF com o joelho posicionado a 15° de flexão em relação ao grupo controle. Na comparação entre os posicionamentos do joelho e entre as cadeias, para ambos os grupos verificou-se um melhor equilíbrio patelar com o joelho fletido a 30° e a 45° com a CIVM em CCA e CCF. Com o joelho posicionado a 15° de flexão, a patela apresenta-se em sua posição de maior instabilidade, mesmo durante a CIVM em CCF e CCA para ambos os grupos. Desta maneira pode-se concluir que exercícios em CCA e CCF com o joelho posicionado a 30° e a 45° apresentam uma melhor estabilidade patelar em relação aos exercícios com o joelho posicionado a 15° de flexão.

Palavras-chaves: síndrome da dor femoropatelar (SDFP). Cinemática patelar. Ressonância nuclear magnética (RNM). Cadeia cinética aberta (CCA). Cadeia cinética fechada (CCF). Fisioterapia.

ABSTRACT

FELICIO, L.R. **Patellar Kinematics analysis by magnetic resonance imaging in individuals with patellofemoral pain.** 2007, 124 p., Master's dissertation - Ribeirão Preto Medical School at the University of São Paulo, Ribeirão Preto.

Patellofemoral Pain Syndrome (PPS) is one of the most common knee dysfunctions affecting young adult women. Although PFPS etiologic factors remain uncertain, authors have reported that changes in patellar kinematics as the main cause. Conservative interventions are frequently indicated, which includes open kinetic chain (OKC) and closed kinetic chain (CKC) exercises. This study had the objective to analyze patellar kinematics on individuals with PFPS and health controls, at rest position and while performing exercises. Thirty-nine volunteers participated in this study (20 healthy individuals and 19 with PFPS) and were subjected to nuclear magnetic resonance (NMR) at the following conditions: at rest, maximal voluntary isometric contraction (MVIC) in OKC and CKC with the knee flexed at 15°, 30°, and 45°. NMR images were evaluated using e-film medical for the following angles: sulcus angle (SA), congruence angle (CA), patellar tilt angle (PTA), lateral patellar angle (LPA), lateral displacement of the patella (LDP), and bisect offset (BO). The interclass coefficient correlation (ICC) was applied to verify intra-rater reliability and the linear mixed effects model for inter- and intra-group comparisons, with level of significance at 5%. ICC results revealed excellent reliability levels ($ICC > 0.75$) for all measurements in both groups. The analyzed data reveal that, compared to the control group, the PFPS group presents greater lateral displacement of the patella at rest, MVIC in OKC and CKC with the knee flexed at 15°. Comparisons among knee positions and kinetic chains, in both groups, it was observed that better patellar balance was obtained with the knee flexed at 30° and 45° with MVIC in OKC and CKC. For both groups, the position with most instability of the patella is with the knee flexed at 15°, even during MVIC in CKC and OKC. Hence, it is concluded that OKC and CKC exercises with the knee flexed at 30° and 45° promote better stability of the patella with regards to exercises performed with the knee flexed at 15°.

Keywords: Patellofemoral pain syndrome (PFPS). Patellar kinematics. Magnetic resonance (MR). Open kinetic chain (OKC). Closed kinetic chain (CKC). Physical therapy.

Lista de Figuras

	página
Figura 1- Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética do Setor de Diagnóstico por Imagem do HCFMRP-USP	51
Figura 2- Suporte em madeira para realização dos exercícios em CCA e CCF. Ajuste para regulação do tamanho da coxa avaliada (a), ajuste para alteração da angulação do suporte (b) e suporte para a realização dos exercícios em CCF (c)	52
Figura 3- Posicionamento do joelho avaliado em 15º de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCA. Direção da força (seta)	53
Figura 4- Posicionamento do joelho avaliado em 15º de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCF. Direção da força (seta)	53
Figura 5- Posicionamento do joelho avaliado em 30º de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCA. Direção da força (seta)	54
Figura 6- Posicionamento do joelho avaliado em 30º de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCF. Direção da força (seta)	54
Figura 7- Posicionamento do joelho avaliado em 45º de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCA. Direção da força (seta)	54
Figura 8- Posicionamento do joelho avaliado em 45º de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCF. Direção da força (seta)	54
Figura 9- Interface do programa e-film medical versão 1.8.3 utilizado para análise das imagens de RNM	55
Figura 10- Ângulo do sulco (AS), formado entre as facetas lateral e medial da tróclea femoral. L-lateral e M-medial	56

Figura 11- Ângulo de Congruência (AC) obtido entre a bissetriz do AS (AC) e outra reta formada pelo ápice da patela e pela porção média do sulco troclear (BC). L-lateral e M-medial. Desvio lateral (valores positivos) e desvio medial (valores negativos) 56

Figura 12- Ângulo de *tilt* patelar (ATP) formado pela intersecção entre a reta paralela aos côndilos femorais posteriores e a reta formada pelas bordas lateral e medial da patela. Abertura Medial (positivo), abertura lateral (negativo). L-lateral e M-medial 57

Figura 13- Ângulo patelar lateral (APL) formado pela intersecção de uma reta tangente aos côndilos femorais e uma reta tangente à faceta patelar lateral. L- lateral e M- medial 57

Figura 14- Deslocamento lateral patelar (DLP), distância (d) calculada entre o ápice do côndilo medial (a) e a extremidade medial da patela (b) em mm projetados perpendicularmente em uma reta paralela ao côndilo posterior do fêmur (c). Valores negativos (laterais) e valores positivos (mediais) 58

Figura 15- Bisect Offset (BO), porcentagem da porção da patela que se encontra lateral (AO), tendo como referência uma reta perpendicular à reta tangente aos côndilos femorais posteriores e a porção mais profunda do sulco troclear femoral. L- lateral e M- medial 58

Lista de Tabelas

	página
Tabela 1- Critérios de Inclusão e Exclusão para o grupo Controle	42
Tabela 2- Critérios de Inclusão e Exclusão para o grupo com SDFP	42
Tabela 3- Dados antropométricos dos voluntários dos grupos controle e com SDFP	42
Tabela 4- Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo controle (n=20)	44
Tabela 5- Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo com SDFP (n=19)	45
Tabela 6- Avaliação de dor através da Escala Visual Analógica (EVA) em centímetros, durante a última semana, último mês, atividades funcionais e durante agachamento e <i>step</i> do grupo SDFP (n=19)	47
Tabela 7: Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo com SDFP (n=19) e controle (n=20)	49
Tabela 8- Descrição, método de obtenção e valores de referência das medidas avaliadas por meio das imagens de RNM no plano axial	60
Tabela 9- Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) intra-examinador das medidas observadas a partir das imagens de RNM do grupo controle (n=20)	63
Tabela 10- Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) intra-examinador das medidas observadas a partir das imagens de RNM do grupo SDFP (n=19)	64
Tabela 11- Médias e desvios padrões dos AS, AC, ATP, APL, DLP e BO com 15º de flexão do joelho durante o repouso, CCA e CCF para os grupos controle (n=20) e com SDFP (n=19)	65
Tabela 12- Médias e desvios padrões dos AS, AC, ATP, APL, DLP e BO com 30º de flexão do joelho durante o repouso, CCA e CCF para os grupos controle (n=20) e com SDFP (n=19)	66

Tabela 13- Médias e desvios padrões dos AS, AC, ATP, APL, DLP e BO com 45º de flexão do joelho durante o repouso, CCA e CCF para os grupos controle (n=20) e com SDFP (n=19) 67

Tabela 14- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo do Sulco (AS) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo controle (n=20) 68

Tabela 15- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de Congruência (AC) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo controle (n=20) 69

Tabela 16- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de *Tilt* Patelar (ATP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo controle (n=20) 70

Tabela 17- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo Patelar Lateral (APL) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo controle (n=20) 71

Tabela 18- Médias e desvios padrões (milímetros) do Deslocamento Lateral Patelar (DLP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo controle (n=20) 72

Tabela 19- Médias e desvios padrões (%) do *Bisect Offset* (BO) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo controle (n=20) 73

Tabela 20- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo do Sulco (AS) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15º, 30º e 45º de flexão para o grupo SDFP (n=19) 74

Tabela 21- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de Congruência (AC) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19) 75

Tabela 22- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de *tilt* Patelar (ATP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19) 76

Tabela 23- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo Patelar Lateral (APL) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19) 77

Tabela 24- Médias e desvios padrões (milímetros) do Deslocamento Lateral Patelar (DLP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19) 78

Tabela 25- Médias e desvios padrões (%) do *Bisect Offset* (BO) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19) 79

Lista de Abreviaturas e Siglas

AC- ângulo de congruência

Ângulo Q – ângulo quadriciptal

APL – ângulo patelar lateral

AS - ângulo do sulco troclear

ATP – ângulo de *tilt* patelar

DLP – deslocamento patelar lateral

BO – *biset offset*

CCA - cadeia cinética aberta

CCF – cadeia cinética fechada

CIVM – contração isométrica voluntária máxima

ETIAS – espinha ilíaca ântero-superior

EVA – escala visual analógica

ICC – coeficiente de correlação intraclasse

RNM – ressonância nuclear magnética

SDFP – síndrome da dor femoropatelar

TC – tomografia computadorizada

VL - músculo vasto lateral

VLL – músculo vasto lateral longo

VLO – músculo vasto lateral oblíquo

VM – músculo vasto medial

VMO – músculo vasto medial oblíquo

Sumário	Página
INTRODUÇÃO	21
OBJETIVOS	26
REVISÃO DA LITERATURA	27
1. Anatomia e biomecânica da articulação femoropatelar	27
2. Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP)	31
3. influência dos exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) e fechada (CCF) na SDFP	34
4. Avaliação da cinemática patelar através da ressonância nuclear magnética (RNM)	38
MATERIAIS E MÉTODOS	41
1. Amostra	41
Características observadas durante a avaliação funcional do grupo controle	43
Características observadas durante a avaliação funcional do grupo SDFP	45
Comparação entre os sinais e sintomas dos grupos SDFP e Controle	47
MATERIAIS	50
2. Instrumentação	51
Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética	51
Suporte para Realização dos Exercícios em CCA e CCF	51
3. Procedimentos	52
Exame de Ressonância Nuclear Magnética	52
4. Análise das Imagens	55
ANÁLISE ESTATÍSTICA	61
RESULTADOS	63
1. Confiabilidade das Medidas	63
2. Comparação da cinemática patelar intergrupo	64
3. Comparação da cinemática patelar intragrupo	68
3.1. Análise da cinemática patelar do grupo controle	68
3.2. Análise da cinemática patelar do grupo SDFP	73
DISCUSSÃO	80
1. Aspectos Metodológicos	80
1.1. Seleção da Amostra	80
1.2. Exame de Ressonância Nuclear Magnética	84
1.3. Confiabilidade das Medidas	86

2. Cinemática Patelar	87
2.1. Comparação da cinemática patelar intergrupo	87
2.2. Comparação da cinemática patelar intragrupo	90
3. Considerações Clínicas para a SDFP	102
CONCLUSÃO	105
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	107
APÊNDICES	117
ANEXO	125

INTRODUÇÃO

Umas das disfunções músculo-esqueléticas mais freqüentes no joelho é a síndrome da dor femoropatelar (SDFP) (POWERS; MAFFUCCI; HAMPTON, 1995; WILK; REINOLD, 2001; BIERDT; WARNKE, 2001), sendo definida como uma dor anterior no joelho e/ou retropatelar em decorrência de alterações estruturais e biomecânicas da articulação femoropatelar (TANG et al., 2001; COWAN et al., 2001), que compreende aproximadamente 25% dos diagnósticos ortopédicos (POWERS; MAFFUCCI; HAMPTON, 1995). Esta síndrome afeta comumente atletas e população sedentária do sexo feminino, sendo os indivíduos adultos jovens os mais afetados (TANG et al., 2001; COWAN et al., 2002; BAKER et al., 2002).

Embora os fatores etiológicos da SDFP não estejam bem definidos, alguns autores apontam as alterações biomecânicas do membro inferior como o principal fator causal (DOUCETTE; GOBLE, 1992; WILK et al., 1998; TANG et al., 2001; COWAN et al., 2002; BAKER et al., 2002). Dentre os fatores biomecânicos mais freqüentemente relacionados ao desenvolvimento da SDFP destacam-se o desequilíbrio estático e dinâmico (PAULOS et al., 1980; TANG et al., 2001). O equilíbrio estático é fornecido pelas estruturas ósseas, fâscias, retináculos, tendões e ligamentos (DOUCETTE; GOBLE, 1992) e o equilíbrio dinâmico pelo músculo quadríceps femoral, principalmente pelo músculo Vasto Medial Oblíquo (VMO) (SHELTON; THIGPEN, 1991; MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000; TANG et al., 2001) e pelos Vastos Laterais (VL) (DOUCETTE; GOBLE, 1992; MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000; TANG et al., 2001), principalmente sua porção oblíqua, o músculo vasto lateral oblíquo (VLO) que age como estabilizador lateral, com ação antagônica a do músculo VMO (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004; BEVILAQUA-GROSSI; MONTEIRO-PEDRO; BÉRZIN, 2004).

O desequilíbrio entre os estabilizadores dinâmicos mediais (VMO) e laterais (VLO, VLL) também podem causar desalinhamento patelar, levando a SDFP (MOLLER

et al., 1987; WITVROUW et al., 1996; MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000; CALLAGHAN; MCCARTHY; OLDHAM, 2001; TANG et al., 2001; COWAN et al., 2003). No entanto, da mesma forma que para os estabilizadores estáticos, alguns autores relataram não ter encontrado alterações no tempo de ativação ou na amplitude do sinal eletromiográfico entre os músculos VMO, VLO e VLL em indivíduos com SDFP, sugerindo que o desequilíbrio muscular não seria um fator preponderante (COQUEIRO et al., 2005; PULZATTO et al., 2005; BEVILAQUA-GROSSI et al., 2006; GRAMANI-SAY et al., 2006).

No entanto, as alterações nos estabilizadores estáticos podem não estar relacionadas com o desenvolvimento da SDFP (DYE, 2001), uma vez que a avaliação por imagem radiográfica nos grupos controle e com SDFP, evidenciaram que muitos fatores indicadores de desalinhamento no membro inferior não demonstram diferença estatisticamente significativa entre os grupos (DYE et al., 1985). Entretanto, alguns autores afirmam que anormalidades como anteversão do colo femoral, pronação subtalar excessiva, aumento do ângulo Quadriciptal (Q), torção tibial externa, retração do retináculo lateral e uma cinemática patelar inadequada, podem causar dor na região anterior do joelho (DOUCETTE; GOBLE, 1992; WITVROUW et al., 1996; MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000).

Desta maneira, a avaliação da morfologia e cinemática patelar pode elucidar o comportamento ou a biomecânica funcional da articulação femoropatelar.

Uma maneira de avaliar a morfologia femoropatelar é através da imagem de ressonância nuclear magnética (RNM), exame não invasivo usado também como forma de diagnóstico para alterações femoropatelares e quantificação da cinemática patelar (BOLDEN et al., 1992; BROSSMANN et al., 1994; GRELSAMER, 2000; POWERS, 2000), fornecendo informações sobre anatomia e anormalidades funcionais que afetam esta articulação durante contrações isométricas ou movimentos ativos do joelho (KUJALA et al., 1989a; BROSSMANN et al., 1994; SHELLOCK; STONE; CRUES, 1999; WITONSKI; GÓRAJ, 1999; HARMAN et al., 2002).

A avaliação da cinemática patelar através das imagens de RNM pode ser realizada através de medidas como: ângulo do sulco (AS), ângulo de congruência (AC), ângulo de tilt patelar (ATP), ângulo patelar lateral (APL), deslocamento lateral patelar (DLP) e o biosect offset (BO). A análise destas medidas permitem avaliar o posicionamento da patela em relação à tróclea femoral (KUJALA et al., 1989a; MCNALLY et al., 2000; POWERS, 2000; FULKERSON, 2002; POWERS et al., 2003). A análise da relação entre essas medidas, especialmente durante atividades dinâmicas, pode elucidar o papel das estruturas na predisposição ao aparecimento da SDFP (KUJALA et al., 1989a; POWERS, 2000; BAKER et al., 2002).

McNally et al. (2000) utilizaram RNM dinâmica e estática em indivíduos com SDFP, e verificaram a morfologia da articulação femoropatelar e a cinemática patelar durante a extensão ativa do joelho em Cadeia Cinética Aberta (CCA) a partir de 30° de flexão, através do AS, APL e do DLP, verificando que a RNM dinâmica foi precisa ao definir a anatomia do aparelho extensor, relatando que a combinação entre a RNM dinâmica e estática poderia auxiliar na caracterização desses indivíduos, dados estes que concordam com os achados de Powers, Shellock e Pfaff (1998).

O tratamento conservador é sempre a primeira e a melhor opção no tratamento dos indivíduos com SDFP (SACCO et al., 2006; STIENE et al., 1996; DOUCETTE; CHILD, 1996), estes programas de reabilitação são baseados em exercícios de cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF) (COWAN et al., 2002; COWAN et al., 2003). Portanto, a análise do posicionamento da articulação femoropatelar através da análise morfológica e funcional em diferentes situações dinâmicas em CCA e CCF pode trazer importantes informações para o aperfeiçoamento desses programas de reabilitação para indivíduos com SDFP.

Steinkamp et al. (1993) observaram que existe diferença nos vetores de força que agem na patela durante os exercícios em CCA e CCF em diferentes ângulos de flexão do joelho. Portanto, sugere-se que a patela apresente um posicionamento distinto em CCA e CCF em diferentes ângulos de flexão do joelho.

Alguns trabalhos avaliaram imagens de RNM durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e movimentos ativos em CCA (POWERS, 2000; WITONSKI; GÓRAJ, 1999; POWERS; SHELLOCK; PFAFF, 1998; KUJALA et al., 1989). Porém, poucos autores analisaram estas imagens durante exercícios em CCF (TENNANT et al., 2001; POWERS et al., 2003).

Powers (2000) realizou RNM dinâmica em mulheres jovens clinicamente saudáveis e portadoras de SDFP, durante movimentos ativos a partir de 45º de flexão a extensão total do joelho em CCA e analisou o AS e a cinemática patelar, através do ATP e BO, confirmando que estruturas ósseas influenciam na cinemática patelar durante a extensão resistida.

Powers, Shellock e Pfaff (1998) também analisaram o comportamento patelar por meio de RNM dinâmica durante movimentos ativos resistidos com o joelho em 45º de flexão a extensão total, relatando grande variabilidade das medidas de avaliação da cinemática patelar nos indivíduos com SDFP.

Avaliando apenas as medidas de inclinação e congruência patelar, Witonski e Góraj (1999) verificaram que em indivíduos normais, a contração muscular não influenciou o posicionamento patelar, entretanto nos indivíduos com SDFP sintomáticos, a contração muscular influenciou de forma significativa o posicionamento da patela na tróclea femoral.

Apenas Kujala et al. (1989a) compararam vários parâmetros de avaliação da cinemática patelar, AS, APL, DLP, ATP e o AC, por meio de imagens de RNM e observaram um aumento significativo no ATP e AS nos indivíduos do sexo feminino, podendo explicar a predominância da SDFP em mulheres.

Poucos trabalhos avaliaram o comportamento patelar durante exercícios em CCF.

Tennant et al. (2001) avaliaram a cinemática patelar em indivíduos assintomáticos por meio de RNM em exercícios em CCF, entretanto, apenas Powers et

al. (2003) compararam imagens de RNM em CCA e CCF (agachamento) em indivíduos com diagnóstico de SDFP e subluxação patelar. Entretanto, de acordo com a literatura consultada, não foram encontrados estudos que comparassem a relação patela/tróclea femoral em exercícios biomecanicamente comparáveis, isto é, em que a única variável avaliada fosse o tipo de exercício, CCA ou CCF, em indivíduos com SDFP e indivíduos clinicamente saudáveis do sexo feminino, considerando a predominância desta síndrome neste sexo. Portanto, não está estabelecido a relação entre a cinemática patelar e o papel dos exercícios em CCA e CCF em diferentes posicionamentos do joelho e as eventuais diferenças na cinemática patelar nos grupos com e sem sinais clínicos da SDFP.

Sendo assim, fazem-se necessários estudos que analisem a cinemática patelar e relacionem as alterações nos ângulos entre a patela e a tróclea femoral em diferentes angulações do joelho e diferentes tipos de exercícios, CCA e CCF, em indivíduos com SDFP em relação a indivíduos clinicamente saudáveis.

OBJETIVOS

Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho foi analisar a cinemática da articulação femoropatelar por meio da relação da patela com a tróclea femoral, utilizando para esta finalidade imagem de ressonância nuclear magnética (RNM) estática e dinâmica com CIVM em cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF), comparando-os entre indivíduos clinicamente saudáveis e com sinais de SDFP.

Objetivos específicos foram:

- Comparar a cinemática patelar entre os grupos controle e com SDFP, nas diferentes situações e posicionamentos do joelho.
- Analisar a cinemática femoropatelar através dos ângulos da patela em relação ao fêmur: ângulo de congruência (AC), ângulo de *tilt* patelar (ATP), ângulo patelar lateral (ALP), deslocamento lateral patelar (DLP) e *bisect offset* (BO), assim como a profundidade do sulco troclear por meio do ângulo do sulco (AS), em diferentes posicionamentos do joelho, nos diferentes grupos experimentais.
- Comparar as alterações destas variáveis durante a CIVM em cadeia cinética aberta (CCA) e cadeia cinética fechada (CCF) a 15°, 30° e 45° de flexão de joelho, nos grupos controle e SDFP.

REVISÃO DA LITERATURA

1. Anatomia e Biomecânica da Articulação Femoropatelar

O joelho é composto por duas articulações, tibiofemoral e femoropatelar. A articulação femoropatelar é formada pela extremidade distal e anterior do fêmur e a patela e estruturas de suporte (THOMEÉ; AUGUSTSSON; KARLSSON, 1999). A patela é o maior osso sesamóide do corpo humano, localizada na região anterior do joelho (MANSKE; DAVIES, 2003), suas principais funções são, distribuir a força de compressão no fêmur e aumentar o braço de alavanca do músculo quadríceps femoral (THOMEÉ; AUGUSTSSON; KARLSSON, 1999; MANSKE; DAVIES, 2003).

