



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
FISIOTERAPIA

SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR

– Análise eletromiográfica, Isocinética,
Ressonância Magnética, Dor e Fadiga

Alessandra de Castro Souza

São Carlos – SP
2005



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
FISIOTERAPIA**

**SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR –
Análise eletromiográfica, Isocinética, Ressonância
Magnética, Dor e Fadiga**

Alessandra de Castro Souza

**Tese apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Fisioterapia do Centro de Ciências
Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de
São Carlos, como parte dos requisitos para a
obtenção do Título de Doutor em Fisioterapia,
Área de Concentração em Processos de Avaliação e
Intervenção em Fisioterapia**

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Vanessa Monteiro-Pedro

Agência Financiadora: CNPq

**São Carlos - SP
2005**

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

S729as

Souza, Alessandra de Castro.

Síndrome da dor femoropatelar – análise eletromiográfica, isocinética, ressonância magnética, dor e fadiga / Alessandra de Castro Souza. -- São Carlos : UFSCar, 2005.

81 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2005.

1. Eletromiografia. 2. Femoropatelar. 3. Dor. 4. Vasto medial oblíquo. 5. Ressonância magnética. I. Título.

CDD: 616.7407547 (20^a)

"O saber é a razão de ser da existência do homem na terra; a primeira e a última de suas tarefas. Faça que o estímulo de consegui-lo te alente sem cessar, porque nele está a verdadeira finalidade de sua vida".

Da sabedoria Logosófica

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Jair Alves de Souza e Mariana Meyre de Castro Souza,

Aos meus irmãos Sérgio e Flávio

E ao meu noivo Alex

Vocês depositaram em mim uma confiança que às vezes me faltava,

Vocês me ajudaram a tornar fácil o que parecia intransponível,

Vocês mantiveram acesa em mim a coragem de sempre seguir em frente,

Vocês me mostraram que é a luta a que determina a oportunidade de vencer,

Vocês fizeram comigo um trabalho que quando realizado por uma só pessoa, parecia pesado, mas quando realizado por muitas, foi prazeroso,

Vocês foram, são e serão sempre únicos na minha vida...

Amo vocês!!

"A felicidade é algo que a vida nos outorga através de pequenas porções de bem"

Membros da banca examinadora da tese de doutorado de Alessandra de Castro Souza, apresentada ao programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Federal de São Carlos, em 22 de março de 2005.

Prof^ª. Dr^ª. Vanessa Monteiro-Pedro
Orientadora
PPG-Ft/UFSCAR

Prof. Dr. Fabio Viadanna Serrão
PPG-Ft/UFSCar

Prof^ª. Dr^ª. Stela Márcia Mattiello G. Rosa
PPG-Ft/UFSCar

Prof^ª. Dr^ª. Fausto Berzin
Departamento de Morfologia FOP/UNICAMP

Prof. Dr^ª. Delaine Rodrigues Bigaton
Curso de Fisioterapia/UNIMEP

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora

Prof^a. Dr^a. Vanessa Monteiro Pedro, do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Que através da competência, profissionalismo, dedicação e amor pelo que faz, contribuiu muito para o meu crescimento pessoal e científico. Agradeço a amizade, a paciência, o carinho e o apoio que sempre me dedicou. A seriedade e a segurança no desenvolvimento do nosso trabalho, fizeram de você, um exemplo a ser seguido.

Muito Obrigada!!

"O esforço é vida; é um constante provar a capacidade de produzir, de fazer, de realizar"

AGRADECIMENTOS

"Que sempre seja Deus quem presida suas horas de alegria, oferecendo-Lhe, do mais íntimo do coração, sua gratidão por tudo o que Lhe deve e possui em felicidade, em conhecimento, em conforto, em triunfos"

À minha família, pelo carinho, atenção, apoio e incentivo durante todo este trabalho.

Ao meu noivo Alex, pelo companheirismo, atenção, carinho e compreensão nos momentos difíceis.

Às voluntárias que participaram do procedimento experimental, sem as quais não seria possível a realização desta pesquisa.

À Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), na pessoa do seu Reitor Oswaldo Baptista Duarte Filho, pela oportunidade que nos foi concedida para a realização do Curso de Doutorado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudo concedida

Ao Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq) pelo apoio ao Projeto Integrado de Pesquisa, proc. nº 524190/96-8

À Ana Paula, secretária do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar, pelo auxílio dado durante o período de Pós-Graduação.

Aos amigos do LAIOT, Flávio, Kelly, Gilmar, Jocylene, Cinthia, Rebeca, Daniel Lobato, Daniel Coelho, Márcio, Cristiano e Iolanda, pela amizade, companheirismo e convívio durante este período, especialmente a Karina, que além da amizade, sempre me acolheu.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar, pelos ensinamentos transmitidos durante o doutorado, especialmente aos Professores (as) Dr^a. Tânia, Dr^a. Stela, Dr^a. Helenice e Dr^o. Dirceu pelo carinho, atenção e amizade.

À Prof^a Dr^a. Débora Bevilaqua-Grossi, hoje grande amiga, pela oportunidade, paciência e carinho que sempre me dedicou, pelos conhecimentos transmitidos e por ter aceitado a participar da Banca Examinadora deste trabalho.

Às Prof^{as}. Dr^a. Delaine Rodrigues Bigaton, Prof^o. Dr^o. Fausto Berzin e Prof^a. Dr^a. Stela Márcia, pelos conhecimentos transmitidos, pela disponibilidade e por aceitar em participar da Banca Examinadora deste trabalho

Ao Prof^o. Dr^o. Fábio Viadanna Serrão, um exemplo de amigo e profissional. Agradeço a amizade, disposição e atenção que sempre me atendeu e por ter aceitado a participar da Banca Examinadora deste trabalho.

Aos Professores Dr^o Rinaldo Guirro, Dr^a Tânia Salvini e Dr^o Antônio Carlos, por aceitarem a participar como Membros Suplentes da Banca Examinadora deste trabalho.

À Prof^a. Dr^a. Cecília Cândolo, pelo auxílio na análise estatística.

Ao Grupo de Ressonância Magnética da USP-São Carlos, pela realização dos exames de ressonância magnética deste estudo.

Aos amigos do Laboratório de Fisioterapia da USP-FMRP: Lílian, Adriano, Rodrigo e Juliano, que como uma grande família, contribuíram na realização desta pesquisa.

Às amigas Nádia, Adriana, Patrícia, Maira e Daniela que dividiram não só a casa, mas foram também grandes amigas.

À direção, professores e amigos do UNILAVRAS que sempre me incentivaram e acreditaram em mim.

À amiga Márcia (FAFEID), que com grande paciência, entendeu minhas dificuldades e esteve sempre ao meu lado.

Aos alunos do curso de fisioterapia do UNILAVRAS e FAFEID, agradeço o incentivo, o carinho e a compreensão que sempre tiveram.

Aos amigos que fiz em São Carlos e que deixaram saudade

A todas as pessoas que colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

*"Em vez de esperar da vida muitas coisas, o homem deve fazer muitas coisas
para a vida"*