A patela articula-se com a tróclea femoral de maneira distinta na medida em que ocorre a flexão do joelho. No início da flexão do joelho, 10° a 20°, a superfície pósterio-inferior da patela inicia o contato com a porção lateral da tróclea femoral, com o aumento da flexão do joelho, em torno de 30° a 45°, a patela centraliza-se no sulco femoral, sendo estes posicionamentos do joelho, os que apresentam a maior estabilidade da patela (MANSKE ; DAVIES, 2003). Com o aumento da flexão do joelho, entre 60° e 90°, a superfície articular proximal da patela está em contato com a tróclea femoral, e durante a máxima flexão do joelho, em torno de 135°, a faceta ímpar está em contato com os côndilos lateral e medial do fêmur (MANSKE; DAVIES, 2003).

Csintalan et al. (2002) avaliaram a área de contato da articulação femoropatelar e rotação tibial externa em 12 joelhos humanos, sendo 6 joelhos do sexo feminino e 6 do sexo masculino durante um arco de movimento 0° a 90° de flexão do joelho. Na avaliação da área de contato femoropatelar foi utilizada uma escala de pressão na articulação femoropatelar, e verificado que com o aumento da flexão do joelho ocorreu um aumento na área de contato femoropatelar com a flexão do joelho, sendo a área de contato maior nos joelhos masculinos quando comparados

aos joelhos femininos. Em relação à rotação tibial externa, foi verificado que um aumento na rotação externa tibial acarretou um aumento no ângulo Quadriciptal (Q), na pressão e na área de contato da faceta lateral patelar durante todos os ângulos de flexão do joelho. Desta maneira, o posicionamento do joelho e um aumento da torção tibial externa alteram os valores da área de contato, alterando o estresse femoropatelar.

A estabilidade da articulação femoropatelar é fornecida por estruturas estáticas e dinâmicas do joelho (GRELSAMER; KLEIN, 1998; TANG et al., 2001; FREDERICSON, 2006).

O equilíbrio estático é fornecido pelas estruturas ósseas, tanto da tróclea femoral quanto da patela, estruturas ligamentares, fáscia, tendões e retináculos (MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000), por sua vez, o equilíbrio dinâmico é fornecido pelo músculo quadríceps femoral, principalmente pela porção oblíqua do músculo vasto medial (VMO) (SHELTON; THIGPEN, 1991; MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000; TANG et al., 2001) e vasto lateral (VL) (GRELSAMER; WEINSTEIN, 2001; BEVILAQUA-GROSSI; MONTEIRO-PEDRO; BERZIN, 2004). Bevilaqua-Grossi et al. (2004) realizaram um estudo anatômico em 32 pernas humanas do sexo masculino, e verificaram que o músculo VL também é dividido em duas porções, o vasto lateral longo (VLL) e vasto lateral oblíquo (VLO), sendo que este possui uma inclinação de $50,4^\circ$, desta maneira, possui uma ação oposta ao músculo VMO, que apresenta uma inclinação de 55° , sendo assim, os músculos VMO e VLO são os principais estabilizadores dinâmicos da patela.

A patela articula-se com a tróclea femoral, desta maneira, alterações na profundidade da tróclea femoral podem influenciar na estabilidade da articulação femoropatelar e na cinemática patelar. A análise da profundidade da tróclea femoral pode ser realizada através do ângulo do sulco (AS) (KUJALA et al., 1989a; POWERS; SHELLOCK; PFAFF, 1998; TENNANT et al., 2001). O AS é formado entre as facetas lateral e medial da tróclea femoral e varia entre 138° a 145° (POWERS, 2000).

Kujala et al. (1989) avaliaram o AS em 20 indivíduos adultos jovens, sem sinais de SDFP, sendo 10 mulheres e 10 homens, utilizaram imagens de RNM no plano axial durante o repouso com o joelho posicionado a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão. Estes autores verificaram que o AS foi maior nas mulheres em relação aos homens com o joelho a 20° e a 30° de flexão, desta maneira, a tróclea femoral encontra-se mais rasa nos indivíduos do sexo feminino, podendo esta redução da profundidade da tróclea femoral influenciar na estabilidade da articulação femoropatelar.

Powers; Shellock e Pfaff (1998) avaliaram o AS em 12 indivíduos saudáveis durante exercícios ativos de joelho em exercícios em cadeia cinética aberta (CCA), por meio de imagens de RNM e analisaram a confiabilidade da medida e o comportamento do AS durante a flexão do joelho de 45° a 0° de extensão do joelho. Estes autores relataram que o coeficiente de correlação intraclass (ICC) para o AS apresentou níveis moderados de repetibilidade, devido à dificuldade em localização do ponto mais profundo do sulco troclear, em relação ao comportamento deste ângulo durante o arco de movimento do joelho avaliado, foi verificado que com a extensão do joelho ocorreu uma redução da profundidade da tróclea femoral, evidenciado pelo aumento do AS, concluindo que a estabilidade patelar fornecida pela tróclea femoral reduz com a extensão do joelho.

Da mesma forma, Tennant et al. (2001) avaliaram o AS por meio de imagens de RNM durante exercícios ativos do joelho em 40 joelhos de indivíduos sem sinais de SDFP, sendo 12 mulheres e 8 homens. Entretanto, estes autores avaliaram exercícios de agachamento em um arco de movimento de 0° a 55° de flexão do joelho, e verificaram que com estes exercícios a profundidade da tróclea femoral com a extensão do joelho também encontra-se reduzida.

Os estabilizadores passivos como o ligamento femoropatelar medial, restritor primário do deslocamento patelar, principalmente no final da extensão do joelho, restringe este deslocamento em média 60% , já em relação ao retináculo lateral, este restringe o deslocamento patelar em média 10% do total da força de estabilização.

Desta maneira, alterações nestes estabilizadores podem alterar a estabilidade femoropatelar, diminuindo a congruência patelar e aumentando a inclinação e o deslocamento lateral patelar (MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000). E segundo Grelsamer e Weinstein (2001) a cinemática patelar é influenciada pela geometria da tróclea femoral e pelos estabilizadores dinâmicos.

A congruência patelar pode ser analisada por meio do ângulo de congruência (AC), obtido entre a bissetriz do AS e outra reta formada pelo ápice da patela e pela porção média do sulco troclear (MERCHANT, 2001).

Kujala et al. (1989a) avaliaram o AC em indivíduos saudáveis e verificaram que o AC reduz com a flexão do joelho, evidenciado pela medialização da patela com a flexão do joelho. Apenas Tennant et al. (2001) avaliaram o AC durante exercícios ativos de agachamento em indivíduos sem queixa de SDFP, e verificaram que o AC aumentou com a extensão do joelho, evidenciando uma lateralização da patela no final da extensão do joelho. Estes autores relatam que possivelmente uma redução na profundidade da tróclea femoral causaria um desequilíbrio na articulação femoropatelar, evidenciado por eles pelo AC.

Outras medidas utilizadas para verificar a cinemática patelar durante os diferentes posicionamentos do joelho são, o ângulo de *tilt* patelar (ATP) e o ângulo patelar lateral (APL), medidas estas que avaliam a inclinação patelar. O ATP, formado pela intersecção entre a reta paralela aos côndilos femorais posteriores e a reta formada pelas bordas lateral e medial da patela, e o APL, formado pela intersecção de uma reta tangente aos côndilos femorais e uma reta tangente à faceta patelar lateral (KUJALA et al., 1989a).

Kujala et al. (1989a) analisaram a inclinação patelar por meio do ATP e APL em indivíduos sem sinais de SDFP, e verificaram que com a CIVM em CCA, a patela reduziu a inclinação lateral patelar durante a extensão do joelho, evidenciado pela redução do ATP e pelo aumento do APL. Entretanto, Witonski e Góraj (1999) avaliaram o APL de 20 joelhos de indivíduos saudáveis durante exercícios ativos do joelho em CCA com o joelho posicionado a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão, e verificaram

que a patela não sofreu influência com o posicionamento do joelho e com a contração do músculo quadríceps femoral.

A análise do deslocamento patelar pode ser realizada por meio do Deslocamento Lateral Patelar (DLP) e/ou *Bisect offset* (BO), sendo o DLP a distância calculada entre o ápice do côndilo medial e a extremidade medial da patela em milímetros projetados perpendicularmente em uma reta paralela ao côndilo posterior do fêmur (HARMAN et al., 2002; WITONSKI; GÓRAJ, 1999; KUJALA et al., 1989a), e o BO a porcentagem da porção da patela que se encontra lateral, tendo como referência uma reta perpendicular à reta tangente aos côndilos femorais posteriores e a porção mais profunda do sulco troclear femoral (POWERS; SHELLOCK; PFAFF, 1998; POWERS et al., 2003).

Kujala et al. (1989a) também avaliaram o deslocamento patelar por meio do DLP, durante a CIVM em CCA, e verificaram que a contração muscular não influenciou o DLP nos posicionamentos do joelho a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão. Entretanto, os autores verificaram que o grupo saudável do sexo feminino apresentou um maior deslocamento patelar quando comparado ao grupo masculino, justificando a frequência de alterações na articulação femoropatelar no sexo feminino.

Por outro lado, Powers, Shellock e Pfaff (1998) verificaram o deslocamento patelar por meio do BO, durante exercícios ativos de joelho em um arco de movimento de 45° a 0° de extensão, e verificaram um aumento do deslocamento lateral da patela com a extensão do joelho. Desta maneira, pode-se verificar que no final da extensão do joelho, a patela encontra-se mais instável, pois além de apresentar uma redução na profundidade da tróclea femoral poderia levar a um aumento no deslocamento lateral patelar.

2. Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP)

A Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) é definida como uma dor difusa na região anterior do joelho ou retropatelar (POWERS, 2000; COWAN et al., 2001; TANG

et al., 2001), sendo um dos acometimentos músculo-esqueléticos mais freqüentes no joelho (COWAN et al., 2001; TANG et al., 2001; FREDERICSON, 2006), afetando principalmente mulheres jovens (TANG et al., 2001; BAKER et al., 2002).

Os fatores etiológicos não estão bem definidos, alguns autores acreditam que alterações biomecânicas do aparelho extensor seriam um dos fatores predisponentes (WILK et al., 1998; TANG et al., 2001; BAKER et al., 2002; COWAN et al., 2002).

Segundo Dye 2001, os tecidos (estruturas estáticas e dinâmicas) estão em homeostasia e podem ser representados por uma curva de distribuição de carga/freqüência, denominada "envelope de função", ou seja, a amplitude da carga compatível com a homeostasia tecidual. Alterações neste equilíbrio tecidual podem não ser suficientes para causar lesões macroestruturais, permanecendo em uma "zona de sobrecarga suprafisiológica" em relação a esta curva. No entanto, estes pacientes podem apresentar dor, como observado nos indivíduos com SDFP

Dentre os fatores biomecânicos que poderiam causar SDFP, destacam-se o desalinhamento do membro inferior (POWERS, 2003), alterações na cinemática patelar (MCGINTY; IRRGANG; PEZZULLO, 2000; POWERS, 2000) e o desequilíbrio dos estabilizadores dinâmicos patelares (TANG et al., 2001; COWAN et al., 2002).

Segundo Powers (2003), o alinhamento normal dos membros inferiores já predispõe a patela a lateralizar-se, entretanto, alterações no alinhamento patelar aumentariam a lateralização patelar, levando o indivíduo a apresentar dor anterior no joelho. Este vetor lateral é a resultante do vetor de força do músculo quadríceps femoral e do vetor de força do tendão patelar, clinicamente mensurado pelo ângulo Q, formado pela intersecção da linha da espinha íliaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela e a linha formada entre a tuberosidade anterior da tíbia e o centro da patela, e segundo este autor o vetor de força do músculo quadríceps femoral não pode ser estimado por esta medida estática.

No plano frontal, este vetor lateral pode ser mensurado por meio do ângulo Q. Livingston e Mandigo (1999) avaliaram o ângulo Q bilateral de maneira estática em

25 indivíduos com SDFP e verificaram que o ângulo Q não se encontrava simétrico, e que tanto um aumento ou diminuição desta medida poderia levar a SDFP.

Powers (2003) e Csintalan et al. (2002) relataram que um aumento na rotação externa da tíbia ocasionava um aumento no ângulo Q, segundo Powers et al. (2002) um aumento no ângulo Q, aumentaria significativamente a pressão de contato retropatelar, causando lesões na articulação femoropatelar, e consequentemente dor anterior no joelho. A rotação tibial influencia tanto o ângulo Q quanto a pronação subtalar, fatores estes que alteram a biomecânica da articulação femoropatelar (POWERS, 2003).

Segundo Johnston e Gross (2004) a pronação subtalar excessiva poderia levar a uma reação compensatória na articulação femoropatelar, podendo levar a dor anterior no joelho. Estes autores avaliaram indivíduos com SDFP que apresentavam pronação subtalar excessiva, evidenciada por um aumento do ângulo do retropé, após um tratamento com órtese para a correção da pronação subtalar excessiva, e verificaram que estes indivíduos reduziram a dor anterior no joelho. Entretanto, Livingsgton e Mandigo (2003) também avaliaram a pronação subtalar por meio do ângulo do retropé e não observaram diferença na pronação subtalar de indivíduos com e sem SDFP. Portanto, não está estabelecido se este seria um fator desencadeante da SDFP.

Por outro lado, segundo Powers (2003), não são todos os indivíduos com SDFP que apresentam estas alterações no membro inferior, sendo assim todos estes aspectos não são determinantes da SDFP.

Em relação ao desequilíbrio dos estabilizadores dinâmico da patela, a presença de desequilíbrios na atividade elétrica entre os músculos VMO, VLO e VLL ainda não está bem estabelecido (COWAN et al. 2001; COQUEIRO et al., 2005; PULZATTO et al., 2005; GRAMANI-SAY et al., 2006).

Coqueiro et al. (2005) avaliaram a atividade elétrica dos músculos VMO e VLL de indivíduos saudáveis e com SDFP durante agachamento associado à adução do quadril, não verificaram diferença na atividade elétrica destes músculos entre os

grupos. Pulzatto et al. (2005) e Gramani-Say et al. (2006) avaliaram exercício de step e agachamento, respectivamente e também não verificaram alteração na atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL entre os grupos saudáveis e com SDFP, desta maneira relataram que o desequilíbrio entre a musculatura estabilizadora da patela não é um fator predisponente da SDFP.

Por outro lado, Cowan et al. (2001) avaliaram o *onset* e atividade elétrica dos músculos VMO e VL de indivíduos com SDFP e controles, durante as fases excêntrica e concêntrica do exercício de *step*. Os autores verificaram uma ativação tardia do músculo VMO em relação ao VL durante as fases de contrações excêntrica e concêntrica no grupo com SDFP. Estes autores sugerem que esta alteração no tempo de ativação dos músculos estabilizadores patelares poderiam causar uma alteração no *tracking* patelar, favorecendo a presença de SDFP. Entretanto, segundo Neptune; Wright e Bogert (2000) diferenças de até 5 milisegundos são questionáveis e possivelmente não alterariam a cinemática patelar.

Dye (2001) relata que tanto o desequilíbrio dos estabilizadores estáticos quanto dos dinâmicos isolados não predispõe ao desenvolvimento da SDFP, e que uma associação de fatores poderia levar a SDFP.

3. Influência dos exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) e fechada (CCF) na SDFP

O tratamento conservador é a melhor opção de intervenção terapêutica dos indivíduos com SDFP, estes programas de reabilitação são baseados em exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) e exercício em cadeia cinética fechada (CCF) (COWAN et al., 2001; SACCO et al., 2006), sendo que a articulação femoropatelar apresenta alterações no estresse femoropatelar durante tais exercícios (STEINKAMP et al., 1993).

Exercícios em CCA, para os membros inferiores, são definidos como exercícios em que a extremidade distal encontra-se livre para mover-se sem nenhuma resistência externa. Por outro lado, os exercícios em CCF são aqueles em que a extremidade distal encontra-se fixada em uma resistência externa. (STEINDLER, 1955).

O objetivo do tratamento conservador em indivíduos com SDFP é equilibrar a função dos estabilizadores mediais e laterais da patela, para isto, deve-se incluir nos programas de reabilitação fisioterapêutica, tanto exercícios em CCA como exercícios em CCF (WITVROUW et al., 2004).

Steinkamp et al. (1993) avaliaram 20 indivíduos saudáveis, sendo 10 mulheres e 10 homens, treinaram estes voluntários a realizarem exercícios em CCA e CCF com o joelho fletido a 0°, 30°, 60° e 90°, e por meio de equações matemáticas, deduziram o estresse femoropatelar. Estes autores concluíram que em exercícios de 0° a 50° de flexão do joelho, o estresse femoropatelar aumenta mais em CCA do que em CCF sendo que este estresse diminui em CCA com o aumento da flexão do joelho. Por outro lado, os exercícios em CCF realizados a partir de 50° de flexão do joelho apresentam um aumento do estresse femoropatelar.

Alguns autores avaliaram o comportamento da articulação femoropatelar através da imagem de ressonância nuclear magnética (RNM) durante exercícios em CCA (KUJALA et al., 1989a; WITONSKI e GÓRAJ, 1999; POWERS, 2000).

Kujala et al. (1989a) avaliaram o ângulo de congruência patelar durante exercícios em CCA e verificaram que, a patela tornou-se mais congruente com a flexão do joelho. Em relação ao ângulo de *tilt* patelar (ATP), durante o exercício em CCA, Kujala et al. (1989a) e Powers (2000), verificaram uma redução da inclinação lateral da patela, concluindo que a patela torna-se mais estável durante a contração muscular em CCA.

Entretanto, apenas Powers et al. (2003) compararam a influência dos exercícios ativos em CCA e CCF nas medidas do *tilt* e do deslocamento patelar por meio de imagens de RNM em indivíduos com história de subluxação patelar e

constataram um aumento do deslocamento lateral durante os exercícios em CCA. Os autores concluem que os exercícios em CCF proporcionaram um menor deslocamento lateral patelar entre 27º a 21º de extensão do joelho.

A análise da atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL durante diferentes exercícios em CCA e CCF vem sendo discutida para indivíduos com SDFP (COWAN et al., 2001; EARL; SCHMTZ; ARNOLD, 2001; COQUEIRO et al., 2005).

Vários autores avaliaram a atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela durante exercícios em CCF (COWAN et al., 2001; EARL; SCHMTZ; ARNOLD, 2001; COQUEIRO et al., 2005; SACCO et al., 2006). Coqueiro et al. (2005) e Earl; Schmtz e Arnold (2001) analisaram a atividade elétrica dos músculos estabilizadores patelares durante o agachamento com e sem adução do quadril e verificaram que o agachamento associado à adução de quadril produz uma maior atividade elétrica do músculo quadríceps femoral quando comparado ao exercício de agachamento sem adução. Coqueiro et al. (2005) observaram também que durante o agachamento associado com adução do quadril, a atividade elétrica dos estabilizadores patelares, VMO e VLL, encontrava-se equilibrada para os indivíduos com SDFP.

Sacco et al. (2006) registraram a atividade eletromiográfica dos extensores do joelho de 6 indivíduos com SDFP e de 5 controles para avaliar a influência de um programa de tratamento fisioterapêutico que incluía alongamento da musculatura da coxa e agachamento associado com adução de quadril. Os autores verificaram que este programa equilibrou a atividade elétrica entre os estabilizadores laterais e mediais da patela, apresentando melhora na realização de atividades funcionais, como subir e descer escadas, visto que esta é uma das mais frequentes queixas destes indivíduos.

Mellor e Hodges (2005) avaliaram atividade elétrica dos músculos VMO e VL durante exercícios isométricos em CCA e CCF com o joelho posicionado a 30º de flexão em 5 indivíduos saudáveis e verificaram que, durante exercícios em CCF, os músculos estabilizadores patelares apresentavam-se sincrônicos, desta maneira, os

autores relataram que exercícios em CCF poderiam gerar um melhor equilíbrio entre os músculos VMO e VL.

Poucos estudos clínicos baseados em exercícios realizaram *follow-up* de portadores de SDFP por um considerável período de tempo. Witvrouw et al. (2000) e Witvrouw et al. (2004) acompanharam pacientes com SDFP, submetidos a protocolos de exercícios em CCA e CCF, após 3 meses e 5 anos, respectivamente. Os autores verificaram que, no *follow-up* de 3 meses, os indivíduos com SDFP apresentavam melhora na escala funcional (escala de Kujala) e uma redução na Escala Visual Analógica (EVA) durante as atividades funcionais avaliadas nos indivíduos submetidos ao tratamento com exercícios em CCF (WITVROUW et al., 2000), enquanto que, no *follow-up* de 5 anos (WITVROUW et al., 2004), os indivíduos com SDFP apresentaram-se sem dor durante os testes funcionais e sem diferença de torque extensor quando comparado os protocolos de reabilitação.

Recentemente, foi proposto por Mascal; Landel e Powers (2003) um protocolo de tratamento para indivíduos com SDFP enfatizando a estabilização pélvica por meio de exercícios em CCA e CCF para a musculatura proximal do joelho e para o glúteo médio. Apesar de ter sido avaliado apenas dois voluntários com SDFP, os autores observaram uma redução da dor anterior no joelho e uma melhora no alinhamento do membro inferior, com este protocolo, discutindo a importância na estabilização pélvica nos indivíduos com SDFP.

Atualmente, não existe consenso sobre o tratamento conservador de indivíduos com SDFP, entretanto, exercícios em CCA e CCF que proporcionem uma melhor estabilização patelar, ou ainda, exercícios que melhorem o alinhamento do membro inferior, reduzindo desta maneira a dor anterior no joelho devem ser realizados.

4. Avaliação da cinemática patelar através da ressonância nuclear magnética (RNM)

Cinemática é o estudo do movimento do corpo sem uma referência específica de força ou massa (SHELLOCK, 2003). A cinemática pode ser estudada através de imagens geradas por meio de equipamentos de Ressonância nuclear magnética (RNM) e Tomografia Computadorizada (TC) (MUHLE; BROSSMANN; HELLER, 1999). Shellock (2003) relatou que as imagens de RNM apresentam uma melhor qualidade para a avaliação da cinemática articular em relação às imagens geradas por radiografia ou TC. Atualmente as imagens de RNM realizadas durante exercícios ativos e isométricos estão sendo usadas para o estudo da cinemática de muitas articulações, dentre elas a femoropatelar (KUJALA et al., 1989b; WITONSKI; GÓRAJ, 1999; POWERS, 2000; POWERS et al., 2003).

A patela move-se nos 3 planos de movimento, com um corte axial da articulação femoropatelar, pode-se avaliar os movimentos patelares no plano frontal e no plano horizontal (VIEIRA; VIEIRA, 2002). A cinemática patelar pode ser avaliada por diferentes ângulos e medidas, como o ângulo de congruência (AC), ângulo de *tilt* patelar (ATP), ângulo patelar lateral (APL), deslocamento lateral patelar (DLP) e *bisect offset* (BO) durante exercícios ativos e exercícios isométricos em CCA e CCF por meio de imagens de RNM (KUJALA et al., 1989b; BROSSMANN et al., 1993; WITONSKI; GÓRAJ, 1999; POWERS, 2000; POWERS et al., 2003).

Kujala et al. (1989b), avaliaram por meio de imagens de RNM a cinemática patelar usando as medidas de AC, ATP, APL e DLP de 11 indivíduos do sexo feminino com SDFP e história recorrente de subluxação patelar e 10 mulheres sem sinais de SDFP/controle, durante a CIVM em CCA com o joelho posicionado a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão. Os autores verificaram que com o aumento da flexão do joelho, a patela apresentou um AC maior nos indivíduos com subluxação patelar em relação ao grupo controle, e apenas com o joelho posicionado a 30° de flexão não foi observada

diferença entre os grupos, já em relação à inclinação patelar, nos primeiros graus de flexão foi verificado um aumento da inclinação patelar lateral, evidenciado pelo ATP e APL no grupo com subluxação em relação ao grupo controle. Em relação ao deslocamento patelar, foi verificado que o grupo com subluxação apresentou a patela em todos os posicionamentos do joelho mais lateralizada quando comparado ao grupo controle. Estes autores concluíram que este método pode ser usado para diagnóstico e evolução no tratamento de indivíduos com subluxação patelar, entretanto os autores não realizaram comparações entre os posicionamentos do joelho intragrupo.

Brossmann et al. (1993) também avaliaram durante exercício ativo do joelho em CCA durante a extensão total a partir de 30° de flexão do joelho, 15 mulheres com SDFP e história de subluxação patelar e 18 indivíduos do sexo masculino e feminino sem sinais de SDFP, e compararam o ATP, BO e DLP entre o repouso e a contração muscular. No grupo saudável, não foi observada diferença entre o repouso e a contração do músculo quadríceps femoral para o ATP e o DLP, em relação ao BO, apenas no final da extensão do joelho foi observado que a contração muscular lateralizou a patela. Em relação ao grupo SDFP pode-se verificar que a contração do músculo quadríceps femoral reduziu a inclinação patelar no final da extensão do joelho, evidenciado pela redução do ATP, em relação ao deslocamento patelar, pode-se verificar ainda um aumento da lateralização no final da extensão do joelho com o exercício ativo em CCA, evidenciado tanto pelo DLP como pelo BO. Entretanto, estes autores avaliaram a cinemática patelar apenas a partir de 30° de flexão do joelho, e não compararam a cinemática patelar entre grupos.

Apenas Witonski e Góraj (1999) avaliaram a cinemática patelar de 10 indivíduos com SDFP e 10 indivíduos saudáveis, sendo do sexo feminino e masculino, por meio de imagens de RNM durante o repouso e durante a contração do músculo quadríceps em CCA, também com o joelho posicionado a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão e verificaram que durante o repouso, o ATP não apresentou diferença entre os grupos em todos os posicionamentos do joelho, contudo verificaram que a contração muscular no grupo SDFP diminuiu o ATP no final da extensão do joelho. Entretanto, o

AC não alterou com a contração muscular no final da extensão do joelho para o grupo com SDFP, e com o joelho posicionado a 20° de flexão, o AC foi maior no grupo SDFP em relação ao grupo controle durante o repouso. Estes autores utilizaram apenas o ATP e AC para avaliar a cinemática patelar entre os grupos SDFP e controle.

Powers (2000) avaliou o ATP e BO por meio de imagens de RNM de 23 mulheres com diagnóstico de SDFP e história de subluxação e 12 sem sinais de SDFP durante exercícios ativos do joelho de 45° a 0° de extensão do joelho em CCA e verificou que o grupo SDFP apresentava uma maior inclinação patelar quando comparado ao grupo sem sinais de SDFP, entretanto, em relação ao BO não foi observado diferença entre os grupos. Este autor realizou a correlação entre o AS e o ATP e BO, verificando que no final da extensão do joelho um aumento no AS ocasionaria um aumento no BO, e em relação ao ATP, a partir do 27° de flexão do joelho até o final da extensão, um aumento no AS levaria a um aumento da inclinação patelar, desta maneira, indicando que alterações na forma da tróclea femoral, avaliada pelo AS poderia predispor a um aumento do deslocamento e inclinação patelar.

Apenas Powers et al. (2003) avaliaram a cinemática patelar por meio do ATP e BO de indivíduos com SDFP e história de subluxação patelar em exercícios ativos do joelho durante agachamento e CCA com amplitude de movimento de 45° a 0° de extensão do joelho. Estes autores verificaram que exercícios em CCA apresentam um maior deslocamento lateral da patela entre 27° a 21° de flexão do joelho, entretanto não foi observada diferença no ATP entre exercícios em CCA e CCF. Entretanto estes indivíduos avaliaram apenas 3 indivíduos com SDFP e história de subluxação patelar, além de não apresentarem um grupo controle.

MATERIAIS E MÉTODOS

1. Amostra

No presente estudo, foram avaliados 45 voluntários sedentários do sexo feminino, sendo que 39 voluntários enquadraram-se nos critérios de inclusão/exclusão para o grupo controle (tabela 1) e para o grupo com SDFP (tabela 2). Foram excluídos 6 voluntários, sendo que 4 voluntários apresentavam na escala visual analógica (EVA) no último mês valores inferiores a 3 cm e 2 voluntários apresentavam 4 sinais clínicos que indicavam SDFP, entretanto não apresentavam dor na região anterior do joelho, desta maneira, estes voluntários não enquadraram-se nos grupos avaliados do presente estudo.

Os voluntários foram submetidos a uma avaliação funcional prévia (apêndice A), realizada por um fisioterapeuta experiente e distribuídos em 2 grupos.

- Grupo Controle – Indivíduos clinicamente saudáveis (n=20).
- Grupo SDFP (sintomáticos) – Indivíduos com síndrome da dor femoropatelar (SDFP) (n=19).

Todos os sujeitos foram informados sobre os procedimentos realizados durante a pesquisa e assinaram um termo de consentimento e esclarecimento de acordo com as normas do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HCFMRP – USP (apêndice B). Os dados antropométricos dos voluntários dos grupos controle e SDFP estão dispostos na tabela 3.

Tabela 1- Critérios de Inclusão e Exclusão para o grupo Controle

<i>Critérios de Inclusão</i>
Presença de no máximo 3 sinais que indiquem SDFP observados na avaliação funcional
Ausência de dor verificada pela Escala Visual Analógica no último mês (EVA)
<i>Critérios de Exclusão</i>
História de Lesão ou cirurgia no sistema osteomioarticular do quadril, joelho e tornozelo e indivíduos com doenças neurológicas, cardiovasculares e reumatológicas.

Tabela 2- Critérios de Inclusão e Exclusão para o grupo com SDFP

<i>Critérios de Inclusão</i>
Presença de dor de no mínimo 3 cm na EVA no último mês (COWAN et al., 2001)
Relato de dor em pelo menos 2 atividades funcionais (COWAN et al., 2001; COWAN et al., 2002; POWERS et al., 2003)
Presença de no mínimo 3 sinais que indiquem SDFP observados na avaliação funcional
<i>Critérios de Exclusão</i>
História de Lesão ou cirurgia no sistema osteomioarticular do quadril, joelho e tornozelo e indivíduos com doenças neurológicas, cardiovasculares e reumatológicas.

Tabela 3- Dados antropométricos dos voluntários dos grupos controle e com SDFP

Grupo	Idade (anos)	Altura (cm)	Massa Corporal (kg)	Comprimento Real do Membro Inferior Avaliado (cm)
Controle (n=20)	21,50 $\pm$ 2,16	160,75 $\pm$ 5,23	54,44 $\pm$ 5,23	83,56 $\pm$ 3,39
SDFP (n=19)	23,47 $\pm$ 3,24	161,63 $\pm$ 2,24	57,89 $\pm$ 6,91	85,01 $\pm$ 2,36

Sem diferença significativa entre os grupos. Utilizado teste t para amostras independentes, a partir do programa STATISTICA®

Todos os voluntários foram submetidos a exames de RNM estático e dinâmico nas posições de 15°, 30° e 45° de flexão de joelho em cadeia cinética aberta e

fechada, no membro acometido para o grupo com SDFP e no membro dominante para o grupo controle (WITONSKI; GÓRAJ, 1999).

Visto que o objetivo deste trabalho não foi caracterizar os indivíduos dos grupos controle e SDFP por meio de sinais e sintomas presentes na SDFP observados durante a avaliação funcional, optou-se em descrever os grupos controle e SDFP neste capítulo.

Características observadas durante a avaliação funcional do grupo Controle

Durante a avaliação funcional do grupo controle, foram avaliados os sinais e sintomas relacionados com a SDFP, tais como: aumento do ângulo quadriciptal (Q), pronação subtalar excessiva, alteração na mobilidade patelar, dor à palpação das bordas patelares, dor na realização do arco de movimento do joelho (tabela 4). Os valores de referência utilizados para a pronação subtalar excessiva, avaliada através do ângulo do retropé; arco longitudinal; *navicular drop test* e ângulo Q estão descritos abaixo.

Valores de Referência:

- Pronação Subtalar excessiva- ângulo do retropé maior que 12° (WISE; FIEBERT; KATES, 1984)
- Arco Longitudinal- menor que 127° (JONSON; GROSS, 1997)
- *Navicular Drop test* (mm) (COTE et al., 2005) - Pronado > 10
Neutro 5-9
Supinado < 4
- Ângulo Q- maior que 20° (POST, 2001)

Tabela 4- Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo controle (n=20)

Sinais observados na avaliação Funcional	%
Torção Tibial Externa	45
Pronação Subtalar Excessiva	45
Arco Longitudinal	10
<i>Navicular Drop Test</i> - pronação excessiva	40
Aumento do Ângulo Q	45
Sinal da Baioneta positivo	40
Teste de <i>Noble</i> positivo	0
Sobressalto positivo	0
Hipermobilidade patelar	30
Hipomobilidade patelar	0
Patela Medializada	85
Patela Alta	0
Dor à palpação das bordas	0
Teste de Apreensão positivo	0
Teste de Compressão positivo	0
<i>Tilt</i> patelar positivo	10
Dor no arco de movimento- 15°- 0° de flexão do joelho	0
Teste de Ober positivo	10
Teste de Thomas positivo (musculatura biarticular)	60
Teste de Thomas positivo (musculatura uniarticular)	0

A avaliação da dor foi realizada utilizando a Escala Visual Analógica (EVA) durante a última semana e o último mês (COWAN et al., 2001). Foi realizada a simulação de exercícios, como agachamento com 90° de flexão do joelho e *step* (25 cm de altura) por um período de 60 segundos, e apresentado a EVA antes e depois destas atividades (COWAN et al., 2001; COWAN et al., 2002), para todos estes itens, os voluntários do grupo controle apresentaram zero na EVA. A presença de dor também foi questionada durante os testes funcionais (agachar, subir ou descer escadas, ajoelhar, correr, permanecer muito tempo sentado, contrair isometricamente o músculo quadríceps femoral e durante a prática de atividades físicas) foram

incluídos no grupo controle, os voluntários que não apresentaram dor nestas atividades (COWAN et al., 2002; LOUNDON et al., 2002).

Características observadas durante a avaliação funcional do grupo com SDFP

Os voluntários com queixa de dor anterior no joelho foram submetidos à avaliação funcional, e incluídos no grupo SDFP os que apresentassem no mínimo 3 sinais e sintomas dos descritos na tabela 5. Os valores de referência utilizados para a pronação subtalar excessiva, avaliada por meio do ângulo do retropé; arco longitudinal; *navicular drop test* e ângulo Q foram descritos anteriormente.

Tabela 5- Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo com SDFP (n=19)

Sinais observados na avaliação Funcional	%
Torção Tibial Externa	84,21
Pronação Subtalar Excessiva	26,31
Ângulo Longitudinal	42,10
<i>Navicular Drop Test</i> - pronação excessiva	57,89
Aumento do Ângulo Q	84,21
Sinal da Baioneta positivo	68,42
Teste de <i>Noble</i> positivo	42,10
Sobressalto positivo	22,22
Hipermobilidade patelar	15,78
Hipomobilidade patelar	15,78
Patela Medializada	100
Patela Alta	0
Dor à palpação das bordas	84,21
Teste de Apreensão positivo	0
Teste de Compressão positivo	78,94
<i>Tilt</i> patelar positivo	21,05
Dor no arco de movimento - 15°- 0° de flexão do joelho	100
Teste de Ober positivo	0
Teste de Thomas positivo (musculatura biarticular)	100
Teste de Thomas positivo (musculatura uniarticular)	15,75

A intensidade de dor no grupo com SDFP foi avaliada através da EVA, durante o último mês, todos os voluntários deveriam apresentar no mínimo 3 cm na EVA para serem incluídos no grupo com SDFP (COWAN et al., 2002). Durante a simulação das atividades de agachamento com 90° de flexão de joelho e/ou subir e descer um degrau de 25 cm de altura durante 60 segundos, 94,44% dos voluntários com SDFP relataram algum desconforto após suas execuções (tabela 6).

Foram incluídos neste grupo, os voluntários que relatassem dor durante pelo menos 2 atividades funcionais dentre as atividades de agachar, subir ou descer escadas, ajoelhar, correr, permanecer muito tempo sentado, contrair isometricamente o músculo quadríceps femoral e praticar esporte (COWAN et al., 2002; LOUDON et al., 2002), sendo que os voluntários do grupo SDFP relataram dor em $4,57 \pm 1,21$ das 7 atividades funcionais (tabela 6).

Tabela 6- Avaliação de dor através da Escala Visual Analógica (EVA) em centímetros, durante a última semana, último mês, atividades funcionais e durante agachamento e step do grupo SDFP (n=19)

Voluntário	Joelho Avaliado	Dor na última semana (cm)	Dor no último mês (cm)	Agachamento (cm)		Step (cm)		Atividades Funcionais com Dor
				antes	Depois	antes	Depois	
1	D	0,6	6,2	0	0,3	0	0,5	5
2	D	0,5	5,5	0,5	2,3	1,2	2,2	4
3	D	0	4,2	0	0	0	1,3	4
4	D	0	4,3	0	0	0	0	3
5	D	0	3,0	0	0,3	0,3	0,5	4
6	E	0,6	3,4	0,6	0,8	0,5	0,6	4
7	D	0,5	3,4	0,5	1,9	0,7	2,5	5
8	E	0	3,0	0	2,0	1,2	3,5	4
9	D	5,2	7,4	6,8	7,6	5,4	6,7	7
10	E	5,5	4,7	6,8	7,6	4	5,2	7
11	D	2,2	3,2	1,8	2,5	1,8	3,4	3
12	D	0,5	6,9	0	1,8	0,3	2,4	3
13	E	0,3	5,2	0	2,1	0,3	2,2	3
14	D	0	6,0	0	0	0	1,0	5
15	E	0	6,0	0	0	0,3	0,7	5
16	D	0,3	3,0	0,4	4,2	1,6	3,7	5
17	D	1	4,2	0	0	0	1,0	5
18	E	1	5,0	0	0	0,8	2,0	5
19	E	1,8	5,5	1,8	5,7	1,2	3,8	6
Média e desvio padrão		1,05	4,72	1,01	2,05	1,03	2,27	4,57
		±1,63	±1,41	±2,11	±2,50	±1,42	±1,76	±1,21

Comparação entre os sinais e sintomas dos grupos SDFP e Controle

A Frequência dos sinais e sintomas observados entre os grupos foi comparada por meio do teste estatístico não paramétrico qui-quadrado a partir do programa STATISTICA para Windows, com nível de significância estabelecido em 5%.

Os sinais e sintomas observados por meio da avaliação funcional com maior frequência no grupo com SDFP em relação ao grupo controle foram à torção tibial externa, a pronação subtalar excessiva, verificada por meio do navicular *drop test*, aumento do ângulo tibiotársico, avaliado através do ângulo longitudinal, aumento do ângulo Q, sinal da baioneta positivo, teste de *noble* positivo, sobressalto positivo, redução da mobilidade patelar, patela medializada, dor a palpação das bordas patelares, teste de compressão positivo, *tilt* patelar positivo, presença de dor no final da extensão do joelho, teste de Thomas positivo para a musculatura biarticular e uniarticular (tabela 7).

Entretanto, pode-se observar no grupo controle uma maior frequência de hipermobilidade patelar (30%) e do teste de Ober positivo (10%), quando comparado com o grupo SDFP (15,78% e 0%, respectivamente). Não foram observadas diferenças, entre os grupos, dos sinais de patela medializada, patela alta e teste de apreensão (tabela 7).

Tabela 7: Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo com SDFP (n=19) e controle (n=20)

Sinais observados na avaliação Funcional	SDFP (%)	Controle (%)
Torção Tibial Externa*	84,21	45
Pronação Subtalar Excessiva*	26,31	45
Ângulo Longitudinal*	42,10	10
<i>Navicular Drop Test</i> - pronação excessiva*	57,89	40
Aumento do Ângulo Q*	84,21	45
Sinal da Baioneta positivo*	68,42	40
Teste de <i>Noble</i> positivo*	42,10	0
Sobressalto positivo*	22,22	0
Hipermobilidade patelar*	15,78	30
Hipomobilidade patelar*	15,78	0
Patela Medializada	100	85
Patela Alta	0	0
Dor à palpação das bordas*	84,21	0
Teste de Apreensão positivo	0	0
Teste de Compressão positivo*	78,94	0
<i>Tilt</i> patelar positivo*	21,05	10
Dor no arco de movimento*- 15°- 0° de flexão do joelho	100	0
Teste de Ober positivo*	0	10
Teste de Thomas positivo (musculatura biarticular)*	100	60
Teste de Thomas positivo (musculatura uniarticular)*	15,75	0

*diferença significativa entre os grupos

Materiais

- Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética - *Magnetom Vision/Siemens* (Erlangen, Alemanha)
- Programa *e-film medical/Merge* versão 1.8.3 para análise das imagens RNM (Milwaukee, EUA)
- Equipamento em madeira para regulagem das angulações do joelho e para a realização da CIVM em CCA e CCF durante a aquisição das imagens de RMN, (confeccionado localmente)
- Velcro para fixação do quadril, tornozelo e pé dos voluntários no suporte
- Microcomputador
- *Compact Disc (CD)* para armazenamento das imagens de RNM
- Goniômetro da marca *Carci* (São Paulo, Brasil)

2. Instrumentação

Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética (RNM)

O equipamento utilizado para a aquisição das imagens foi o *Magnetom Vision* da marca *Siemens* – 1,5 T, alocado no Hospital das Clínicas da FMRP-USP (figura 1).

Figura 1- Equipamento de Ressonância Nuclear Magnética com o equipamento para a realização dos exercícios alocado no Centro de Ciências de Imagens e Física Médica do HCFMRP-USP

Suporte para realização dos exercícios em CCA e CCF

Foi especialmente desenvolvido para este projeto, com o apoio do Laboratório de Biomagnetismo do Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/FFCLRP, um suporte em madeira ajustável e articulado através de dobradiças e parafusos de polietileno para que fossem realizados os exercícios em CCA e CCF no interior do equipamento de ressonância nuclear magnética (figura 2).

Figura 2- Suporte em madeira para realização dos exercícios em CCA e CCF. Ajuste para regulação do tamanho da coxa avaliada (a), ajuste para alteração da angulação do suporte (b) e suporte para a realização dos exercícios em CCF (c)

3. Procedimentos

Exame de Ressonância Nuclear Magnética

Durante a realização do exame de RNM, os pacientes permaneceram em decúbito dorsal e seus joelhos posicionados a 15°, 30° e 45° de flexão, aleatoriamente através de um goniômetro universal, e mantidos pelo suporte. As imagens foram realizadas no plano axial da articulação femoropatelar, com o quadríceps relaxado e durante a CIVM em CCA e CCF para cada angulação do joelho, sendo o intervalo entre cada contração de 2 minutos (figura 3-8).

Durante a realização dos exercícios em CCA e CCF, o membro inferior dos voluntários a ser examinado foi fixado por velcro na região do quadril, tornozelo e pé

para que não houvesse compensação. Para a realização dos exercícios em CCA, os voluntários foram orientados e estimulados verbalmente a realizarem força para estender o joelho. Em relação à CIVM em CCF para cada posição do joelho, os voluntários foram orientados e estimulados verbalmente a realizarem força máxima contra o apoio para o pé (figura 3-8). Durante a realização dos exames de RNM foi utilizada para captar as imagens uma bobina de joelho com dimensão de 52 X 21 cm, sendo seu centro alinhado ao centro da patela.

As aquisições das imagens foram realizadas no plano axial, com seqüência Gradiente-Echo 2D, com um tempo de repetição (TR) = 15 mseg, tempo de echo (TE) = 6 mseg, tamanho da matriz de 512 x 128, espessura dos cortes foi de 7 milímetros. O tempo de aquisição foi de 18 segundos para obter 6 imagens. O tempo médio total do exame de RNM foi de 50 minutos.

Figura 3- Posicionamento do joelho avaliado em 15° de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCA. Direção da força (seta)

Figura 4- Posicionamento do joelho avaliado em 15° de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCF. Direção da força (seta)

Figura 5- Posicionamento do joelho avaliado em 30° de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCA. Direção da força (seta)

Figura 6- Posicionamento do joelho avaliado em 30° de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCF. Direção da força (seta)

Figura 7- Posicionamento do joelho avaliado em 45° de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCA. Direção da força (seta)

Figura 8- Posicionamento do joelho avaliado em 45° de flexão e fixação do membro inferior durante a realização da CIVM em CCF. Direção da força (seta)

4-Análise das Imagens

As imagens de RNM adquiridas durante o repouso, CIVM em CCA e CIVM em CCF foram arquivadas na forma .dicom e posteriormente analisadas através do programa *e-film medical* versão 1.8.3 (licença acadêmica em nome de ACS invoice # 1041930) (figura 9).