RESUMO

A proposta deste estudo foi analisar a atividade elétrica (EMG) dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral longo (VLL) e vasto lateral oblíquo (VLO) associada à avaliação do torque isométrico máximo (TIM) do músculo quadríceps, durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de extensão de joelho em cadeia cinética aberta (CCA) a 20°, 30°, 50° e 60° de flexão de joelho, juntamente com a análise da intensidade e desagradabilidade da dor e fadiga muscular; e os parâmetros de posicionamento da patela: Ângulo do Sulco (AS), Ângulo de Congruência (AC), Ângulo de Inclinação Patelar (AIP) e Deslizamento lateral da patela (DLP). Foram avaliadas 24 voluntárias, do sexo feminino, entre 18 e 34 anos ($22,52 \pm 3,94$), sedentárias, que segundo critérios de inclusão e exclusão, avaliando os sinais e sintomas, foram classificadas como sendo: 12 portadoras de Síndrome da Dor Femoropatelar, sintomáticas e as outras 12 consideradas clinicamente Normais. Para análise da EMG, foram utilizados eletrodos ativos diferenciais simples de superfície, com um ganho de 100 vezes e um Módulo Condicionador de Sinais (MCS 1000-v2), com ganho de 10 vezes. Os sinais eletromiográficos foram amostrados de forma sincrônica, analisados por meio do *Root Mean Square* – RMS (μV) e normalizados pela CIVM extensão do joelho à 90 graus. Utilizou-se um dinamômetro isocinético para o registro do Torque Isométrico Máximo (TIM), um equipamento de Ressonância Magnética Nuclear por Imagem (RMNI) para verificar os posicionamentos da patela e uma escala visual analógica (EVA) para análise da dor e fadiga muscular, em mm. Os indivíduos realizaram 5 CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20°, 30°, 50° e 60° de flexão para análise da EMG e do TIM. A 30° de flexão de joelho, foram realizadas as RMNI com músculo relaxado. Foram utilizados os testes estatísticos: ANOVA - Análise de Variância de Medidas Repetidas para analisar a EMG e o TIM; o teste *Mann-Whitney U* para análise da RMNI e Análise de Variância – *One Way* para avaliação da intensidade e desagradabilidade de dor e fadiga muscular ($p \leq 0,05$). Os resultados evidenciaram maior atividade elétrica do músculo VLL em relação ao VMO, no grupo com SDFP, enquanto que no grupo Controle, os músculos VMO e VLL não apresentaram diferença significativa entre si, em todos os ângulos estudados. Em ambos os grupos, os músculos VMO e VLL apresentaram maior atividade elétrica que o VLO, em todos os ângulos. Não houve diferença significativa do TIM entre os 2 grupos, mas sim entre os ângulos e o maior valor do TIM foi a 60 graus. A análise da RMNI revelou que o grupo com SDFP apresentou maiores valores do AS e menores do AC em relação ao grupo Controle. Os resultados mostraram ainda um aumento da dor e da fadiga nos indivíduos com SDFP após as CIVM quando comparar ao grupo Controle. Os dados desta pesquisa, nas condições experimentais utilizadas, sugerem que: uma maior atividade elétrica do VLL juntamente com o aumento do AS e a diminuição do AC nos indivíduos com SDFP, poderiam ser considerados como fatores que predispõem a instabilidade patelar destes indivíduos. A dor e a fadiga foram maiores nos indivíduos com SDFP. Os resultados revelaram que tanto a EMG quanto a RMNI foram instrumentos capazes de diferenciar os grupos estudados.

Palavras-chave: Síndrome da Dor Femoropatelar, Eletromiografia, Ressonância Magnética, Dinamometria, Músculo Vasto Medial Oblíquo, Músculo Vasto Lateral Oblíquo, Dor

ABSTRACT

The purpose of this work was to analyze the electrical activity (EMG) of the vastus medialis obliquus (VMO) and vastus lateralis longus (VLL) and vastus lateralis obliquus (VLO) in association with the evaluation of the maximum isometric torque (MIT) of the quadriceps muscle, during the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of knee extension in open kinetic chain (OKC) at 20°, 30°, 50° and 60° of knee flexion, also, pain and fatigue and the aspects in relation to patellae positioning: the sulcus angle (SA), the congruence angle (CA), patellar tilt angle (PTA) and lateral patellar displacement (LDP). Twenty four female subjects were evaluated (12 with patellofemoral pain syndrome – PFPS and 12 clinically normal – controls). For the EMG analysis simple surface differential active electrodes and a Signal Conditioner Module (MCS 1000-v2) were used. The electromyographic signal was quantified by the Root Mean Square (RMS), in μV , and normalized by the MVIC of 90° of knee extension. The subjects made 5 MVIC of knee extension, at 30° of flexion for the EMG and MMIT analysis and the NMRI with the quadriceps muscle relaxed were obtained at the same angles. The following statistic tests were used: ANOVA – Analysis of Variance with Repeated Measurements for the EMG and MMIT analysis; the Mann-Whitney U test for the NMRI; and the One Way Analysis of Variance for the evaluation of intensity and discomfort from pain and fatigue ($p \leq 0.05$). The results showed a higher electrical activity of the VLL muscle in relation to the VMO in the group with PFPS. The control group, the VMO and VLL did not present a significant difference in all studied angles. In both groups, VMO and VLL showed a higher electrical activity in comparison with VLO, in all angles. The MMIT values of the quadriceps did not differ among groups, however it did differ between angles. The highest MMIT value was 60°. The NMRI analysis revealed that the PFPS group presented higher values of SA and lower values of CA in relation to the Control group. The results showed an increase in pain and fatigue of the subjects with PFPS after the MVIC and in comparison with the Control group. The data of this study, on the experimental conditions, suggest that: a higher electrical activity of the VLL in addition with the increase in SA and decrease in CA in the subjects with PFPS can be factors favoring such individuals' patellar instability. Pain and fatigue were greater in subjects with PFPS. The results showed that the EMG and the NMRI were instruments capable of differentiating the groups that were studied.