Figura 9- Interface do programa *e-film medical* versão 1.8.3 utilizado para análise das imagens de RNM

Foram selecionadas para a avaliação dos ângulos, as imagens que possuíam o maior diâmetro látero-medial da patela, apresentando a melhor relação entre a patela e a tróclea femoral (POWERS et al., 2003).

Os dados observados através das imagens de RNM foram: o ângulo do sulco (AS) (figura 10), o ângulo de congruência (AC) (figura 11), o ângulo de tilt patelar (ATP) (figura 12), o ângulo patelar lateral (APL) (figura 13) (KUJALA et al., 1989a), o deslocamento lateral patelar (DLP) (figura 14) (KUJALA et al., 1989a; WITONSKI;

GÓRAJ, 1999; HARMAN et al., 2002) e o *Bisect Offset* (figura 15) (POWERS; SHELLOCK; PFAFF, 1998; POWERS et al., 2003).

Figura 10- Ângulo do sulco (AS), formado entre as facetas lateral e medial da tróclea femoral. L-lateral e M-medial

Figura 11- Ângulo de Congruência (AC) obtido entre a bissetriz do AS (AC) e outra reta formada pelo ápice da patela e pela porção média do sulco troclear (BC). L-lateral e M-medial. Desvio lateral (valores positivos) e desvio medial (valores negativos)

Figura 12- Ângulo de tilt patelar (ATP) formado pela intersecção entre a reta paralela aos côndilos femorais posteriores e a reta formada pelas bordas lateral e medial da patela. Abertura Medial (positivo), abertura lateral (negativo). L-lateral e M-medial

Figura 13- Ângulo patelar lateral (APL) formado pela intersecção de uma reta tangente aos côndilos femorais e uma reta tangente à faceta patelar lateral. L- lateral e M- medial

Figura 14- Deslocamento lateral patelar (DLP), distância (d) calculada entre o ápice do côndilo medial (a) e a extremidade medial da patela (b) em mm projetados perpendicularmente em uma reta paralela ao côndilo posterior do fêmur (c). Valores negativos (laterais) e valores positivos (mediais)

Figura 15- *Bisect Offset* (BO), porcentagem da porção da patela que se encontra lateral (AO), tendo como referência uma reta perpendicular à reta tangente aos côndilos femorais posteriores e a porção mais profunda do sulco troclear femoral. L- lateral e M- medial

A descrição das medidas e a sigla utilizada, assim como os valores de referência estão descritos na tabela 8.

As medidas dos ângulos obtidas pelo programa foram realizadas de forma cega e repetidas 3 vezes com um intervalo de 7 dias entre cada repetição, para a análise da confiabilidade intra-examinador.

Tabela 8- Descrição, método de obtenção e valores de referência das medidas avaliadas por meio das imagens de RNM no plano axial

MEDIDAS	SIGLA	OBTENÇÃO	VALORES DE REFERÊNCIA
Ângulo do Sulco (graus)	AS	Formado entre as facetas lateral e medial da tróclea femoral	138° - 145° (POWERS, 2000)
Ângulo de Congruência (graus)	AC	Obtido entre a bissetriz do AS e outra reta formada pelo ápice da patela e pela porção média do sulco troclear	-6° - 6° (MERCHANT, 2001) 30° de flexão do joelho
Ângulo de tilt patelar (graus)	ATP	Formado pela intersecção entre a reta paralela aos côndilos femorais posteriores e a reta formada pelas bordas lateral e medial da patela	-2,5° - 13,5° (WARD et al., 2002)
Ângulo Patelar Lateral (graus)	APL	Formado pela intersecção de uma reta tangente aos côndilos femorais e uma reta tangente à faceta patelar lateral.	Abertura lateral (MERCHANT, 2001) 30° de flexão do joelho
Deslocamento Patelar (mm)	Lateral DLP	Distância calculada entre o ápice do côndilo medial e a extremidade medial da patela em mm projetados perpendicularmente em uma reta paralela ao côndilo posterior do fêmur.	_____
Bisect Offset (%)	BO	Porcentagem da porção da patela que se encontra lateral, tendo como referência uma reta perpendicular à reta tangente aos côndilos femorais posteriores e a porção mais profunda do sulco troclear.	44- 54% (WARD et al., 2002)

ANÁLISE ESTATÍSTICA

O Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC) nos grupos controle (n=20) e SDFP (n=19) foi aplicado para análise da confiabilidade intra-examinador, considerando a média de três medidas dos parâmetros para análise da cinemática patelar realizadas com intervalo de 7 dias entre elas. O ICC foi realizado através do PROC GLM do programa *Statistical Analysis System* (SAS - San Diego/Califórnia- EUA) versão 8.

O ICC verifica o grau de correlação entre as medidas dentro de cada classe. A partir de uma tabela de Análise de Variância (ANOVA), pode-se estimar este coeficiente, cuja fórmula é dada por:

$$r_I = \frac{(s_b^2 - s_w^2)}{\{s_b^2 + (n-1)s_w^2\}}$$

em que:

s_b^2 é o quadrado médio devido à variação entre as classes;

s_w^2 é o quadrado médio devido à variação dentro das classes;

n é o número de medições dentro de cada classe.

Quanto mais próximo o coeficiente estiver de 1, mais correlação haverá entre as medidas dentro de uma mesma classe.

Os valores de ICC foram classificados da seguinte maneira: <0.4 confiabilidade pobre, entre 0.4 – 0.75 confiabilidade moderada e >0.75 confiabilidade excelente (FLEISS; LEVIN; PAIK, 2003).

A comparação das variáveis analisadas entre as situações, repouso, CIVM em CCA e CIVM em CCF e entre os posicionamentos do joelho, 15º, 30º e 45º de flexão intragrupo e intergrupo, foram realizadas através de um modelo linear de efeitos mistos (MCLEAN; SANDERS; STROUP, 1991), com nível de significância de 5%.

Os modelos lineares de efeitos mistos são utilizados na análise de dados em que as variáveis podem ser consideradas agrupadas. O agrupamento foi realizado de acordo com a atividade realizada, o posicionamento do joelho, além das réplicas obtidas em cada situação, intragrupo, desta forma foi utilizado no modelo na forma de efeitos aleatórios. Também foi introduzido neste modelo o fator grupos, sendo este dividido em grupo controle e com SDFP, com o intuito de comparar tanto intra quanto intergrupos em cada situação de interesse. Após a construção dos modelos, foi realizada uma análise de resíduos para checar as suposições associadas, este ajuste foi realizado por meio do procedimento misto (*PROC MIXED*) do programa *Statistical Analysis System* (SAS) versão 8 para *Windows*.

RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os valores de confiabilidade para todas as medidas avaliadas nos grupos SDFP e controle, posteriormente, os resultados das análises de comparação intergrupos e posteriormente a análise intragrupo na comparação entre as situações, repouso, CIVM em CCA e CCF nos posicionamentos do joelho.

1. Confiabilidade das Medidas

As medidas dos AS, AC, ATP, DLP, APL e BO, apresentaram níveis excelentes de confiabilidade intra-examinador ($ICC > 0,75$) para todas as situações, repouso, CIVM em CCA e CCF, e para todos os posicionamentos do joelho, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho de ambos os grupos experimentais (tabelas 9 e 10).

Tabela 9- Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) intra-examinador das medidas observadas a partir das imagens de RNM do grupo controle (n=20)

EXERCÍCIO	AS	AC	ATP	APL	DLP	BO
15°						
REPOUSO	0,94	0,95	0,94	0,96	0,95	0,94
CCA	0,94	0,98	0,94	0,96	0,94	0,95
CCF	0,96	0,98	0,97	0,96	0,94	0,94
30°						
REPOUSO	0,92	0,94	0,98	0,97	0,94	0,93
CCA	0,92	0,94	0,98	0,96	0,94	0,93
CCF	0,94	0,94	0,97	0,96	0,96	0,87
45°						
REPOUSO	0,96	0,96	0,96	0,94	0,94	0,91
CCA	0,90	0,94	0,94	0,94	0,94	0,93
CCF	0,91	0,94	0,98	0,96	0,90	0,93

AS- Ângulo do Sulco, AC- Ângulo de Congruência, ATP- Ângulo de *tilt* Patelar, APL- Ângulo Lateral Patelar, DLP- Deslocamento Lateral Patelar e BO- *Bisect Offset*, CCA- Cadeia Cinética Aberta e CCF- Cadeia Cinética Fechada

Tabela 10- Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC) intra-examinador das medidas observadas a partir das imagens de RNM do grupo SDFP (n=19)

EXERCÍCIO	AS	AC	ATP	APL	DLP	BO
15°						
REPOUSO	0,97	0,97	0,98	0,98	0,98	0,98
CCA	0,93	0,98	0,99	0,98	0,99	0,96
CCF	0,92	0,97	0,97	0,96	0,94	0,97
30°						
REPOUSO	0,96	0,97	0,98	0,95	0,91	0,97
CCA	0,97	0,96	0,96	0,94	0,92	0,94
CCF	0,89	0,89	0,98	0,97	0,96	0,94
45°						
REPOUSO	0,96	0,97	0,97	0,96	0,98	0,96
CCA	0,92	0,98	0,98	0,97	0,98	0,97
CCF	0,91	0,96	0,96	0,97	0,96	0,91

AS- Ângulo do Sulco, AC- Ângulo de Congruência, ATP- Ângulo de *tilt* Patelar, APL- Ângulo Lateral Patelar, DLP- Deslocamento Lateral Patelar e BO- *Bisect Offset*, CCA- Cadeia Cinética Aberta e CCF- Cadeia Cinética Fechada

2. Comparação da cinemática patelar intergrupo

As medidas do AS, AC, ATP e APL não apresentaram diferenças significativas entre os grupos, controle e SDFP, para todas as situações, repouso, CIVM em CCA e CCF com o joelho posicionado a 15°. Em relação ao DLP, apenas na CIVM em CCA, pode-se observar uma redução no valor para o grupo SDFP, ou seja, um aumento da lateralização da patela neste grupo (tabela 11).

Na avaliação do deslocamento por meio do BO, pode-se observar que durante o repouso e a CIVM em CCF com o joelho posicionado a 15° de flexão, ocorre uma maior lateralização da patela no grupo SDFP, quando comparada ao grupo controle. Entretanto, não foi observada diferença significativa entre os grupos com a CIVM em CCA (tabela 11).

Em repouso e nas CIVMs em CCA e CCF, com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão, não foram observadas diferenças significativas de AS, AC, ATP, DLP,

APL e BO quando comparadas as médias das medidas dos grupos SDFP e controle (tabelas 12 e 13).

Tabela 11- Médias e desvios padrões dos AS, AC, ATP, APL, DLP e BO com 15° de flexão do joelho durante o repouso, CCA e CCF para os grupos controle (n=20) e com SDFP (n=19)

GRUPOS	REPOUSO	CCA	CCF
Ângulo do Sulco (AS)- graus			
CONTROLE	139,60 ±10,07	144,92 ±9,09	147,08 ±10,12
	140,32 ±11,15	145,72 ±9,47	148,95 ±8,96
SDFP			
Ângulo de Congruência (AC)- graus			
CONTROLE	-18,30 ±14,45	-5,30 ±16,40	-4,70 ±18,13
	-12,49 ±19,05	-7,65 ±19,10	-1,54 ±20,94
SDFP			
Ângulo de <i>tilt</i> patelar (ATP)- graus			
CONTROLE	8,93 ±6,42	7,02 ±5,55	7,80 ±6,28
	8,35 ±6,12	8,49 ±7,39	7,75 ±7,75
SDFP			
Ângulo Patelar Lateral (APL)- graus			
CONTROLE	14,07 ±6,19	16,07 ±5,66	15,72 ±6,82
	15,04 ±6,58	13,61 ±7,59	14,51 ±80,3
SDFP			
Deslocamento Lateral Patelar (DLP)- mm			
CONTROLE	5,95 ±3,18	5,80 ±2,32 ^a	5,48 ±5,94
	5,25 ±3,25	4,51 ±4,19	4,77 ±2,94
SDFP			
<i>Bisect Offset</i> (BO)- %			
CONTROLE	50,61 ±8,40 ^a	56,25 ±8,47	56,66 ±9,70 ^a
	55,57 ±11,03	59,83 ±9,40	60,90 ±11,20
SDFP			

AS- Ângulo do Sulco, AC- Ângulo de Congruência, ATP- Ângulo de *tilt* Patelar, APL- Ângulo Lateral Patelar, DLP- Deslocamento Lateral Patelar e BO- *Bisect Offset*, CCA- Cadeia Cinética Aberta e CCF- Cadeia Cinética Fechada.

(a) diferença significativa entre os grupos. $p < 0,05$

Tabela 12- Médias e desvios padrões dos AS, AC, ATP, APL, DLP e BO com 30° de flexão do joelho durante o repouso, CCA e CCF para os grupos controle (n=20) e com SDFP (n=19)

GRUPOS	REPOUSO	CCA	CCF
Ângulo do Sulco (AS)- graus			
CONTROLE	128,68 ±7,34	134,08 ±8,72	136,17 ±7,41
	130,81 ±9,91	133,60 ±8,52	135,49 ±8,98
SDFP			
Ângulo de Congruência (AC)- graus			
CONTROLE	-15,23 ±9,63	-14,73 ±9,69	-12,37 ±7,99
	-17,14 ±9,83	-15,19 ±7,82	-15,84 ±4,81
SDFP			
Ângulo de <i>tilt</i> patelar (ATP)- graus			
CONTROLE	8,22 ±4,60	6,03 ±4,81	5,97 ±4,33
	8,72 ±4,21	6,88 ±4,46	5,14 ±4,69
SDFP			
Ângulo Patelar Lateral (APL)- graus			
CONTROLE	15,47 ±5,84	17,13 ±5,71	17,33 ±5,37
	15,00 ±5,10	16,14 ±4,95	17,37 ±5,46
SDFP			
Deslocamento Lateral Patelar (DLP)- mm			
CONTROLE	5,33 ±2,67	5,03 ±1,53	4,60 ±1,81
	4,84 ±1,37	4,56 ±1,70	5,07 ±2,26
SDFP			
<i>Bisect Offset</i> (BO)- %			
CONTROLE	52,08 ±5,74	52,22 ±4,98	52,83 ±4,53
	54,61 ±6,58	54,31 ±5,58	53,09 ±4,81
SDFP			

AS- Ângulo do Sulco, AC- Ângulo de Congruência, ATP- Ângulo de *tilt* Patelar, APL- Ângulo Lateral Patelar, DLP- Deslocamento Lateral Patelar e BO- *Bisect Offset*, CCA- Cadeia Cinética Aberta e CCF- Cadeia Cinética Fechada. $p < 0,05$

Tabela 13- Médias e desvios padrões dos AS, AC, ATP, APL, DLP e BO com 45° de flexão do joelho durante o repouso, CCA e CCF para os grupos controle (n=20) e com SDFP (n=19)

GRUPOS	REPOUSO	CCA	CCF
Ângulo do Sulco (AS)- graus			
CONTROLE	125,08 ±6,81	128,82 ±6,54	129,22 ±8,62
	124,26 ±9,01	126,53 ±7,58	128,02 ±7,45
SDFP			
Ângulo de Congruência (AC)- graus			
CONTROLE	-13,55 ±8,55	-14,83 ±9,57	-12,37 ±9,98
	-16,28 ±9,96	-15,81 ±10,94	-16,30 ±7,91
SDFP			
Ângulo de <i>tilt</i> patelar (ATP)- graus			
CONTROLE	9,33 ±3,51	7,40 ±4,70	6,83 ±4,56
	9,51 ±4,06	7,65 ±4,85	6,96 ±3,46
SDFP			
Ângulo Patelar Lateral (APL)- graus			
CONTROLE	14,80 ±4,48	15,43 ±4,66	16,77 ±4,26
	14,58 ±5,58	15,65 ±5,51	15,70 ±4,29
SDFP			
Deslocamento Lateral Patelar (DLP)- mm			
CONTROLE	3,28 ±2,07	4,07 ±2,36	4,92 ±2,30
	3,23 ±2,54	3,91 ±2,97	4,39 ±2,00
SDFP			
<i>Bisect Offset</i> (BO)- %			
CONTROLE	54,72 ±4,95	53,13 ±5,47	53,01 ±5,65
	56,80 ±6,71	56,80 ±8,81	54,55 ±4,98
SDFP			

AS- Ângulo do Sulco, AC- Ângulo de Congruência, ATP- Ângulo de *tilt* Patelar, APL- Ângulo Lateral Patelar, DLP- Deslocamento Lateral Patelar e BO- *Bisect Offset*, CCA- Cadeia Cinética Aberta e CCF- Cadeia Cinética Fechada. $p < 0,05$

3. Comparação da cinemática patelar intragrupo

3. 1. Análise da cinemática patelar do Grupo Controle

As medidas do AS revelaram que tanto o posicionamento do joelho quanto a CIVM em CCA e CCF influenciaram esta medida. Pode-se observar que a CIVM em CCA e CCF apresentaram valores significativamente maiores quando comparados ao repouso para todos os posicionamentos do joelho. Entretanto, não foram observadas diferenças significativas no AS entre as CIVM em CCA e CCF, para todos os posicionamentos do joelho (tabela 14).

Em relação ao posicionamento do joelho, verificou-se que com o aumento da flexão do joelho, os valores do AS diminuem, tanto durante o repouso quanto na CIVM em CCA e CCF (tabela 14).

Tabela 14- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo do Sulco (AS) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo controle (n=20)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	139,60 ±10,07 ^{a, b}	144,92 ±9,09 ^b	147,08 ±10,12 ^b
30°	128,68 ±7,34 ^a	134,08 ±8,72	136,17 ±7,41
45°	125,08 ±6,81 ^a	128,82 ±6,54	129,22 ±8,62

(a) diferenças significativas entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferenças significativas entre os posicionamentos do joelho, 15°, 30° e 45° de flexão. $p < 0,05$

Na comparação do AC entre o repouso e as CIVM em CCA e CCF, apenas o posicionamento do joelho a 15° de flexão demonstrou um aumento na lateralização da patela durante as contrações musculares, evidenciado pelo aumento do AC. Entretanto, não foram observadas diferenças nos valores do AC entre os tipos de CIVMs. Em relação aos posicionamentos do joelho a 30° e a 45° de flexão, não foram

verificadas diferenças no AC quando comparados o repouso e as CIVM em CCA e CCF (tabela 15).

Por outro lado, pode-se observar uma diminuição do AC a 15° de flexão, quando comparado a 45° de flexão durante o repouso. Entretanto, com a CIVM em CCA e CCF, foi verificada uma redução dos valores do AC com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão quando comparado a 15° de flexão, evidenciando uma medialização da patela com o aumento da flexão. Não foram observadas diferenças entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão para todas as situações, repouso, CIVM em CCA e CCF (tabela 15).

Tabela 15- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de Congruência (AC) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo controle (n=20)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	-18,30 ±14,45 ^{a, b}	-5,30 ±16,40 ^{b, c}	-4,70 ±18,13 ^{b, c}
30°	-15,23 ±9,63	-14,73 ±9,69	-12,37 ±7,99
45°	-13,55 ±8,55	-14,83 ±9,57	-12,37 ±9,98

(a) diferenças significativas entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferenças significativas entre os posicionamentos do joelho a 15° e a 45° de flexão, (c) diferenças significativas entre os posicionamentos do joelho a 15° e a 30° de flexão. $p < 0,05$

Em relação aos valores do ATP, o efeito das CIVMs foi observado em todos os posicionamentos do joelho. Ocorreu uma diminuição do ATP para todos os posicionamentos do joelho quando comparado ao repouso nas contrações em CCA. Entretanto, a CIVM em CCF reduziu o ATP, apenas com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão quando comparado ao repouso. Nas comparações dos valores ATP entre as CIVM em CCA e CCF não foram observadas diferenças significativas. (tabela 16).

Levando em consideração o posicionamento do joelho, pode-se observar que com a CIVM em CCA ocorreu uma diminuição do ATP apenas com o joelho posicionado a 30° em relação à 45° de flexão. Por outro lado, com a CIVM em CCF verificou-se uma redução no ATP apenas com o joelho posicionado a 30° de flexão em

relação à 15° de flexão. Em relação ao repouso, o ATP não foi influenciado pelo posicionamento do joelho (tabela 16).

Tabela 16- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de *Tilt* Patelar (ATP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo controle (n=20)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	8,93 ±6,42 ^a	7,02 ±5,55	7,80 ±6,28 ^d
30°	8,22 ±4,60 ^{a, b}	6,03 ±4,81 ^c	5,97 ±4,33
45°	9,33 ±3,51 ^{a,b}	7,40 ±4,70	6,83 ±4,56

(a) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCA, (b) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCF, (c) diferença significativa entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 30° de flexão do joelho. $p < 0,05$

Na comparação do APL com o joelho posicionado a 15° e a 30° de flexão, pode-se verificar um aumento destes valores em relação às CIVMs em CCA e CCF quando comparado ao repouso. Entretanto, apenas com o joelho posicionado a 45° de flexão foi observado um aumento do APL com a CIVM em CCF quando comparado a CIVM em CCA (tabela 17).

Em relação ao posicionamento do joelho, pode-se observar durante o repouso e CIVM em CCF, um aumento com 30° de flexão quando comparado a 15° de flexão do joelho do APL. Por outro lado, foi observado um aumento do APL apenas em 30° de flexão em relação à 45° de flexão do joelho com a CIVM em CCA (tabela 17).

Tabela 17- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo Patelar Lateral (APL) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo controle (n=20)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	14,07 ±6,19 ^{a, d}	16,07 ±5,66	15,72 ±6,82 ^d
30°	15,47 ±5,84 ^a	17,13 ±5,71 ^e	17,33 ±5,37
45°	14,80 ±4,48 ^b	15,43 ±4,66 ^c	16,77 ±4,26

(a) diferença significativa entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF (b) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCF, (c) diferença significativa entre a CIVM em CCA e CIVM em CCF, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 30° de flexão do joelho, (e) diferença significativa entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho. $p < 0,05$

Na comparação dos valores de DLP entre o repouso e as CIVMs, apenas com o joelho posicionado a 45° de flexão foi observado um aumento do DLP, evidenciando uma medialização da patela com a CIVM em CCA e CCF, sendo que o DLP foi maior com a CIVM em CCF quando comparado a CIVM em CCA. Entretanto, não foram observadas diferenças no DLP com as CIVMs em relação ao repouso com o joelho posicionado a 15° e a 45° de flexão do joelho (tabela 18).