Key words: Patellofemoral Pain Syndrome, Electromyography, Magnetic Resonance, Dynamometry, Vastus Medialis Obliquus, Vastus Lateralis Obliquus, Pain

LISTA DE ABREVIADAÇÕES

AC = ângulo de congruência

AIP = ângulo de inclinação da patela

AS = ângulo do sulco

CCA = cadeia cinética aberta

CIVM = contração isométrica voluntária máxima

DLP = deslocamento lateral da patela

EMG = eletromiografia

N.m = Newtons/metro

RF = reto femoral

RMNI = ressonância magnética nuclear por imagem

SDFP = síndrome da dor femoropatelar

TIM = torque isométrico máximo

VLL = vasto lateral longo

VLO = vasto lateral oblíquo

VMO = vasto medial oblíquo

SUMÁRIO

Banca Examinadora	i
Agradecimentos	ii
Resumo	vi
Abstract	viii
Sumário	ix
Índice de Tabelas	xii
Índice de Figuras	xvi
1. Introdução	1
2. Revisão da Literatura	3
2.1. Anatomia e Biomecânica da Articulação Femoropatelar	3
2.1.1. Comportamento e etiologia da Dor	3
2.1.2. Classificação da Síndrome da Dor Femoropatelar	4
2.1.2. Etiologia da SDFP	5
2.2. Avaliação da articulação femoropatelar	8
2.2.1. Eletromiografia	8
2.2.2. Dinamometria Isocinética	11
2.2.3. Ressonância Magnética Nuclear por Imagem	13
2.2.4. Avaliação da dor	17
3. Material e Métodos	19
3.1. Voluntários	19
3.2. Instrumentação	22
3.2.1. Eletromiógrafo e eletrodos	22

3.2.2. Dinamômetro Isocinético	23
3.2.3. Equipamento de Ressonância Magnética Nuclear por Imagem e superte para posicionar o joelho	24
3.2.4. Escala Visual Analógica (EVA)	26
3.3. Procedimentos	27
3.3.1. Avaliação do torque isométrico máximo médio e da atividade elétrica	27
3.3.2. Normalização dos dados	30
3.3.3. Avaliação da dor e fadiga	31
3.3.4. Avaliação do Posicionamento da Patela	31
3.3.5. Análise Estatística	36
4. Resultados	37
4.1. Atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO do grupo Controle, nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus, no exercício de CIVM de extensão do joelho	38
4.2. Avaliação dos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus na atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO do grupo Controle, no exercício de CIVM de extensão do joelho	40
4.3. Atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO do grupo com SDFP nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus, no exercício de CIVM de extensão do joelho	43
4.4. Avaliação dos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus na atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO de indivíduos com SDFP, no exercício de CIVM de extensão do joelho	45
4.5. Análise do Torque Isométrico Máximo dos músculos da coxa do grupo Controle durante a CIVM de extensão do joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho em CCA	49
4.6. Avaliação das medidas do posicionamento da patela: Análise do ângulo do sulco, ângulo de congruência, ângulo de inclinação patelar	

e deslocamento lateral da patela, dos grupos Controle e com SDFP no ângulo de 30 graus de flexão de joelho, realizado através da RMNI	51
4.7. Avaliação da intensidade e desagradabilidade da dor e da fadiga muscular antes e após a realização dos exercícios de CIVM de extensão do joelho dos grupos Controle e com SDFP nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho	54
5. Discussão	59
5.1. Eletromiográfica	59
5.2 Dinamometria, dor e fadiga	62
6.3. Posicionamento da patela	64
6. Conclusões	68
7. Referências Bibliográficas	70
Apêndice	
Anexos	