Os resultados indicam que durante o repouso e a CIVM em CCA, o DPL reduziu com o aumento da flexão do joelho, ocorrendo uma lateralização da patela. Na CIVM em CCA e CCF, verificou-se que o joelho posicionado a 15° de flexão apresenta um aumento do DLP em relação ao joelho posicionado a 30° de flexão, evidenciando uma lateralização da patela com o aumento da flexão do joelho (tabela 18).

Tabela 18- Médias e desvios padrões (milímetros) do Deslocamento Lateral Patelar (DLP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo controle (n=20)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	5,95 ±3,18 ^b	5,80 ±2,32 ^{b, d}	5,48 ±2,94 ^d
30°	5,33 ±2,67 ^c	5,03 ±1,53 ^c	4,60 ±1,81
45°	3,28 ±2,07 ^a	4,07 ±2,36	4,92 ±2,30

(a) diferença significativa entre repouso, CIVM em CCA e CIVM em CCF, e entre CIVM em CCA e CCF com o joelho posicionado a 45°, (b) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 45° de flexão do joelho, (c) diferença significativa entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 30° de flexão do joelho. $p < 0,05$

Levando em consideração o deslocamento patelar observado por meio do BO, pode-se verificar que a CIVM influenciou apenas esta medida com o joelho posicionado a 15° de flexão, em que foi verificado um aumento no deslocamento lateral com a CIVM em CCA e CCF quando comparado ao repouso, entretanto não foi observado alteração no BO entre as CIVMs (tabela 19).

Na comparação entre os posicionamentos do joelho, durante o repouso observou-se que a patela encontra-se mais lateralizada com 30° e 45° de flexão do joelho, quando comparado a 15° de flexão do joelho, e com o joelho posicionado a 45° de flexão a patela encontra-se mais lateralizada que a 30° de flexão. Entretanto, durante a CIVM em CCA e CCF, verificou-se que a patela lateralizou-se com o joelho a 15° de flexão, quando comparado a 30° e a 45° (tabela 19).

Tabela 19- Médias e desvios padrões (%) do *Bisect Offset* (BO) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo controle (n=20)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	50,61 ±8,40 ^{a, b}	56,25 ±8,47 ^{b, d}	56,66 ±9,70 ^{b, d}
30°	52,08 ±5,74 ^c	52,22 ±4,98	52,83 ±4,53
45°	54,72 ±4,95	53,13 ±5,47	53,01 ±5,65

(a) diferença significativa entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 45° de flexão do joelho, (c) diferença significativa entre os posicionamento de 30° e 45° de flexão do joelho, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 30° de flexão do joelho. $p < 0,05$

3.2. Análise da cinemática patelar do Grupo SDFP

Os resultados revelaram um aumento do AS nas CIVMs em CCA e CCF quando comparado ao repouso com o joelho posicionado a 15° e 30° de flexão. Com o joelho posicionado a 15° observou-se um aumento no AS com a CIVM em CCF quando comparado a CIVM em CCA. No posicionamento do joelho a 45° de flexão, foi observado um aumento do AS com a CIVM em CCF quando comparado ao repouso (tabela 20).

Na comparação entre os posicionamentos do joelho, pode-se verificar uma redução do AS com o aumento da flexão do joelho, para todas as situações, repouso, CVM em CCA e CCF (tabela 20).

Tabela 20- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo do Sulco (AS) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	140,32 ±11,15 ^{a, d}	145,72 ±9,47 ^{b, d}	148,95 ±8,96 ^d
30°	130,81 ±9,91 ^a	133,60 ±8,52	135,49 ±8,98
45°	124,26 ±9,01 ^c	126,53 ±7,58	128,02 ±7,45

(a) diferença significativa entre repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferença significativa entre a CIVM em CCA e CCF, (c) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCF, (d) diferença significativa entre os posicionamento do joelho, 15°, 30° e 45° de flexão. $p < 0,05$

A análise dos dados referentes ao AC revelaram que na comparação entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, apenas com o joelho posicionado a 15° de flexão pode-se observar um aumento nos valores do AC com a CIVM em CCA e CCF, sendo que com a CIVM em CCF verificou-se um aumento do AC em relação a CIVM em CCA, evidenciando uma lateralização da patela com a CIVM em CCF (tabela 21).

Os valores do AC diminuíram com o aumento da flexão do joelho para todas as situações, repouso, CIVM em CCA e CCF, demonstrando uma medialização da patela com o aumento da flexão do joelho. Entretanto, não foram observadas diferenças no AC com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão, para todas as situações (tabela 21).

Tabela 21- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de Congruência (AC) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	-12,49 ±19,05 ^{a, c}	-7,65 ±19,10 ^{b, c}	-1,54 ±20,94 ^c
30°	-17,14 ±9,83	-15,19 ±7,82	-15,84 ±4,81
45°	-16,28 ±9,96	-15,81 ±10,94	-16,30 ±7,91

(a) diferença significativa entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferença significativa entre a CIVM em CCA e CCF, (c) diferença significativa entre o posicionamento de 15° e 30° e entre 15° e 45° de flexão do joelho. $p < 0,05$

O ATP apresentou valores significativos menores da inclinação lateral da patela com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão, tanto a CIVM em CCA como a CIVM em CCF quando comparado ao repouso, evidenciado pela diminuição do ATP. Entretanto, com o joelho posicionado a 30° de flexão pode-se verificar um aumento do ATP com a CIVM em CCA quando comparado a CIVM em CCF (tabela 22).

Na comparação entre os posicionamentos do joelho, pode-se observar durante as CIVMs em CCA e CCF ocorreu uma redução dos valores de ATP a 30° de flexão quando comparado a 15° de flexão do joelho. Por outro lado, com a CIVM em CCF, o ATP aumentou a 45° de flexão quando comparado a 30° de flexão do joelho (tabela 22).

Tabela 22- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo de *tilt* Patelar (ATP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	8,35 ±6,12	8,49 ±7,39 ^c	7,75 ±7,75 ^c
30°	8,72 ±4,21 ^a	6,88 ±4,46 ^b	5,14 ±4,69 ^d
45°	9,51 ±4,06 ^a	7,65 ±4,85	6,96 ±3,46

(a) diferença significativa entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferença significativa entre CIVM em CCA e CCF, (c) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 30° de flexão do joelho, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho. $p < 0,05$

Em relação ao APL, pode-se verificar com o joelho posicionado a 15° de flexão ocorre uma redução desta medida com a CIVM em CCA quando comparado ao repouso. Entretanto, com o joelho posicionado a 30° de flexão foi observado um aumento do APL com a CIVM em CCF quando comparado com o repouso e a CIVM em CCA (tabela 23).

Os valores de APL foram menores a 15° de flexão do joelho quando comparados aos posicionamentos do joelho a 30° e 45° com a CIVM em CCA e CCF. Apenas durante a CIVM em CCF pode-se observar uma redução do APL a 45° de flexão em relação à 30° de flexão do joelho (tabela 23).

Tabela 23- Médias e desvios padrões (graus) do Ângulo Patelar Lateral (APL) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	15,04 ±6,58 ^a	13,61 ±7,59 ^d	14,51 ±8,03 ^d
30°	15,00 ±5,10 ^b	16,14 ±4,95 ^c	17,37 ±5,46 ^e
45°	14,58 ±5,58	15,65 ±5,51	15,70 ±4,29

(a) diferença significativa entre o repouso e CIVM em CCA, (b) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCF, (c) diferença significativa entre CIVM em CCA e CCF, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° em relação à 30° e 45° de flexão do joelho, (e) diferença entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho. $p < 0,05$

Em relação ao DLP, pode-se verificar que com o joelho posicionado a 45° de flexão, há um aumento desta medida com a CIVM em CCF quando comparado ao repouso, evidenciando uma medialização da patela com a contração muscular. Por outro lado, não foi observada diferença entre as CIVMs para todos os posicionamentos do joelho (tabela 24).

Na comparação entre os posicionamentos do joelho, foi observado que apenas durante o repouso ocorre uma redução nos valores de DLP com o joelho posicionado a 45° de flexão quando comparado a 15° de flexão. Pode-se observar também, uma redução do DLP a 45° quando comparado a 30° de flexão do joelho, evidenciando uma lateralização da patela com o aumento da flexão do joelho (tabela 24).

Tabela 24- Médias e desvios padrões (milímetros) do Deslocamento Lateral Patelar (DLP) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	5,25 ±3,25 ^b	4,51 ±4,19	4,77 ±2,94
30°	4,84 ±1,37 ^c	4,56 ±1,70	5,07 ±2,26
45°	3,23 ±2,54 ^a	3,91 ±2,97	4,39 ±2,00

(a) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCF, (b) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 45° de flexão do joelho, (c) diferença significativa entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho. $p < 0,05$

Os dados referentes aos valores de BO evidenciaram um aumento da lateralização da patela durante a CIVM em CCA e CCF com o joelho posicionado a 15° de flexão quando comparado ao repouso. Em relação ao joelho posicionado a 45° de flexão, foi observado uma redução dos valores de BO com a CIVM em CCF quando comparado ao repouso e a CIVM em CCA (tabela 25).

Durante a CIVM em CCA e CCF, verificou-se uma redução do BO a 45° e 30° de flexão em relação à 15° de flexão do joelho. Com o joelho posicionado a 30° de flexão durante o repouso e a CIVM em CCA, pode-se verificar uma redução nos valores de BO quando comparado a 45° de flexão do joelho (tabela 25).

Tabela 25- Médias e desvios padrões (%) do *Bisect Offset* (BO) durante o repouso, Cadeia Cinética Aberta (CCA) e Cadeia Cinética Fechada (CCF) com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão para o grupo SDFP (n=19)

ANGULAÇÕES DE FLEXÃO DO JOELHO	REPOUSO	CCA	CCF
15°	55,57 ±11,03 ^a	59,83 ±9,40 ^{e, f}	60,90 ±11,20 ^{e, f}
30°	54,61 ±6,58 ^d	54,31 ±5,58 ^d	53,09 ±4,81
45°	56,80 ±6,71 ^b	56,45 ±8,81 ^c	54,55 ±4,98

(a) diferença significativa entre o repouso e as CIVMs em CCA e CCF, (b) diferença significativa entre o repouso e a CIVM em CCF, (c) diferença significativa entre CIVM em CCA e CCF, (d) diferença significativa entre os posicionamentos de 30° e 45° de flexão do joelho, (e) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 45° de flexão do joelho (f) diferença significativa entre os posicionamentos de 15° e 30° de flexão do joelho. $p < 0,05$

DISCUSSÃO

Neste capítulo serão discutidos primeiramente alguns aspectos metodológicos, e em seguida os resultados encontrados e a aplicabilidade clínica no diagnóstico e reabilitação fisioterapêutica dos indivíduos com SDFP.

1. Aspectos Metodológicos

1.1. Seleção da Amostra

Os dados antropométricos não apresentaram diferença significativa entre os grupos SDFP e controle, desta maneira, pode-se observar uma similaridade na média de idade, altura, massa corporal e comprimento do membro inferior avaliado entre os grupos.

Devido ao caráter multifatorial da etiologia da SDFP, as dificuldades em se estabelecer critérios objetivos para a seleção da amostra com SDFP prejudicam as comparações entre trabalhos.

Alguns autores na tentativa de melhor definir suas amostras, utilizam também a escala visual analógica (EVA) como forma de quantificar a dor em sujeitos com SDFP (FLANDRY et al., 1991; HARRISON et al., 1995; THOMEÉ, 1997; COWAN et al., 2002), visto que o principal sintoma desses indivíduos é a dor difusa na região anterior do joelho (HARRISON et al., 1995; THOMEÉ, 1997; COWAN et al., 2001). Cowan et al. (2001) e Cowan et al. (2002) utilizam como critério de inclusão para o grupo com SDFP, não apenas a presença de dor no último mês, mas também um registro representativo de pelo menos 3 cm de intensidade de dor na EVA.

Em relação aos critérios de inclusão e exclusão da amostra, a média da EVA encontrada no último mês para o grupo SDFP foi de $4,72 \pm 1,41$ cm enquanto para o grupo controle foi de zero.

Os grupos controle e SDFP, no presente trabalho, comportaram-se de maneira distinta em relação à presença de dor nas atividades funcionais. Durante a avaliação da dor, pode-se observar que todos os voluntários do grupo controle, apesar de apresentarem alguns dos sinais clínicos comuns à SDFP, não apresentaram dor em nenhuma das atividades funcionais realizadas, como o agachamento ou *step*, ou nas atividades funcionais questionadas. Entretanto, todos os voluntários do grupo com SDFP apresentaram algum desconforto durante as atividades funcionais realizadas e presença de dor em $4,57 \pm 1,21$ atividades das 7 atividades funcionais questionadas (agachar por tempo prolongado, subir e descer escadas, ajoelhar-se, correr, permanecer muito tempo sentado, contração isométrica do quadríceps femoral e na prática esportiva).

Cowan et al. (2001), Cowan et al. (2002) e Powers et al. (2002), também utilizaram como critério de inclusão para o grupo SDFP, presença de dor no último mês e/ou dor em pelo menos 2 atividades funcionais avaliadas. Desta maneira, tão importante quanto verificar a presença de dor, é avaliá-la em situações funcionais, não apenas através do relato e da palpação. Portanto, estes critérios utilizados na análise da dor deveriam constar como critérios de inclusão em uma amostra de indivíduos com SDFP.

Na caracterização da amostra utilizada durante a avaliação funcional, pode-se verificar que o grupo SDFP quando comparado ao grupo controle, apresentou uma maior frequência de sinais e sintomas clínicos tais como: torção tibial externa, aumento do ângulo Q, pronação subtalar excessiva, dor a palpação dos bordos patelares, teste de compressão positivo e dor no final da extensão do joelho. Entretanto, sinais como patela medializada também foram frequentemente encontrados nos voluntários do grupo controle.

Todos estes fatores que caracterizam os indivíduos com SDFP já foram estudados anteriormente (TASKIRAN et al., 1998; LEE; MORRIS; CSINTALAN, 2003; LIVINGSTON; MANDIGO, 2003; JOHNSTON; GROSS, 2004).

Lee; Morris e Csintalan (2003) relataram que consequentemente a rotação da tíbia, o tendão patelar traciona o pólo distal da patela lateralmente e o bordo superior medialmente, alterando a biomecânica femoropatelar, predispondo o indivíduo a desenvolver SDFP. Csintalan et al. (2002) fixaram a rotação tibial externa em 15° de 12 pernas humanas e verificaram um aumento no ângulo Q, na pressão e na área de contato da faceta lateral patelar durante todos os ângulos de flexão do joelho, confirmando a importância da avaliação da rotação tibial.

O ângulo Q indica a orientação do músculo quadríceps e é um fator bastante discutido na literatura nos indivíduos com SDFP (BOUCHER, 1992; TASKIRAN et al., 1998; MIZUNO et al., 2001). No presente trabalho, consideramos um aumento no ângulo Q, valores superiores a 20° (Post, 2001). Entretanto, Boucher (1992) e Doucette e Goble (1992) consideram um ângulo Q aumentado valores superiores a 16° e Taskiran et al. (1998) valores superiores a 18° como indicativo de SDFP. Desta maneira, estes diferentes critérios para classificar o aumento do ângulo Q dificultam a caracterização dos grupos amostrais em relação a esse parâmetro.

No presente trabalho, optou-se em considerar valores superiores a 20° como indicativo de SDFP, pois Post (2001) relata que mulheres saudáveis apresentam em média um ângulo Q de 20°.

Livingston e Mandigo (1999) avaliaram o ângulo Q bilateralmente em indivíduos com SDFP unilateral e bilateral e em indivíduos saudáveis. Foi constatado que tanto os indivíduos com SDFP unilateral quanto os controles apresentavam um ângulo Q assimétrico. Desta maneira, os autores não consideram o aumento do ângulo Q como um fator etiológico da SDFP.

Por outro lado, Herrington e Nester (2004) avaliaram apenas indivíduos assintomáticos e verificaram que um aumento do ângulo Q causava um aumento no deslocamento patelar lateral, sugerindo que o ângulo Q poderia ser utilizado como um dos fatores etiológicos da SDFP.

Um outro fator considerado como um dos indicativos de SDFP é a pronação subtalar excessiva (POWERS; MAFFUCCI; HAMPTON, 1995; JOHNSTON; GROSS,

2004). De acordo com a avaliação funcional pode-se verificar uma maior frequência de pronção subtalar excessiva, avaliada por meio do *navicular drop test*, no grupo com SDFP (57,89%) em relação ao grupo controle (40%). Entretanto Livingston e Mandigo (2003) avaliaram 81 voluntários, homens e mulheres, e verificaram que a pronção subtalar excessiva não foi um fator indicativo de SDFP. Apesar de ter sido observado no presente trabalho uma maior frequência de pronção subtalar excessiva no grupo SDFP, o grupo controle também apresenta uma alta frequência de pronção subtalar excessiva.

Powers; Maffucci e Hampton (1995) avaliaram a pronção subtalar excessiva de indivíduos saudáveis e com SDFP por meio do ângulo do retropé. Estes autores sugeriram que o aumento da pronção subtalar pode ser um dos fatores etiológicos envolvidos com a SDFP, desta maneira, considerando a controvérsia na literatura, a avaliação da pronção subtalar deve ser realizada em indivíduos com SDFP.

Fatores como dor na realização do final da extensão do joelho, dor a palpação e durante o teste de compressão são características frequentemente encontradas nos indivíduos com SDFP, visto que a presença de dor nestes indivíduos é a principal característica (COWAN et al., 2001).

Existe uma controvérsia entre quais fatores estariam presentes nos indivíduos com SDFP, segundo Powers et al. (2003) e Dye (2001) estes fatores isolados não podem ser utilizados como forma de caracterização do grupo com SDFP. Desta maneira, foram incluídos no grupo com SDFP, do presente trabalho, os indivíduos que apresentaram pelo menos 3 sinais clínicos que indicassem SDFP.

Bizzini et al. (2003) realizaram uma revisão sistemática para verificar os critérios metodológicos dos artigos de SDFP e verificaram que a maioria dos artigos não apresentava uma descrição adequada dos critérios de inclusão e das características dos grupos, podendo levar a resultados controversos na literatura. Desta maneira, instrumentos de diagnósticos para pesquisa, validados, que melhorem a caracterização da amostra com SDFP devem ainda ser desenvolvidos.

1.2. Exame de Ressonância Nuclear Magnética

O equipamento de ressonância nuclear magnética fornece imagens precisas da cinemática patelar, desta maneira foi escolhido como meio de aquisição das imagens durante as atividades estudadas.

Muhle; Brossmann e Heller (1999) relataram que instrumentos de medida como a Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Nuclear Magnética (RNM) são utilizados para a análise da cinemática patelar, entretanto além da RNM gerar imagens com maior qualidade em relação à TC, esta não expõe o voluntário a doses de radiação, fato este importante, visto que nosso exame tem uma duração média de 50 minutos. Além disso, Shellock (2003) relatou que exames como a radiografia e TC não fornecem uma relação da geometria da superfície articular da femoropatelar, como é visualizada pela imagem de RNM.

Estudos pilotos foram realizados para definir os parâmetros da RNM para a aquisição das imagens. Os parâmetros utilizados no presente estudo foram, TR de 15 mseg e TE de 6 mseg (T1 com supressão de gordura), estes parâmetros geraram uma imagem com boa definição em um tempo mínimo (3 segundos/imagem), para que os voluntários realizassem as CIVMs. Segundo Shellock (2003), o T1 com supressão parcial de gordura é frequentemente utilizado na aquisição de imagens para análise da cinemática patelar.

A imagem selecionada para a realização das medidas, foi a que possuísse a melhor visualização do maior diâmetro látero-medial da patela para cada ângulo de flexão do joelho. Apenas Powers (2000) descreveu a escolha da imagem para a realização das medidas e segundo este autor, esta imagem apresenta uma relação adequada entre a patela e a tróclea femoral para o estudo da cinemática patelar.

Em relação ao posicionamento das voluntárias, estas permaneceram em decúbito dorsal com o quadril fixado, para que não ocorressem compensações. Salen; Salinas e Harding (2003) avaliaram o momento extensor do quadril e do joelho durante o agachamento *wall slide* e relataram que quanto maior a extensão do

quadril, maior será o esforço solicitado para a musculatura do quadríceps femoral. Apesar das diferenças metodológicas, a estabilização da coluna lombar e do quadril, proporcionaram uma vantagem mecânica para a realização da contração da musculatura do quadríceps femoral.

Os exercícios em CCA e CCF para os membros inferiores são amplamente realizados durante a reabilitação fisioterapêutica de indivíduos com SDFP (WITVROUW et al., 2000; WITRVOUW et al., 2004), entretanto, optou-se em realizar a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), pois apesar de ser uma contração que não produz movimentos na articulação tibiofemoral, a aquisição das imagens durante a CIVM não geram artefatos de movimento (MUHLE; BROSSMANN; HELLER, 1999). Entretanto, deve-se ressaltar que a patela é o maior osso sesamóide do corpo humano (MANSKE; DAVIES, 2003), portanto, mesmo sendo solicitado a CIVM, é inevitável o deslocamento patelar sobre a tróclea femoral.

No presente estudo, foi realizado a avaliação da cinemática patelar com o joelho posicionado a 15°, 30° e 45° de flexão do joelho. Estes posicionamentos foram selecionados pois a patela inicia o contato com a tróclea femoral entre 10° e 20° de flexão do joelho (MANSKE; DAVIES, 2003), além de ser um posicionamento do joelho que produz baixo estresse femoropatelar durante exercício em CCF (STEINKAMP et al., 1993). Com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão do joelho, a patela centraliza-se no sulco troclear (MANSKE; DAVIES, 2003) e apresenta uma redução do estresse femoropatelar tanto durante exercícios em CCA quanto em CCF (STEINKAMP et al., 1993).

As imagens de RNM permitiram a análise da cinemática patelar nestes posicionamentos do joelho utilizados nos programas de reabilitação fisioterapêutica tanto em CCA quanto em CCF. Os posicionamentos do joelho acima de 45° de flexão não foram possíveis executar, pois neste trabalho foi utilizado um equipamento de RNM em campo fechado, desta maneira o tubo interno do equipamento em que os voluntários permaneciam posicionados possuía 50 cm de diâmetro, não sendo possível realizar a flexão do joelho acima de 45°.

1.3. Confiabilidade das Medidas

Os resultados evidenciaram para todas as medidas avaliadas, níveis excelentes de repetibilidade, mostrando alta confiabilidade das medidas ($ICC > 0,75$). Estes dados não concordam com os observados por Powers; Shellock e Pfaff (1998), que verificaram para o AS, ATP e BO, níveis moderados de repetibilidade, devido à dificuldade em localizar a profundidade do sulco troclear. Entretanto, tais imagens foram geradas durante exercícios ativos, o que poderia dificultar a localização das imagens selecionadas para as análises e diminuir a confiabilidade das medidas. Ward et al. (2002) verificaram 120 imagens de indivíduos com SDFP e saudáveis, durante exercícios ativos em CCA e CCF, verificando níveis excelente de confiabilidade intra-examinador para os AS, ATP e BO, concordando com os coeficientes encontrados no presente trabalho. Entretanto, poucos trabalhos verificaram a confiabilidade das medidas da cinemática patelar (POWERS; SHELLOCK; PFAFF, 1998; WARD et al., 2002) e não foram encontrados na literatura consultada, trabalhos que verificassem a confiabilidade intra-examinador das medidas de DLP, ALP e AC, apesar de serem utilizados na análise da cinemática patelar por vários autores (KUJALA et al., 1989; BROSSMANN et al., 1993; WITONSKI; GÓRAJ, 1999; LAPRADE; CULHAM, 2003; TENNANT et al., 2001).

2. Cinemática Patelar

2.1. Comparação da cinemática patelar intergrupo

Na comparação entre os grupos SDFP e controle, os dados não revelaram diferença significativa para os parâmetros de AS, AC, ATP, APL com o joelho posicionado a 15° de flexão para todas as situações, repouso, CIVM em CCA e CCF.

Estes dados não concordam com os observados por Kujala et al. (1989b), que verificaram aumento do AS, AC, ATP e APL para o grupo SDFP durante a CIVM em CCA com o joelho posicionado a 0°, 10°, 20° e 30° em relação ao grupo controle, contudo, estes autores avaliaram mulheres com SDFP com história de subluxação patelar que podem apresentar um maior comprometimento da estabilidade em relação a mulheres com SDFP e sem história de subluxação patelar.

Powers (2000) avaliou o AS em mulheres com SDFP e história de subluxação patelar e saudáveis durante exercícios ativos de joelho e não observou diferença na profundidade do sulco entre os grupos, avaliada por meio do AS, concordando com os dados observados no presente trabalho. Por outro lado, verificou um aumento do ATP no grupo com SDFP em relação ao grupo controle, levando em consideração as diferenças metodológicas, estes dados discordando dos dados observados neste trabalho.

Entretanto, nossos dados concordam com os observados por Witonski e Góraj (1999) que também não observaram alteração no ATP entre os grupos SDFP e controle. Estes autores relatam que outras variações anatômicas ou presença de plica sinovial patológica podem estar envolvidas com o aparecimento da SDFP. Por outro lado, Powers (2000) relatou que a inclinação lateral patelar aumentada é um importante indicativo de SDFP, entretanto de acordo com os dados observados no presente trabalho, a inclinação lateral patelar, evidenciada pelo ATP e APL, não é um fator indicativo de SDFP.

Apesar de não significativo, os valores de AC com o joelho posicionado a 15° de flexão, indicaram um aumento da lateralização no grupo SDFP durante o repouso, evidenciado pelo aumento nos valores de AC. Laprade e Culham (2003) relataram que apesar da variabilidade inerente desta medida, esta é uma medida sensível para avaliar o posicionamento da patela em indivíduos com SDFP. No presente trabalho, a confiabilidade intraexaminador para as medidas do AC foi considerada excelente, o erro envolvido na medição é baixo e, portanto, apesar de não haver uma diferença estatisticamente significada para esta medida entre os grupos, o fato de encontrar esse maior valor para o grupo SDFP, indica que os indivíduos estudados apresentaram uma lateralização maior que os do grupo controle.

Na comparação entre as medidas do DLP dos grupos SDFP e controle, os dados revelaram que com o joelho posicionado a 15° de flexão ocorreu um aumento da lateralização patelar durante a CIVM em CCA para o grupo SDFP. A análise do BO revelou um aumento da lateralização patelar durante o repouso e a CIVM em CCF neste posicionamento do joelho para o grupo com SDFP em relação ao grupo controle.

Brossmann et al. (1993) e Kujala et al. (1989b) avaliaram indivíduos com subluxação patelar e indivíduos saudáveis e relataram uma lateralização da patela no final da extensão ativa do joelho em CCA para o grupo com subluxação patelar, evidenciada pelo DLP e BO e pelo DLP, respectivamente. Apesar das diferenças metodológicas, estes dados concordam com os do presente estudo.

Entretanto, nossos dados não concordam com os observados por Powers (2000) que avaliou o deslocamento patelar por meio do BO e não verificou diferença entre os grupos SDFP e história de subluxação patelar e controle no final da extensão ativa do joelho, demonstrando que esta medida apresenta uma alta variabilidade nos ângulos de 18° a 0° de flexão do joelho e relatando que o deslocamento lateral da patela não é um fator indicativo de SDFP. Entretanto, as imagens foram obtidas durante exercício ativo do joelho, o que poderia dificultar a análise da medida de deslocamento patelar.

Não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que comparassem a cinemática patelar entre os grupos com SDFP e controle durante exercícios em CCF. Entretanto, este aumento do deslocamento lateral patelar, evidenciado por meio do DLP e BO, durante as diferentes situações, com o joelho fletido a 15°, pode ser atribuído ao posicionamento da patela que favorece a instabilidade patelar neste posicionamento do joelho, além de possuir uma maior tendência em lateralizar-se (POWERS et al., 2003).

De acordo com os dados observados no presente trabalho, pode-se verificar que o aumento no deslocamento lateral patelar com o joelho posicionado a 15° de flexão pode alterar a biomecânica femoropatelar predispondo a SDFP. Desta maneira, estas medidas podem ser utilizadas como forma de diferenciar indivíduos com e sem SDFP, principalmente durante o repouso e CIVM em CCA, pois estas são situações facilmente reproduzíveis e segundo Laprade e Culham (2003) o deslocamento patelar pode ser um indicativo de SDFP.

Levando em consideração o posicionamento do joelho a 30° e 45° de flexão, durante o repouso, CIVM em CCA e CCF, não foi observada diferença significativa entre os grupos em nenhum dos parâmetros avaliado.

Estes dados concordam com os observados por Laprade e Culham (2003) que também não verificaram diferença significativa nas medidas de AS, APL, AC durante CIVM em CCA com o joelho posicionado a 30° de flexão. Witonski e Góraj (1999) também não observaram diferença significativa entre AS, AC e ATP com o joelho posicionado a 30° de flexão entre os grupos com SDFP e controle durante o repouso e a CIVM em CCA. Apenas Powers (2000) avaliou o ATP durante exercícios ativos com arco de movimento de 45° a 0° de extensão do joelho e verificou um aumento do ATP a 30° e 45° de flexão do joelho em relação ao grupo controle, discordando dos dados do presente trabalho. Entretanto, este autor provavelmente verificou esta diferença na inclinação patelar entre os grupos, pois avaliou indivíduos com subluxação patelar, segundo Fucentese et al. (2006), indivíduos com subluxação patelar podem apresentar alterações anatômicas na patela.

Powers (2000) também avaliou o deslocamento lateral patelar por meio do BO, não observando diferença entre indivíduos com e sem SDFP durante flexão do joelho de 30° a 45° em CCA, concordando com nossos resultados.

Nestes posicionamentos do joelho, a patela encontra-se centralizada no sulco troclear (MANSKE; DAVIES, 2003), desta maneira com um melhor equilíbrio femoropatelar, com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão do joelho. Esta maior estabilidade patelar nestes posicionamentos do joelho fez com que o grupo SDFP apresentasse uma cinemática patelar similar ao grupo controle.

2.2. Comparação da cinemática patelar intragrupo

Os dados revelaram para o grupo controle um aumento no valor do AS com as CIVMs em relação ao repouso, evidenciando que a patela articula-se com uma tróclea femoral mais rasa com a CIVM do músculo quadríceps femoral para todos os posicionamentos do joelho, contudo não foram observadas diferenças entre os tipos de CIVM. Em relação ao posicionamento do joelho, pode-se observar um aumento na profundidade da tróclea femoral com o aumento da flexão do joelho, durante repouso, CIVM em CCA e CCF. Este aumento da profundidade da tróclea pode ser atribuído à tendência da patela em elevar-se sobre a tróclea femoral durante a extensão do joelho, devido a tração exercida pelo tendão do músculo quadríceps femoral.

Estes dados discordam dos observados por Witonski e Góraj (1999) que não verificaram diferença no AS entre o repouso e a contração do músculo quadríceps femoral de indivíduos saudáveis. Porém estes autores avaliaram voluntários de ambos os sexos. Kujala et al. (1989a) analisaram o AS em homens e mulheres sem SDFP, demonstrando que mulheres apresentam a tróclea femoral mais rasa que os homens. Desta maneira, a discordância entre os achados de Witonski e Góraj (1999) com o do presente trabalho, pode ser explicado pelas diferenças metodológicas, já que a SDFP é mais freqüente em mulheres e para garantir a homogeneidade da amostra, optamos por avaliar apenas mulheres.

Por outro lado, nossos dados concordam com os observados por Powers; Shellock e Pfaff (1998) e Powers (2000) e que mesmo avaliando a extensão a partir de 30° de flexão do joelho em indivíduos saudáveis, verificaram que a patela articula-se com uma tróclea femoral mais rasa com a extensão do joelho. Somente Kujala et al. (1989a) verificaram o AS durante contração isométrica em indivíduos saudáveis em diferentes angulações do joelho e também verificaram um aumento do AS durante as contrações isométricas, concordando com os achados do presente trabalho.

Apenas Tennant et al. (2001) avaliaram indivíduos saudáveis do sexo feminino e masculino durante exercício ativo em CCF em um arco de movimento de 0° a 55° de flexão do joelho, estes autores verificaram que o AS reduz com o aumento da flexão do joelho, concordando com os resultados do presente trabalho. Apesar destes autores avaliarem homens e mulheres, o grupo experimental foi composto de um maior número de mulheres, possivelmente permitindo que a diferença na profundidade da tróclea femoral fosse observada com a extensão do joelho.

No entanto, não foram encontrados na literatura consultada, trabalhos que analisassem a profundidade da tróclea femoral em indivíduos saudáveis comparando os exercícios em CCA e CCF.

Em relação aos valores do AS no grupo com SDFP, pode-se verificar uma redução da profundidade da tróclea femoral durante as CIVMs quando comparado ao repouso com o joelho posicionado a 15° e a 30° de flexão. Foi observada uma redução na profundidade da tróclea femoral com a CIVM em CCF em relação ao repouso com o joelho posicionado a 45° de flexão, evidenciado pelo aumento dos valores do AS. Apenas com o joelho posicionado a 15° de flexão pode-se observar uma redução na profundidade da tróclea femoral com a CIVM em CCF quando comparada a CIVM em CCA no grupo com SDFP. Em relação ao posicionamento do joelho, foi verificado um aumento na profundidade da tróclea femoral com o aumento da flexão do joelho, durante repouso, CIVM em CCA e CCF.

Witonski e Góraj (1999) avaliaram o AS com o joelho a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão em indivíduos com SDFP, apenas durante o repouso e não verificaram

diferença entre os posicionamentos do joelho, discordando dos resultados do presente trabalho. Entretanto, Powers (2000) avaliou o AS em indivíduos com SDFP durante exercícios de flexão ativa do joelho em CCA e relatou um aumento nos valores do AS com a extensão do joelho, concordando com os dados do presente trabalho.

A anatomia da tróclea femoral é um importante fator na estabilidade patelar e que teoricamente uma redução na profundidade da tróclea femoral poderia justificar alterações na cinemática patelar de indivíduos com SDFP (POWERS, 2000). Desta maneira, CIVM tanto em CCA como CCF com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão podem ser realizados nos programas de reabilitação fisioterapêutica, pois estes exercícios levam a patela a articular-se com uma região mais profunda da tróclea femoral, permitindo uma melhor estabilidade da articulação femoropatelar.

Em relação ao AC, os dados revelaram para o grupo controle, que a patela encontra-se medializada em todas as posições durante o repouso. No entanto ao realizar a CIVM em CCA e CCF, o AC demonstrou maior lateralização da patela quando comparado ao repouso, com o joelho posicionado a 15° de flexão. Não foram observados influências no AC durante as CIVMs com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão.

Estes dados concordam com os observados por Kujala et al. (1989a) e Witonski e Góraj (1999), que também observaram em indivíduos saudáveis uma lateralização da patela no final da extensão do joelho com a CIVM em CCA. Apenas Tennant et al. (2001) avaliaram o AC em indivíduos saudáveis durante exercícios ativos de joelho em CCF e verificaram que no final da extensão do joelho a patela encontra-se lateralizada e com o aumento da flexão a patela medializa-se, portanto, estes dados concordam com os observados no presente trabalho.

Este aumento da lateralização da patela durante as CIVMs com o joelho posicionado a 15° de flexão poderia ser atribuído à resultante lateral das forças atuantes sobre a patela, que aumentam durante a contração do músculo quadríceps (STEINKAMP et al., 1993), sendo assim, exercícios neste posicionamento do joelho

aumentam o vetor lateral e não devem ser incluídos nos programas de reabilitação fisioterapêutica da SDFP.

O posicionamento do joelho a 15° de flexão do grupo controle, aumentou o AC quando comparado a 30° e a 45° de flexão do joelho, durante a CIVM em CCA e CCF, sendo assim com o joelho posicionado a 15° de flexão, a patela encontra-se mais lateralizada.

Durante o posicionamento de 30° e 45° de flexão do joelho, não foram observadas diferenças entre os posicionamentos do joelho e entre o repouso e as CIVMs para o grupo controle para o AC. Nesta situação, a patela encontrou-se durante todas as situações medializada e segundo Steinkamp et al. (1993), Earl; Shmitz e Arnold (2001) e Escamilla (2001), o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão possui uma melhor congruência entre a patela e o sulco troclear. Apesar de Witonski e Góraj (1999), não avaliarem o AC com o joelho a 45° de flexão, estes autores também não observaram diferença no AC com o joelho a 30° de flexão entre o repouso e a contração muscular.

Em relação ao grupo SDFP, pode-se observar que o AC, para este grupo comporta-se de maneira semelhante ao grupo controle, em que com o joelho posicionado a 15° de flexão na realização das CIVMs a patela lateraliza-se quando comparado ao repouso, evidenciado pelo aumento do AC. Porém, pode-se observar que com o joelho posicionado a 15° de flexão, o AC aumenta com a CIVM em CCF quando comparada a CIVM em CCA, situação esta em que a patela encontra-se mais lateralizada com a CIVM em CCF. Como pudemos observar, ocorre uma redução da profundidade troclear neste posicionamento do joelho com a CIVM em CCF em relação a CIVM em CCA, desta maneira, a patela encontra-se mais suscetível à ação dos vetores de força laterais, justificando o aumento do AC.

Kujala et al. (1989b) avaliaram o AC em indivíduos com SDFP e história de subluxação patelar durante CIVM em CCA de 30° a 0° de extensão do joelho e verificaram um aumento do AC no final da extensão do joelho, estes dados concordam com os observados no presente trabalho. Segundo Witonski e Góraj

(1999) a contração do músculo quadríceps femoral não alterou o AC dos indivíduos com SDFP no final da extensão do joelho, discordando dos nossos resultados, entretanto estes autores avaliaram apenas 10 indivíduos com SDFP e não relataram o tipo de contração muscular realizada.

A contração do músculo quadríceps femoral nos últimos graus de extensão do joelho pode apresentar um maior efeito na tentativa de melhorar a estabilização patelar, já que a mesma apresenta um menor contato com o fêmur com o joelho posicionado a 15° de flexão.

Não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que comparassem os valores do AC durante exercícios em CCA e CCF em indivíduos com SDFP.

Em relação aos posicionamentos do joelho em 30° e 45° de flexão do grupo SDFP, não foram observadas alterações do AC em relação às CIVMs e entre os ângulos avaliados. Apesar de não avaliar o efeito da contração do músculo quadríceps femoral com o joelho posicionado a 45° de flexão, Witonski e Góraj (1999) também não observaram diferença entre esta medida durante o repouso e a contração muscular no grupo SDFP. A profundidade da tróclea femoral aumenta com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão durante todas as atividades, isto faz com que a patela permaneça estável na tróclea femoral, principalmente durante as CIVMs. Levando em consideração os valores do AC, exercícios isométricos a partir de 30° de flexão, tanto em CCA e CCF em indivíduos com SDFP levam a um bom equilíbrio da patela.

A inclinação patelar pode ser avaliada por meio do ATP e APL, desta maneira a discussão destes parâmetros foi realizada conjuntamente, visto que as medidas são inversamente proporcionais.

Em relação ao ATP e ao APL no grupo controle, pode-se verificar que a CIVM em CCA reduziu a inclinação lateral da patela em relação ao repouso para todos os posicionamentos do joelho. Com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão, verificou-se uma redução do ATP com a CIVM em CCF quando comparado ao repouso, no entanto esta redução da inclinação apenas foi verificada a 45° de flexão pelo

aumento do APL. Não foi observada diferença entre as CIVMs nestes posicionamentos do joelho em relação ao ATP. Entretanto, em relação ao APL, pode-se verificar uma redução da inclinação patelar lateral com o joelho posicionado a 45° de flexão durante a CIVM em CCF quando comparada a CCA. Ao analisarmos o efeito do posicionamento do joelho com a CIVM em CCA, a inclinação patelar lateral foi menor com o joelho a 30° de flexão quando comparado a 45°, evidenciado apenas pelo ATP e quando comparado ao repouso a 15° de flexão do joelho, evidenciado pelo ATP e APL.

Apesar do posicionamento a 15° de flexão do joelho com a CIVM em CCA nos indivíduos sem SDFP reduzir a inclinação lateral, Steinkamp et al. (1993) relataram que o estresse femoropatelar encontra-se aumentado nesta situação. Já em relação aos posicionamentos do joelho a 30° e 45° de flexão, o estresse femoropatelar é menor com o joelho a 45° quando comparado a 30° durante exercícios em CCF. Entretanto, durante exercícios em CCA, o estresse reduz com o aumento da flexão do joelho (STEINKAMP et al., 1993) e nestas angulações do joelho há um melhor equilíbrio da patela devido ao aumento da área de contato da superfície patelar no fêmur (WOODALL; WELSH, 1990; CSINTALAN et al., 2002).

Apenas Powers (2000) avaliou o ATP em indivíduos saudáveis durante exercícios ativos com arco de movimento de 45° a 0° de extensão do joelho e verificou que o posicionamento do joelho não influenciou o ATP, discordando dos nossos achados. Entretanto, Powers (2000) avaliou as imagens durante exercícios ativos, o que poderia dificultar as análises das imagens.

Witonski e Góraj (1999) não verificaram alterações no APL com a flexão do joelho durante o repouso e durante exercícios em CCA, relatando que a contração do músculo quadríceps femoral não influenciou a inclinação patelar, discordando dos resultados do presente trabalho. Por outro lado, concordando com nossos resultados, Kujala et al. (1989a) verificaram o ATP e o APL de indivíduos saudáveis durante exercícios em CCA em um arco de movimento de 0° a 30° de flexão do joelho e também verificaram redução da inclinação lateral com o aumento da flexão do joelho.

Não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que avaliassem os ATP durante exercícios em CCF em indivíduos saudáveis.

Por outro lado, os valores de ATP do grupo SDFP reduziram com a CIVM em CCA e CCF quando comparado ao repouso, com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão, não sendo observado alteração com as CIVMs com o joelho posicionado a 15° de flexão. Apenas a 30° de flexão do joelho, pode-se verificar uma redução da inclinação lateral da patela em CIVM em CCF quando comparada a CCA, evidenciado pela redução do ATP.

Witonski e Góraj (1999) compararam o ATP durante o repouso e exercícios em CCA e verificaram um aumento da inclinação patelar lateral com a realização do exercício no final da extensão do joelho em indivíduos com SDFP, discordando dos nossos resultados.

De acordo com Powers (2000), exercícios que reduzam o ATP devem ser incluídos nos programas de reabilitação fisioterapêutica em indivíduos com SDFP, portanto, exercícios a 30° e a 45° de flexão do joelho em CCA e CCF, podem ser realizados. De acordo com nossos dados, exercícios com o joelho posicionado a 30° de flexão apresentaram uma redução maior do ATP em CCF quando comparado a exercícios em CCA. O estresse femoropatelar é menor neste posicionamento do joelho em CCF. Entretanto, exercícios com o joelho posicionado a 30° de flexão em CCA podem ser realizados em indivíduos com SDFP, desde que não aumentem seu quadro doloroso.

Besier et al. (2005) avaliaram a área de contato femoropatelar durante exercícios em CCF em um arco de movimento de 0° a 60° de flexão do joelho e verificaram um aumento em média de 24% na área de contato femoropatelar neste tipo de exercício, e consequentemente, reduzindo o estresse femoropatelar durante exercícios em CCF. Sendo assim exercícios em CCF em qualquer posicionamento do joelho pode ser indicada no tratamento fisioterapêutico.

Durante o repouso não foram evidenciadas, no presente trabalho, alterações nos valores do ATP com o posicionamento patelar para o grupo SDFP. Entretanto, com o

joelho posicionado a 30° de flexão ocorreu uma redução nos valores do ATP com a CIVM em CCA e CCF quando comparado a 15° de flexão do joelho e com a CIVM em CCF 30° quando comparado a 45° de flexão do joelho.