ÍNDICE DE TABELAS

	Pág.
Tabela 1: Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos normais e com DFP (n=12)	24
Tabela 2: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VMO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	42
Tabela 3: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLL (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	43
Tabela 4: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	44
Tabela 5: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) no ângulo de 20 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	45
Tabela 6: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) no ângulo de 30 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	45

Tabela 7: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 50 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	46
Tabela 8: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 60 graus de flexão de joelho, do grupo Controle (n = 12)	47
Tabela 9: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VMO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	48
Tabela 10: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLL (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	48
Tabela 11: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	49
Tabela 12: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 20 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	50

Tabela 13: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 30 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	50
Tabela 14: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 50 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	51
Tabela 15: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 60 graus de flexão de joelho, do grupo com SDFP (n = 12)	52
Tabela 16: Média e desvio padrão do TIMM (N.m) dos músculos da coxa do grupo Controle, durante CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus	53
Tabela 17: Média e desvio padrão do TIMM (N.m) dos músculos da coxa de indivíduos com SDFP, durante CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus	54
Tabela 18: Média e desvio padrão do TIMM (N.m) dos músculos da coxa dos grupos Controle e com SDFP, durante CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus	55
Tabela 19: Média e desvio padrão do AS de indivíduos normais e com SDP, com o joelho fletido a 30 graus e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI no plano axial	55

Tabela 20: Média e desvio padrão do AC dos grupos Controle e com SDP, com o

joelho fletido a 30 graus e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI no plano axial	56
Tabela 21: Média e desvio padrão do AIP dos grupos Controle e com SDP, com o joelho fletido a 30° e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI plano axial	57
Tabela 22: Média e desvio padrão do DLP (mm) dos grupos Controle e com SDP, com o joelho fletido a 30 graus e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI no plano axial	57

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1: A) Eletrodo ativo diferencial simples de superfície (LYNX Tecnologia Eletrônica); B) Eletrodo de referência	25
Figura 2: Modulo Condicionador de Sinais (MCS 1000-v2), com 16 canais	26
Figura 3: Dinamômetro Isocinético BIODEX, <i>System 3</i> e acessórios: A) 1- Módulo de controle; 2- Monitor do dinamômetro; B) 3- Cabeça do dinamômetro; 4- Cadeira; 5- Cintos de contenção; 6- Acessórios; 7- Plataforma para deslocamento da cadeira do dinamômetro; 8- Plataforma para deslocamento da cabeça do dinamômetro	27
Figura 4: Equipamento de Ressonância Magnética Nuclear por Imagem ToRM 0.5	28
Figura 5: Suporte de isopor utilizado para manter o joelho posicionado a 30° de flexão e o músculo quadríceps relaxado, durante a avaliação da congruência articular	28
Figura 6: A) Representação esquemática da localização e fixação dos eletrodos. O posicionamento dos eletrodos nos músculos foi de acordo com a inclinação de cada porção muscular em relação à linha da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela (C): vasto medial oblíquo (VMO) 50 – 55° de inclinação; vasto lateral longo (VLL) 13,6° de inclinação e vasto lateral oblíquo (VLO) 50,4° de inclinação. (Figura extraída de: BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004, com permissão); B) Posicionamento dos eletrodos sobre os ventres dos músculos VMO, VLL e VLO e do eletrodo de referência de uma voluntária normal.	31
Figura 7: Posicionamento da voluntária na cadeira do dinamômetro isocinético,	