Powers et al. (2003) compararam o ATP em indivíduos com SDFP com história de subluxação patelar durante exercícios ativos do joelho em CCA e CCF e verificaram que durante 30° de flexão do joelho ocorreu uma redução desta medida em CCF quando comparado a CCA, apesar de não ser estatisticamente significativa. Apesar das diferenças metodológicas, estes dados concordam com os observados neste trabalho.

Em relação ao APL no grupo SDFP, apenas foi observado um aumento da inclinação patelar lateral com a CIVM em CCA quando comparado a CCF com o joelho posicionado a 30° de flexão e um aumento da inclinação patelar lateral, evidenciado pela redução dos valores do APL com a CIVM em CCF quando comparado ao repouso com o joelho a 45° de flexão. Não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que avaliassem o APL em CCA e CCF nos indivíduos com SDFP.

Durante a CIVM em CCA, pode-se verificar um aumento na inclinação patelar com o joelho posicionado a 15° de flexão em relação ao joelho a 30° e a 45° de flexão.

Nossos dados discordam dos observados por Witonski e Góraj (1999), que verificaram que durante a contração do músculo quadríceps femoral em CCA, com o aumento da flexão do joelho ocorre um aumento da inclinação patelar lateral no grupo com SDFP. Apesar de Kujala et al. (1989b) não compararem os posicionamento do joelho, pode-se observar uma redução da inclinação patelar lateral com o aumento da flexão do joelho, portanto, estes dados concordam com os observados no presente trabalho, pois com o aumento da flexão do joelho, a patela encontra-se centralizada no sulco troclear.

Entretanto o APL pode apresentar alterações não relacionadas à inclinação patelar, pois a forma da faceta lateral patelar influencia esta medida. Segundo Fucentese et al. (2006) alterações na forma das facetas patelares, principalmente a

faceta lateral patelar, pode ser observada em indivíduos com quadros de subluxação, desta maneira, estas alterações anatômicas na patela poderiam influenciar as medidas do APL, e no presente trabalho, não avaliamos a anatomia das facetas patelares dos voluntários.

O deslocamento patelar foi mensurado por meio de DLP e do BO. Em relação ao DLP para o grupo controle, foi verificado que a contração muscular apenas influenciou o deslocamento patelar com o joelho fletido a 45°, em que foi observado um deslocamento medial com a CIVM em CCA e CCF quando comparado ao repouso, sendo esta medialização mais evidente com a CIVM em CCF. Entretanto, a análise do BO apenas evidenciou um aumento da lateralização da patela com a contração do músculo quadríceps femoral com o joelho posicionado a 15° de flexão.

Kujala et al. (1989a) avaliaram o DLP de indivíduos saudáveis durante a CIVM em CCA com o joelho posicionado a 0°, 10°, 20° e 30° de flexão e não verificaram alteração do deslocamento patelar com a contração muscular, concordando com nossos achados. Em relação ao BO apenas com o joelho a 15° de flexão observamos que a contração muscular influenciou o deslocamento patelar, posicionamento este em que a patela encontra-se em uma posição de máxima instabilidade (POWERS et al., 2003) e também pode-se observar que com o joelho posicionado a 15° de flexão a superfície troclear encontra-se mais rasa durante o exercício em CCA e CCF, reforçando a maior tendência da patela em lateralizar-se.

Powers (2000) sugeriu que uma das causas de lateralização da patela durante a contração muscular poderia ser devido ao aumento da profundidade da tróclea femoral. Porém nossos dados revelaram um aumento na lateralização da patela durante a contração apenas com o joelho posicionado a 15° de flexão para o grupo controle, desta maneira, considerando o DLP e o BO, exercícios com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão não aumentam a lateralização patelar.

Em relação ao posicionamento do joelho para o grupo controle, pode-se verificar que com o aumento da flexão durante as CIVMs ocorre um aumento do deslocamento medial da patela, evidenciado pelo BO, entretanto o inverso é observado pelo DLP.

Powers (2000) avaliou o BO de indivíduos saudáveis durante exercícios ativos em CCA e verificou que o posicionamento do joelho não influenciou esta medida. Kujala et al. (1989a) ao avaliarem o DLP durante CIVM em CCA, verificaram que o posicionamento do joelho não influenciou no deslocamento patelar, desta maneira estes dados discordam dos observados no presente trabalho.

Shellock; Stone e Crues (1999) consideram um alinhamento patelar normal quando a crista patela encontra-se posicionada no centro da tróclea femoral e esta orientação é mantida com a alteração do posicionamento do joelho. Os valores de BO do grupo controle encontram-se dentro da normalidade (WARD et al., 2002).

Apesar de nossos dados revelarem alta confiabilidade na análise do deslocamento patelar, Powers (2000) relatou que as medidas de deslocamento patelar possuem uma alta variabilidade, desta maneira, dificultando a avaliação do deslocamento patelar por meio destas medidas. Entretanto o ICC para o DPL e BO no presente trabalho apresentaram valores excelentes em todas as situações para ambos os grupos.

Não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que avaliassem o deslocamento patelar em indivíduos saudáveis durante exercícios em CCF.

Esta incongruência dos resultados em relação ao deslocamento patelar acontece pois, a patela possui um aumento do seu diâmetro látero-medial proximalmente (MANSKE; DAVIES, 2003), mesmo com os cuidados metodológicos com a colocação da bobina empregados no presente trabalho, a espessura dos cortes das imagens foram de 7mm, desta maneira, pequenas alterações poderiam influenciar nas medidas de deslocamento patelar, sendo assim, a avaliação do deslocamento lateral por meio do DLP durante a CIVM foi dificultada.

Durante a análise do deslocamento patelar por meio do APL e BO para o grupo SDFP, pode-se verificar que a CIVM em CCA e CCF medializaram a patela quando comparado ao repouso com o joelho posicionado a 15° de flexão. Este aumento da medialização com a CIVM em CCF em relação ao repouso, também foi observada com o joelho posicionado a 45° de flexão, evidenciado tanto pelo DLP como pelo BO. A

análise do BO revelou ainda que com o joelho posicionado a 45° de flexão em CIVM em CCA, a patela apresenta-se mais lateralizada do que com a CIVM em CCF, sendo assim, exercícios com o joelho posicionado a 45° de flexão em CCF melhoram o equilíbrio patelar.

Brossmann et al. (1993) observaram em indivíduos com SDFP com história de subluxação patelar, um aumento da lateralização da patela em um arco de movimento de 20° a 0° com a contração do músculo quadríceps em CCA em relação ao repouso, estes dados não concordam com os resultados observados no presente trabalho. O autor justifica este aumento da lateralização da patela durante o exercício ativo pelo aumento do ângulo Q e uma insuficiência do músculo quadríceps em estabilizar a patela nestes indivíduos. Apesar dos nossos voluntários com SDFP apresentarem um aumento do ângulo Q em relação ao grupo controle, mesmo assim, ocorreu uma melhora no alinhamento patelar com a CIVM em CCA e CCF no final da extensão do joelho, desta maneira, sugere-se que a CIVM do músculo quadríceps foi capaz de estabilizar a patela com o joelho a 15° de flexão.

Powers et al. (2003) compararam exercícios ativos do joelho em CCA e CCF e verificaram que durante 27° a 21° de flexão do joelho observou-se uma maior lateralização da patela durante a CCA em relação a CCF, apesar da diferença entre a CIVM em CCA e CCF não ser significativa, pode-se observar no presente trabalho uma maior lateralização da patela com o joelho posicionado a 30° de flexão em CCA em relação à CCF, desta maneira, nossos dados concordam com os observados por estes autores.

Em relação ao posicionamento do joelho no grupo com SDFP, considerando os valores de DLP e BO, pode-se verificar que a 45° de flexão do joelho a patela encontra-se mais lateralizada do que a 15° e 30° de flexão durante o repouso, sendo que o BO mostrou uma maior lateralização da patela com o joelho posicionado à 45° de flexão em relação à 30° de flexão com a CIVM em CCA.

Estes dados concordam com Kujala et al. (1989b) que avaliaram indivíduos com SDFP e história de subluxação patelar durante exercícios ativos em CCA e

verificaram um aumento no deslocamento lateral com a extensão do joelho. Porém, estes dados não são confirmados por Brossmann et al. (1993) que compararam o BO entre os posicionamentos do joelho e verificaram que a patela encontra-se 55% a 60% lateralizada durante 30° a 20° de flexão do joelho, desta maneira, estes dados concordam com os observados no presente trabalho e nossos dados revelaram que 59% e 54% da patela encontram-se lateral com o joelho posicionado a 15° e a 30° de flexão com a CIVM em CCA, respectivamente.

Em relação à comparação durante à CIVM em CCA e CCF para o grupo SDFP, foi observado uma maior lateralização da patela com o joelho posicionado a 15° quando comparado a 30° e a 45° de flexão do joelho, evidenciada pelo aumento do BO no final da extensão do joelho.

Apesar das diferenças metodológicas, Kujala et al. (1989b), Brossmann et al. (1993) e Powers et al. (2003) observaram um aumento da lateralização durante exercícios em CCA no final da extensão do joelho em indivíduos com SDFP, entretanto, apenas Powers et al. (2003) avaliaram exercícios em CCF e verificaram uma lateralização da patela no final da extensão do joelho, sem diferença entre os tipos de atividade. Desta maneira, estes dados concordam com os observados no presente trabalho. Sendo assim, mesmo com a CIVM em CCF com o joelho posicionado a 15° de flexão apresentar baixo estresse femoropatelar (STEINKAMP et al., 1993), pode-se constatar uma maior lateralização da patela em relação a 30° e 45° de flexão do joelho, não sendo indicado no tratamento fisioterapêutico de indivíduos com SDFP exercícios nesta posição.

Durante a contração do músculo quadríceps femoral, ocorre um aumento do ângulo Q dinâmico, potencializando a ação da força lateral incidente sobre a patela (MANSKE; DAVIES, 2003) e como observado, a profundidade da tróclea femoral aumenta com a flexão do joelho durante a CIVM em CCA e CCF, desta maneira estabilizando melhor a patela com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão.

Os resultados deste trabalho revelaram de forma geral, que as CIVMs nos últimos graus de extensão do joelho poderia comprometer a dinâmica patelar e por

outro lado seria possível favorecer a estabilidade com o joelho fletido a 30° e 45° tanto no grupo com SDFP como no grupo controle. Estes posicionamentos do joelho proporcionaram uma redução na inclinação e no deslocamento patelar com a CIVM em CCF, portanto devem preferencialmente ser realizados no tratamento fisioterapêutico de indivíduos com SDFP.

3. Considerações Clínicas para a SDFP

O tratamento fisioterapêutico de indivíduos com SDFP é preferencialmente conservador e tem como objetivo reduzir a dor anterior no joelho, equilibrar a função dos estabilizadores da patela, melhorando o equilíbrio patelar (WILK, 2001).

Segundo Witvrouw et al. (2004) o tratamento conservador deve incluir exercícios tanto em CCA quanto em CCF. Mirzarbeiji et al. (1999) relataram que o tratamento fisioterapêutico de indivíduos com SDFP deve enfatizar um aumento da atividade elétrica do músculo VMO, no entanto estes autores avaliaram vários exercícios em CCA e CCF e verificaram que nenhum dos exercícios testados foi capaz de ativar seletivamente o músculo VMO.

De acordo com os dados do presente trabalho, pode-se observar que 30° e 45° de flexão do joelho favorecem uma melhor estabilidade da patela durante os exercícios em CCA e CCF, desta maneira devem ser incluídos nos programas de reabilitação fisioterapêutica de indivíduos com SDFP, não apenas exercícios que proporcionem um melhor equilíbrio da atividade elétrica dos estabilizadores patelares ou exercícios que reduzam o estresse femoropatelar, mas exercícios que também proporcionem uma cinemática patelar adequada.

Escamilla et al. (1998) avaliaram a atividade elétrica dos músculos VM e VL de homens saudáveis durante exercícios em CCA e CCF e verificaram que exercícios em CCA apresentaram um maior equilíbrio na atividade elétrica dos músculos VM e VL em um arco de movimento de 0° a 45° de flexão do joelho.

Porém, Steinkamp et al. (1993) relataram que exercícios em CCA reduzem o estresse femoropatelar com o aumento da flexão do joelho, portanto, exercícios em CCA nas angulações entre 30° e 45° de flexão do joelho devem ser realizados deste que estes não exacerbem o quadro doloroso dos indivíduos com SDFP.

Tang et al. (2001) avaliaram a atividade elétrica dos músculos VMO e VL, em indivíduos com sinais de SDFP durante exercícios em CCA e CCF e verificaram que exercícios em CCF entre um arco de movimento de 0° a 60° de flexão do joelho poderia induzir um aumento da atividade do VMO, proporcionando um melhor equilíbrio na atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela, sendo assim, exercícios em CCF em arcos de movimento menores que 60° de flexão do joelho estão indicados para indivíduos com SDFP.

Por outro lado, em relação aos exercícios em CCF, Steinkamp et al. (1993) relataram que o estresse femoropatelar encontra-se reduzido durante 0° a 50° de flexão do joelho, entretanto, apesar de exercícios em CCF no início da flexão do joelho apresentar um baixo estresse femoropatelar, pudemos observar um aumento no AS e no AC, desta maneira a patela encontra-se com menor estabilidade, não sendo indicados exercícios no início da flexão do joelho em CCF para os indivíduos com SDFP.

Escamilla et al. (1998) relataram também que exercícios em CCF aumentaram em 20% e 5% a atividade dos VM e VL, respectivamente em relação aos exercícios em CCA, desta maneira devem ser indicados preferencialmente no tratamento de alterações biomecânicas da articulação femoropatelar.

No presente trabalho pode-se observar que exercícios em CCF com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão apresentaram um bom equilíbrio da patela, principalmente porque reduziram a inclinação patelar lateral e o deslocamento lateral da patela, respectivamente. Segundo Powers (2000) e Laprade e Culham (2003), o aumento da inclinação patelar e do deslocamento patelar podem ser fatores predisponentes da SDFP.

De acordo com os dados do presente trabalho, devem ser realizados exercícios com o joelho posicionado a 30° e a 45°, tanto em CIVM em CCA como em CCF, entretanto, levando em consideração também o estresse femoropatelar e a atividade elétrica dos estabilizadores patelares, os exercícios em CCF devem ser realizados preferencialmente.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados do presente trabalho, pode-se concluir que:

- O grupo SDFP apresentou um deslocamento lateral maior com o repouso, a CIVM em CCA e CCF com o joelho posicionado a 15° de flexão quando comparado ao controle, sendo que as medidas de DLP e BO poderiam contribuir na caracterização e diagnóstico de indivíduos com SDFP neste posicionamento do joelho.
- A cinemática patelar avaliada por meio do AC, ATP, APL, DLP e BO durante o repouso, CIVM em CCA e CCF não apresentaram diferença entre os grupos SDFP e controle, com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão, desta maneira estes parâmetros não são capazes de diferenciar indivíduos com e sem SDFP nestes posicionamentos do joelho.
- No grupo controle, com o aumento da flexão do joelho, a patela apresenta-se com um melhor equilíbrio, evidenciado pela redução da inclinação patelar, do deslocamento lateral e da medialização patelar. Desta maneira, angulações entre 30° e 45° de flexão do joelho apresentam uma melhor estabilidade patelar em relação à 15° de flexão do joelho.
- O grupo SDFP também apresentou uma maior estabilidade com o joelho posicionado a 30° e a 45° de flexão e, portanto, exercícios nestes posicionamentos devem ser realizados no tratamento de indivíduos com SDFP.
- O posicionamento do joelho a 15° de flexão favorece o contato da patela com uma região da tróclea mais rasa, assim como a lateralização da patela em todas as situações, tanto para o grupo controle quanto para o grupo com SDFP. Sendo assim, exercícios nesta angulação aumentam a instabilidade femoropatelar.
- Em relação ao tipo de contração muscular a ser realizada, para o grupo controle, ambos os exercícios, CIVM em CCA e em CCF, melhoraram a

- estabilidade patelar, entretanto exercícios com o joelho fletido a 30° com CIVM em CCA e 45° com CIVM em CCF proporcionaram uma melhor estabilização da patela.
- No tratamento fisioterapêutico de indivíduos com SDFP devem ser indicados exercícios em CIVM em CCA e CCF com o joelho posicionado a 30° e 45° de flexão. Entretanto, a CIVM em CCF proporciona um melhor equilíbrio patelar quando comparado a CIVM em CCA.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BAKER, V.; BENELLI, K.; STILLMAN, B.; COWAN, S.; CROSSLEY, K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Res.** n. 20, p. 208-14, 2002.
2. BESIER, T. F.; DRAPER, C. E.; GOLD, G. E.; BEAUPRÉ G. S.; DELP, S. L. Patellofemoral joint contact area increase with knee flexion and weight-bearing. **J Orthop Res.** n. 23, p. 345-50, 2005.
3. BEVILAQUA-GROSSI, D.; FELICIO, L. R.; LEOCÁDIO, L. P. Análise do Tempo de Resposta Reflexa dos Estabilizadores Patelar em Indivíduos com Síndrome da Dor Femoropatelar. **Rev Bras Fisioter.** 2006 (em submissão).
4. BEVILAQUA-GROSSI, D.; MONTEIRO-PEDRO, V.; BÉRZIN, F. Análise Funcional dos Estabilizadores Patelares. **Acta Ortop Bras.** n. 12, v. 2, p. 98-103, 2004.
5. BEVILAQUA-GROSSI, D.; MONTEIRO-PEDRO, V.; SOUSA, G. C.; SILVA, Z.; BÉRZIN, F. Contribution to the anatomical study of the Oblique portion of the *Vastus Lateralis* Muscle. **Braz J Morphol Sci.** n. 21, v. 1, p. 47-52, 2004.
6. BIERDET, R. M.; WARNKE, K. Correlation between the Q angle and the patella position: A clinical and axial tomography evaluation. **Arch Orthop Trauma Surg.** n. 121, p. 346-349, 2001.
7. BIZZINI, M.; CHILDS, J. D.; PIVA, S. R; DELITTO, A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 33, v. 1, p. 4-20, 2003.
8. BOLDEN, S. D.; DAVIS, D. O.; DINA, T. S.; STOLLER, D. W.; BROWN, S. D.; VAILAS, J. C. Labropoulos PA. A prospective and blinded investigation of magnetic resonance imaging of the knee. **Clin Orthop Relat Res.** n. 282, p. 177-85, 1992.
9. BOUCHER, J. P. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med.** n. 5, v. 10, p. 527-32, 1992.

10. BROSSMANN, J.; MUHLE, C.; BULL, C. C.; SCHRÖDER, C.; MELCHERT, U. H.; ZIEPLIES, J.; SPIELMANN, R. P.; HELLER, M. Evaluation of Patellar Tracking in patients with suspected patellar malalignment. Cine MR imaging vs arthroscopy. **AJR Am J Roentgenol**. n. 162, p. 361-7, 1994.
11. BROSSMANN, J.; MUHLE, C.; SCHRODER, C.; MELCHERT, U. H.; BULL, C. C.; SPIELMANN, R. P.; HELLER, M. Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging. **Radiol**. n. 187, p. 205-212, 1993.
12. CALLAGHAN, M. J.; MCCARTHY, C. J.; OLDHAM, J. Á. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome. **Man Ter**. n.6, v. 1, p. 27-33, 2001.
13. COQUEIRO, K.R.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; BERZIN, F.; SOARES, A. B.; CANDOLO, C.; MONTEIRO-PEDRO, V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. **J Electromyogr Kinesiol**. n. 15, v. 6, p. 596-603, 2005.
14. COTE, K. P.; BRUNET, M. E.; GANSNEDER, B. M.; SHULTZ, S. J. Effects of pronated and supinated foot posture on static and dynamic postural stability. **J Athl Train**. n. 40, v. 1, p. 41-6, 2005.
15. COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; CROSSLEY, K. M.; HODGES, P. W.; MCCONNELL, J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med**. n. 34, v. 12, p. 1879-85, 2002.
16. COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; HODGES, P. W.; CROSSLEY, K. A.; MCCONNELL, J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pai syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**. n. 82, p. 183-9, 2001.
17. COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; HODGES, P. W.; CROSSLEY, K. M.; MCCONNELL, J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. **J Orthop Res**. n. 21, p. 553-8, 2003.

18. CSINTALAN, R. P.; SCHULTS, M. M.; WOO, J.; MCMAHON, P. J.; LEE, T. Q. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. **Clin Orthop Relat Res.** n. 402, p. 260-9, 2002.
19. DOUCETTE, S. A.; CHILD, D. D. The effect of open and closed chain exercise and knee joint position on patellar tracking in lateral compression syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 23, v. 2, p. 104-10, 1996.
20. DOUCETTE, S. A.; GOBLE, M. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **Am J Sports Med.** n. 20, p. 434-40, 1992.
21. DYE, S. F. Patellofemoral pain current concepts: an overview. **Sports Med Arthrosc.** n. 9, p. 264-272, 2001.
22. DYE, S. F.; BOLL, D. H.; DUVIGAN, P. E. *et al.* An analysis of objective measurements including radionuclide imaging in young patients with patellofemoral pain. **Am J Sports Med.** n. 13, p. 432, 1985.
23. EARL, J. E.; SCHMITZ, R. J.; ARNOLD, B. L. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. **J Electromyogr Kinesiol.** n.11, v. 6, p.381-6, 2001.
24. ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Med Sci Sports Exerc.** n. 1, v. 33, p. 127-41, 2001.
25. ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; NIGEL, Z.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E., ANDREWS, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc.** n. 4, v. 30, p. 556-69, 1998
26. FLANDRY, F.; HUNT, J. P.; TERRY, G. C.; HUGHSTON, J. C. Analysis of subjective knee complaints using visual analog scales. **Am J Sports Med.** n. 19, v. 2, p. 112-18, 1991.
27. FLEISS, J.L.; LEVIN B.; PAIK M.C. **Statistical Methods for Rates and Proportions.** Hoboken. New Jersey: John Wiley & Sons. Inc., 2003.