- durante as CIVM, estabilizada com cintos de contenção de tronco e pélvico e resistência no membro avaliado 33
- Figura 8: Imagem localizadora no plano sagital demonstrando as 9 secções através da articulação femoropatelar. A 2^a secção está sobre o pólo inferior da patela. A) Região anterior do joelho; B) Região posterior do joelho 36
- Figura 9: A) Ângulo do sulco troclear (AS): formado pela interseção das linhas que passam tangencialmente às facetas medial (M) e lateral (L) da tróclea (*Modificado de KATCHBURIAN et al., 2003*). B) Avaliação do Ângulo do sulco troclear (AS) através da RMNI do joelho E de uma voluntária com SDFP 37
- Figura 10: A) Ângulo de congruência (AC): obtido pela bissetriz (b) do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha (s) formada entre o sulco da tróclea e o ápice da patela. (*Modificado de KATCHBURIAN et al., 2003*). B) Avaliação do Ângulo de congruência (AC) através da RMNI do joelho E de uma voluntária com SDFP 37
- Figura 11: A) Ângulo de inclinação patelar (AIP): formado por uma linha que passa tangencialmente a faceta patelar lateral (L) e por outra linha que passa pelos côndilos posteriores (t). (*Modificado de KATCHBURIAN et al., 2003*). B) Avaliação do Ângulo de inclinação da patela (AIP) através da RMNI do joelho D de uma voluntária com SDFP 38
- Figura 12: A) Deslizamento lateral da patelar (DLP): distância (d) entre 2 limites verticais paralelos que tangenciam a borda medial da patela (M) e o ponto (p) mais anterior do côndilo medial; ambos cortando perpendicularmente uma linha (t) que tangencia os côndilos posteriores do fêmur (*Modificado de KATCHBURIAN et al., 2003*). B) Avaliação do Deslocamento lateral da patela (DLP) através da RMNI 38

do joelho E de uma voluntária com SDFP

Figura 13: Média e desvio padrão da dor (mm) - intensidade e desagradabilidade da dor antes e após os exercícios de CIVM de extenso de joelho do grupo com SDFP. 59

Figura 14: Média e desvio padrão da dor (mm) – intensidade e desagradabilidade antes e após os exercícios de CIVM de extenso de joelho do grupo Controle. 59

Figura 15: Média e desvio padre da dor (mm) – intensidade e desagradabilidade do grupo com SDFP e do grupo Controle, antes e após os exercícios de CIVM de extenso de joelho. 55

Figura 16: Média e desvio padrão da fadiga - intensidade e desagradabilidade de indivíduos com SDFP, antes e após os exercícios de CIVM de extenso de joelho. 61

Figura 17: Média e desvio padrão da fadiga – intensidade e desagradabilidade do grupo Controle, antes e após os exercícios de CIVM de extenso de joelho. 61

Figura 18: Média e desvio padrão da dor (mm) – intensidade e desagradabilidade de indivíduos com SDFP comparado com os indivíduos do grupo Controle, antes e após os exercícios de CIVM de extenso de joelho. 62

1. INTRODUÇÃO

A Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) freqüentemente denominada de Síndrome do Estresse Femoropatelar ou Disfunção da Articulação Femoropatelar, acomete pacientes de todas as idades, especialmente adolescentes e adultos jovens de 10 a 35 anos e é mais comum nas mulheres que nos homens (FULKERSON & HUNGERFORD, 1990; LOHMAN & HARP, 2003). Desenvolve-se gradualmente por dor difusa na região peri e retropatelar, durante ou após atividades como: subir e descer escadas, agachar ou permanecer sentado por tempo prolongado (THOMEÉ et al., 1995), acompanhada por crepitação e que comumente se alivia com o repouso (POWERS, 1998). Além disso, para alguns autores a etiologia da SDFP inclui fatores como: trauma, excesso de uso, alteração osteocondral, irritação da plica sinovial, frouxidão ligamentar e mau alinhamento patelar (McCONNELL, 1986; JOHNSON, et al., 1993) . Entretanto, para WILK et al. (1996), ainda não há um consenso em relação a etiologia, diagnóstico e definição da SDFP ().

Uma das características mais comuns da SDFP é a insuficiência ou desequilíbrio entre os estabilizadores dinâmicos mediais e laterais da patela, causando um deslizamento lateral ou mau alinhamento patelar (SOUZA & GROSS, 1991). A atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VLL tem sido bastante estudada em cadeia cinética aberta, nos diferentes ângulos de flexão de joelho e posicionamento da perna (MARIANE & CARUSO, 1979; SOUZA & GROSS, 1991; BOUCHER et al., 1992; CERNY 1995; ESCAMILA et al., 1998, CABRAL et al 1998; FONSECA et al., 2001; MONTEIRO-PEDRO et al., 1997). No entanto, poucos autores (MORRISH E WOLEDGE, 1997; MORRISH et al., 2003; BEVILAQUA-GROSSI, 2004) estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VLO de indivíduos Normais, encontrando diferenças na ativação destas porções. Em relação aos indivíduos com SDFP apenas MORRISH et al. (2003), avaliaram a atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO durante a extensão do joelho e sua associação com fatores anatômicos na etiologia da SDFP.