28. FREDERICSON, M.; YOON, K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. **Am J Phys Med Rehabil.** n. 85, v. 3, p. 234-43, 2006.
29. FUCENTESE, S. F.; VON ROLL A.; KOCH, P. P.; EPARI, D. R.; FUCHS B.; SCHOTTLE, P. B. The patella morphology in trochlear dysplasia – A comparative MRI study. **The Knee,** n. 13, p. 145-50, 2006.
30. FULKERSON, J. P. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **Am J Sports Med.** n. 30, v. 3, p. 447-56, 2002.
31. GRAMANI-SAY, K.; PULZATTO, F.; SANTOS, G. M.; VASSIMON-BARROSO, V.; OLIVEIRA, A. S.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; MONTEIRO-PEDRO, V. Efeito da rotação do quadril na síndrome da dor femoropatelar. **Rev Bras Fisioter.** n. 10, v. 1, p. 75-82, 2006.
32. GRELSAMER, R. P. Current concepts review patellar malalignment. **J Bone Joint Surg Am.** n. 82A, v. 11, p. 1639-50, 2000.
33. GRELSAMER, R. P.; KLEIN, J. R. The biomechanics of the patellofemoral joint. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 28, v. 5, p. 286-98, 1998.
34. GRELSAMER, R. P.; WEINSTEIN, C. H.; Applied biomechanics of the patella. **Clin Orthop Relat Res.** n. 389, p. 9-14, 2001.
35. HARMAN, M.; DOGAN, A.; ARSLAN, H.; IPEKSOY, U.; VURAL, S. Evaluation of the patellofemoral joint with kinematic MR fluoroscopy. **Clin Imaging.** n. 26, p. 136-9, 2002.
36. HARRISON, E.; QUINNEY, H.; MAGEE, D.; SHEPPARD, M. S.; MCQUARRIE. Analysis of outcome measures used in the study of patellofemoral pain syndrome. **Physiotherapy.** n.47, v. 4, p. 264-72, 1995.
37. HERRINGTON, L.; NESTER, C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. **Clin Biomech.** n. 19, p. 1070-3, 2004.

38. JOHNSTON, L. B.; GROSS, M. T. Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 34, p. 440-8, 2004.
39. JONSON, S. R.; GROSS, M. T. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for mine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 25, v. 4, p. 253-63, 1997.
40. KUJALA, U. M.; ÖSTERMAN, K.; KORMANO, M.; KOMU, M.; SCHLENZKA, D. Patellar motion analyzed by magnetic resonance imaging. **Acta Orthop Scand.** n. 60, v. 1, p. 13-6, 1989a.
41. KUJALA, U. M.; ÖSTERMAN, K.; KORMANO, M.; NELIMARKA, O. Hurme M, Taimela S. Patellofemoral relationships in recurrent patellar dislocation. **J Bone Joint Surg Am.** n. 71-B, v. 5, p. 788-92, 1989b.
42. LAPRADE, J.; CULHAM, E. Radiographic measures in subjects who are asymptomatic and subjects with patellofemoral pain syndrome. **Clin Orthop Relat Res.** n. 414, p. 172-82, 2003.
43. LEE, T. Q.; MORRIS, G.; CSINTALAN, R. P. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 33, p. 686-93, 2003.
44. LIVINGSTON, L. A.; MANDIGOJ. L. Bilateral Q-angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. **Clin Biomech.** n. 14, p. 7-13, 1999.
45. LIVINGSTON, L. A.; MANDIGO, J. L. Bilateral rearfoot asymmetry and anterior knee pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 33, p. 48-55, 2003.
46. LOUDON, J. K.; WIESNERT, D.; GOIST-FOLEY, H. L.; ASJES, C.; LOUDON, K. L. Intrarater reability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. **J Athletic Training.** n. 73, v. 3, p. 256-61, 2002.

47. MANSKE, R. C.; DAVIES, G. J. A nonsurgery approach to examination and treatment of the patellofemoral joint, part 1: examination of the patellofemoral joint. **Critical review in Physical and Rehabilitation Medicine**. n. 2, v. 15, p. 141-66, 2003.
48. MASCAL, C. L.; LANDEL, R.; POWERS, C. M. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis and trunk muscle function: 2 case reports. **J Orthop Sports Phys Ther**. n. 33, v. 11, p. 647-58, 2003.
49. MCGINTY, G.; IRRGANG, J. J.; PEZZULLO, D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. **Clin Biomech**. n. 15, p. 160-6, 2000.
50. MCLEAN, R. A.; SANDERS, W. L.; STROUP, W. W. **A unified Approach tom mixed linear models**. American statistic. v. 45, p. 54-64, 1991.
51. MCNALLY, E. G.; OSTLERE, S. J.; PAL, C.; PHILLIPS, A.; REID, H.; DODD, C. Assessment of patellar maltracking using combined static and dynamic MRI. **Eur. Radiol**. n. 10, p. 1051-55, 2000.
52. MELLOR, R.; HODGES, P. W. Motor unit synchronization of the vasti muscles in closed and open tasks. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 86, p. 716-21, 2005.
53. MERCHANT, A. C. Patellofemoral Imaging. **Clin Orthop Relat Res**. n. 389, 2001.
54. MIZARBEIJI, E.; JORDAN, C.; GRONLEY, J. K.; ROCKOWITZ, N. L.; PERRY, J. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. **Am J Sports Med**. n. 1, v. 27, p. 50-3, 1999.
55. MIZUNO, Y.; KUMAGAI, M.; MATTESSICH, S. M.; ELIAS, J. J., RAMRATTAN, N.; COSGAREA, A. J.; CHAO, E. Y. S. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics, **J Orthop Res**. n. 19, p. 834-40, 2001.
56. MOLLER, B. N.; JURIK, A. G.; TIDEMAND-DAT, C.; KREHS, B.; AARIS, K. The Quadriceps function in patellofemoral disorders. A radiographic and electromyographic study. **Arch Orthop Trauma Surgery**. n. 106, p. 195-8, 1987.

57. MUHLE, C.; BROSSMANN, J.; HELLER, M. Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. **Eur Radiol.** n. 9, p. 508-18, 1999.
58. NEPTUNE, R. R.; WRIGHT, I. C.; BOGERT, A. J. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. **Clin Biomech.** n. 15, p. 611-8, 2000.
59. PAULOS, L.; RUSCHE, K.; JOHNSON, C.; NOYES, F. R. Patellar Malalignment – A treatment rationale. **Phys Ther.** n. 60, v. 12, p. 1624-32, 1980.
60. POST, W. R. Clinical assessment of malalignment: does it correlate with the presence of patellofemoral pain? **Sports Med Arthrosc.** n. 9, v. 4, p. 301-5, 2001.
61. POWERS, C. M. Patellar kinematic, part II: The influence of the depth of the trochlear groove in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys Ther.** n. 80, v. 10, p. 965-73, 2000.
62. POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 11, v. 33, p. 639-46, 2003.
63. POWERS, C. M.; CHEN, P.; REISCHI, S.; PERRY, J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in person with and without patellofemoral pain. **Foot and ankle intern.** n. 7, v. 23, p. 634-40, 2002.
64. POWERS, C. M.; MAFFUCCI, R.; HAMPTON, S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 22, v. 4, p. 155-60, 1995.
65. POWERS, C. M.; SHELLOCK, F. G.; PFAFF, M. Quantification of patellar tracking using kinematic MRI. **J Magn Reson Imaging.** n. 8, p. 724-32, 1998.
66. POWERS, C. M.; WARD, S. R.; FREDERICSON, M.; GUIKKET, M.; SHELLOCK, F. G. Patellofemoral Kinematics During Weight-Bearing and Non-Weight-Bearing Knee Extension in Persons with Lateral Subluxation of the Patella. A Preliminary Study. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 33, v. 11, p. 677-85, 2003.

67. PULZATTO, F.; GRAMANI-SAY, K.; SIQUEIRA, A. C. B.; SANTOS, G. M.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; OLIVEIRA, A. S.; MONTEIRO-PEDRO, V. A influência da altura do step no exercício de subida posterior: estudo eletromiográfico em indivíduos saudáveis e portadores da síndrome da dor femoropatelar. **Acta Ortop Bras.** n. 13, v. 4, p. 168-70, 2005.
68. SACCO, I. C. N.; KONO, G. K.; ROJA, G. B.; ARNONE, A. C.; MARQUES, A. P.; CABRAL, C. M. N. Functional and EMG responses to a physical therapy treatment in patellofemoral syndrome patients. **J Electromyogr Kinesiol.** n. 16, v. 2, p. 167-74, 2006.
69. SALEN, G. J.; SALINAS, R.; HARDING, V. Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 84, p. 1211-6, 2003.
70. SHELLOCK, F. G. Functional Assessment of the joints using kinematic magnetic resonance imaging. **Semin Musculoskelet Radiol.** n. 4, v. 7, p. 249-76, 2003.
71. SHELLOCK, F. G.; STONE, K. R.; CRUES, J. V. Development and clinical application of kinematic MRI of the patellofemoral joint using an extremity MR system. **Med Sci Sports Exerc.** n. 31, v. 5, p. 778-91, 1999.
72. SHELTON, G. L.; THIGPEN, L. K. Rehabilitation of Patellofemoral Dysfunction: A review of literature. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 14, v. 6, 1991.
73. STEINDLER, A. **kinesiology of the human body under normal and pathological conditions.** Springfield: Charles C. Thomas, 1955.
74. STEINKAMP, L. A.; DILLINGHAM, M. F.; MARKEL, M. D.; HILL, J. A. KAUFMAN, K. R. Biochemical Considerations in patellofemoral joint rehabilitation. **Am J Sports Med.** n. 21, v. 3, p. 438-44, 1993.
75. STIENE, H. Á.; BROSKY, T.; REINKING, M. F.; NYLAND, J.; MASOM, M. B. A comparison of closed kinetic chain and isokinetic joint isolation exercise in patients with patellofemoral dysfunction. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 24, v. 3, p. 136-41, 1996.

76. TANG, S. F. T.; CHEN, C. K.; HSU, R.; SHIH-WEI CHOU; WEI-HSEIN HONG; LEW, H. L. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercise in patients with patellofemoral pain syndrome: na electromyographic study. **Arch Phys Med Rehabil.** n. 82, p. 1441-45, 2001.
77. TASKIRAN, E.; DINEDURGA, Z.; YAGZ, A.; ULUDAG, B.; ERTEKIN, C.; LOK, V. Effect of the vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** n. 6, p. 173-80, 1998.
78. TENNANT, S.; WILLIAMS, A.; VEDI, V.; KINMONT, C.; GEDROYC, W.; HUNT, D. M. Patello-femoral tracking in the weight-bearing knee: a study of asymptomatic volunteers resonance dynamic magnetic resonance imaging: a preliminary report. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** n. 9, p. 155-62, 2001.
79. THOMEÉ, R. A comprehensive treatment approach for patellofemoral pain syndrome in young women. **Phys Ther.** n. 77, v. 12, p. 1690-702, 1997.
80. THOMEÉ, R.; AUGUSTSSON, J.; KARLSSON, J. Patellofemoral pain syndrome. A review of current issues. **Sports Med.** n. 4, v. 28, p. 245-62, 1999.
81. VIEIRA, E. A.; VIEIRA, E. L. C. Anatomia funcional e biomecânica da articulação femoro-patelar. In: PARDINI A. G.; SOUZA, J. M. G. **Clínica Ortopédica.** 1 ed. Rio de Janeiro: MEDSi, 2002. Capítulo 3.
82. WARD, S. R.; SHELLOCK, F. G.; TERK, M. R.; SALSICH, G. B. Powers CM. Assessment of patellofemoral relationships using kinematic MRI: comparison between qualitative and quantitative methods. **J Magn Reson Imaging.** n. 16, p. 69-74, 2002.
83. WILK, K. E.; DAVIES, G. J.; MANGINE, R. E.; MALONE, T. R. Patellofemoral Disorders: A classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 28, v. 5, p. 307-22, 1998.
84. WILK, K. E.; REINOLD, M. M. Principles of patellofemoral rehabilitation. **Sports Med Arthrosc.** n. 9, p. 325-36, 2001.

85. WISE, H. H.; FIEBERT, I. M.; KATES, J. L. EMG biofeedback as treatment for patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 6, v. 2, p. 95-103, 1984.
86. WITONSKI, D.; GÓRAJ, B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. **Arch Orthop Trauma Surg.** n. 199, p. 46-9, 1999.
87. WITVROUW, E.; DANNEELS, L.; TIGGELEN, D. V.; WILLEMS, T. M.; CAMBIER, D. Open versus Closed kinetic chain exercise in patellofemoral pain. A 5-year prospective randomized study. **Am J Sports Med.** v. 32, p. 1- 9, 2004.
88. WITVROUW, E.; LYSSENS R.; BELLEMANS, J.; PEERS, K.; VANDERSTRAETEN, G. Open versus Closed kinetic chain exercise in patellofemoral pain. A prospective randomized study. **Am J Sports Med.** n. 5, v. 28, p. 687-94, 2000.
89. WITVROUW, E.; SNEYERS, C.; LYSSENS, R.; VICTOR, J.; BELLEMANS, J. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** n. 24, v. 3, p. 160-5, 1996.
90. WOODALL, W.; WELSH, J.A. Biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. **J Orthop Sports Phys Ther.** n.11, v. 11, p. 535-42, 1990.

Apêndice A:

Ficha de Avaliação

Identificação do Paciente:

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____

Código: _____

Voluntário Número: _____

Nome do Paciente: _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Idade: _____ anos

Fumante: () sim () não

Lado Dominante: _____

Dor: () unilateral – () D () E () bilateral _____

Anamnese:

Queixa Principal: _____

História da Dor: _____

Local da Dor: _____

➤ VAS (no último mês):

- Presença de dor na articulação femoropatelar no último mês?

() sim () não () difusa () Localizada

- Dor no joelho em atividades funcionais:

() Ao permanecer muito tempo sentada () subir escadas ou descer escadas

() Agachar por tempo prolongado () Correr

() ajoelhar-se () contração isométrica de quadríceps

(), praticar esportes

- Testes Funcionais -

Agachamento bilateral 90°

Antes

Depois

Step de 25 cm

Antes

Depois

- História de Lesão ou Trauma: ☐ Sim ☐ Não
Local: _____

Faz uso de Medicamentos: ☐ Sim ☐ Não
Qual (is): _____

Realiza atividade Física: ☐ Sim ☐ Não
Modalidade: _____
Frequência: _____ dias/semana

Realizou alguma cirurgia: ☐ Sim ☐ Não
Local: _____

Realizou tratamento Fisioterapêutico: ☐ Sim ☐ Não
Local: _____

Possui implante metálico: ☐ Sim ☐ Não
Local: _____

Exame físico:

Avaliação Antropométrica:

Peso: _____ Kg Altura: _____ cm

Avaliação Postural – Observações mais relevantes:

Vista Anterior: _____

Vista Lateral: _____

Vista Posterior: _____

Decúbito Dorsal

Medida de Comprimento Real de Membro Inferior :

➤ MI Direito: _____ cm

➤ MI Esquerdo: _____ cm

Perimetria (cm)- :

<i>A partir do Platô Tibial</i>	<i>Membro Inferior</i>	<i>Membro Inferior</i>
	<i>Direito</i>	<i>Esquerdo</i>
<i>7 cm</i>		
<i>14 cm</i>		
<i>21 cm</i>		

Amplitude de Movimento

	Flexão	Extensão
Joelho Direito		
Joelho Esquerdo		

Retração Muscular:

	<i>Membro Inferior</i>	<i>Membro Inferior</i>	<i>Esquerdo</i>
	<i>Direito</i>		
<i>Ísquiotibiais</i>			
<i>Teste de Thomas</i>	Uniart. () S () N	Uniart. () S () N	
	Biart. () S () N	Biart. () S () N	
<i>Teste de Ober</i>	() S () N	() S () N	

Medidas do Ângulo Q (deitada):

- MI Direito: _____ graus
- MI Esquerdo: _____ graus

Testes Especiais

Tibiofemoral

	<i>Joelho Direito</i>	<i>Joelho Esquerdo</i>
<i>Stress Valgo</i>	() S () N	() S () N
<i>Stress Varo</i>	() S () N	() S () N
<i>Gaveta Anterior</i>	R. Neutra () S () N	R. Neutra () S () N
<i>Gaveta Posterior</i>	R. Neutra () S () N	R. Neutra () S () N
<i>Teste de Lackman</i>	() S () N	() S () N

Femoropatelar

	<i>Direita</i>	<i>Esquerda</i>
Normal	() S () N	() S () N
<i>Hipermóvel</i>	() S () N	() S () N
<i>Hipomóvel</i>	() S () N	() S () N
<i>Presença de Crepitação</i>	() S () N	() S () N
<i>Alta</i>	() S () N	() S () N
<i>Medializada</i>	() S () N	() S () N
<i>Lateralizada</i>	() S () N	() S () N
<i>Palpação das facetas</i>		
<i>Apreensão/ deslocamento</i>		
<i>Sinal da Baioneta</i>		
<i>Teste do Tilt patelar</i>		
<i>Teste de Clarke (resistir o mov. da patela ao solicitar a contração do quadríceps)</i>		
<i>Teste de Compressão de Noble (TIT)</i>		
<i>Sinal da Tecla</i>		

Decúbito Ventral

Posicionamento do retropé (Powers *et al.*, 1995):

- Direita: _____ graus
- Esquerda: _____ graus

Testes Especiais		
Teste de Appley		
	Direito	Esquerdo
JOELHO		

Sentado

Navicular Drop Test

Direita: s/ descarga de peso _____ **Esquerda :** s/ descarga de peso _____
 c/ descarga de peso _____ c/ descarga de peso _____
 Diferença _____ Diferença _____

Em Pé

Retração Muscular:

	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
Gastrocnêmios		

Torção Tibial Externa

MI Direito: _____

MI Esquerdo: _____

Ângulo do Arco Longitudinal

Direito: _____

Esquerdo: _____

Teste Manual de Força

	MI Direito	MI Esquerdo
Quadríceps		
Ísquiotibiais		
Flexores de Quadril		
Glúteo Médio		
Glúteo Máximo		

Apêndice B

TERMO DE ESCLARECIMENTO

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: **“Avaliação morfológica e funcional do joelho por meio de imagens de ressonância nuclear magnética em indivíduos com disfunção femoropatelar”**

Pós-graduanda responsável: Lilian Ramiro Felicio

Orientadora: Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi

Colaborador: Prof. Dr. Antônio Carlos dos Santos

Esclarecimento Geral

Este estudo está sendo realizado para que caso sejam observados problemas dos músculos da coxa e articulação do joelho (dor na região da frente do joelho), possamos entender se esse problema está relacionado com a direção da patela e com a atividade de seus músculos e como podemos fazer para tratar as alterações desta disfunção. Participarão deste estudo fisioterapeutas e médicos que estão envolvidos nos exames utilizados nesta pesquisa.

Objetivo do Estudo:

O nosso objetivo com este trabalho será caracterizar a amostra de voluntárias com disfunção femoropatelar (dor na região da frente do joelho, dificultando subir e descer escadas, ficar muito tempo sentada, andar) utilizando para esta finalidade imagem de ressonância magnética nuclear com o músculo relaxado e com o músculo contraindo (fazendo força), caracterizando a forma da articulação femoropatelar e a relação da patela com a tróclea femoral (osso da coxa-próximo do joelho) em 2 tipos de exercício.

Explicação do Procedimento:

Você será submetido a uma avaliação funcional realizada por um fisioterapeuta, em que serão observadas a postura de seu joelho, e suas possíveis queixas em relação a esta articulação. Depois você será posicionado de barriga para cima, para realização dos exames de ressonância magnética nuclear do joelho (você ficará dentro do equipamento para o exame de ressonância magnética em média 50 minutos). Este exame não causará qualquer tipo de dor ou desconforto para você.

TERMO DE CONSENTIMENTO FORMAL DE PARTICIPAÇÃO

Estou ciente que não serei submetido a nenhum tipo de tratamento sem meu consentimento, e posso me desligar desta pesquisa a qualquer momento, me comprometendo somente a comunicar pelo menos um dos responsáveis por este estudo.

Eu, _____
RG nº: _____, residente à _____,
nº _____, bairro _____ Cidade: _____ -
_____, declaro que tenho _____ anos de idade e que concordo em participar, voluntariamente, na pesquisa conduzida pelos alunos responsáveis e por seu(sua) respectivo(a) orientador(a).

Estou ciente que não existem benefícios diretos para minha pessoa durante a participação neste estudo e que os resultados obtidos pelos responsáveis auxiliarão no maior conhecimento a respeito da dor no joelho e na sua avaliação e tratamento fisioterapêutico. Fui informado que este experimento não trará nenhum tipo de dor ou risco a minha saúde, assim como não existe nenhum tipo de seguro de saúde que eu possa me beneficiar.

A minha participação neste estudo é voluntária. É meu direito interromper minha participação a qualquer momento sem que isso leve a qualquer prejuízo à minha pessoa. Também entendo que o pesquisador tem o direito de excluir meus dados no caso de abandono do experimento, coleta incompleta ou conduta inadequada durante o período de coleta. As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas que não sejam da área, sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fique resguardados a minha total privacidade e meu anonimato.

Para questões relacionadas a este estudo, contate: *Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi*- Curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – FMRP, Universidade de São Paulo – USP.

Fone: (16) 602-4413

e-mail: deborabg@fmrp.usp.br

Termo de Consentimento Formal de Participação

Os responsáveis pelo estudo me explicaram todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Nome por extenso

Assinatura do Voluntário

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 200__

CEP. 14048-900
RIBEIRÃO PRETO - S.P.
BRASIL

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

CAMPUS UNIVERSITÁRIO – MONTE ALEGRE
FONE: 602-1000 - FAX (016) 633-1144

Ribeirão Preto, 27 de abril de 2005

Ofício nº 1145/2005
CEP/SPC

Senhora Professora:

O trabalho intitulado **“AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA E FUNCIONAL DO JOELHO ATRAVÉS DE RESSONÂNCIA NUCLEAR MAGNÉTICA EM INDIVÍDUOS COM DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR”**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 200ª Reunião Ordinária realizada em 25/04/2005, e enquadrado na categoria: **APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, de acordo com o Processo HCRP nº 4250/2005.

Aproveito a oportunidade para apresentar a Vossa Senhoria protestos de estima e consideração.

PROF.DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA
Coordenador do Comitê de Ética
em Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimo Senhor
PROFª DRª DÉBORA BEVILAQUA GROSSI(Orientadora)
LÍLIAN RAMIRO FELÍCIO(Orientanda)
Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor
Em mãos