Alguns estudos (KUJALA, 1989a; KUJALA et al., 1989b; BROSSMANN et al., 1993; MERCHANT, 2001; KATCHBURIAN et al., 2003) vêm utilizando a ressonância

magnética nuclear por imagem (RMNI) para avaliar o posicionamento da patela em indivíduos com SDFP e Controle, nos primeiros 30 graus de flexão de joelho. No entanto, ainda há divergências (KUJALA, 1989a; KUJALA et al., 1989b) sobre o posicionamento da patela em indivíduos com e sem SDFP.

A dinamometria isocinética tem sido utilizada para investigar o comportamento de alguns grupos musculares durante exercícios concêntricos e excêntricos (SEGER et al., 1998; BISHOP et al., 2000; HERRINGTON, 2001; HERRINGTON, 2004) e isométricos (CHOW, 1999; KAY et al., 2000; MARGINSON & ESTON, 2001, MOHAMED et al., 2002; PINCIVERO et al., 2003); porém os estudos diferem quanto à amostra, tipo de cadeia, posicionamento do indivíduo e articulações envolvidas.

Entretanto, não foram encontrados na literatura trabalhos que investigassem a atividade elétrica dos músculos VMO e VLO e a dinamometria isométrica do músculo quadríceps em vários ângulos de flexão de joelho, associados ao posicionamento da patela e a dor e a fadiga em CCA, nos indivíduos normais e com SDFP.

Portanto, a proposta deste estudo foi analisar a atividade elétrica do VMO, VLL e VLO, associado ao torque isométrico máximo dos músculos do quadríceps, durante CIVM de extensão de joelho, em CCA, nos ângulos de 20°, 30°, 50° e 60° de flexão de joelho. Verificar, através da RMNI, o posicionamento da patela através do ângulo do sulco, ângulo de congruência, ângulo de inclinação da patela e deslocamento patelar, no ângulo de 30° com o quadríceps relaxado, e além disso, avaliar subjetivamente a intensidade e desagradabilidade da dor e fadiga muscular em indivíduos com SDFP e Controle.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo serão relatados alguns aspectos sobre a síndrome da dor femoropatelar: sua etiopatogenia e algumas considerações biomecânicas da articulação femoropatelar. Posteriormente, serão abordados alguns dos sistemas de avaliação da articulação femoropatelar, como a ressonância magnética nuclear por imagem, eletromiografia e dinamometria isocinética.

2.1. ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO FEMOROPATELAR

2.1.1. COMPORTAMENTO E ETIOLOGIA DA DOR

A SDFP é provavelmente a queixa mais comum em adolescentes e adultos jovens. Apesar de alguns mecanismos terem sido descritos na literatura na tentativa de explicar o início da dor, a causa desta desordem ainda permanece desconhecida (WITVROUW, 2000). A dor relatada pelos pacientes com SDFP usualmente é de início insidioso e é localizada anteriormente, ao redor da patela, ou na região retropatelar (HERRINGTON, 2001). A contração do músculo quadríceps, tanto concêntrica quanto excêntrica, frequentemente causam a dor no joelho. Embora o fato de subir escadas possa reproduzir os sintomas de dor anterior no joelho, é durante a descida que os sintomas parecem exacerbar nos pacientes com SDFP, devido a contração excêntrica do quadríceps, exigida pelo movimento (MANSKE & DAVIES, 2001).

Além disso, a dor parece se agravar em atividades que envolvam um aumento da força de compressão femoropatelar como permanecer sentado por tempo prolongado, subir e descer degraus (HERRINGTON, 2001) ajoelhar ou agachar (THOMEÉ et al., 1995; WITVROUW, 2000). De acordo com Manske e Davies (2003), esta dor pode ser devido ao tensionamento de tecidos peripatelaes e uma deficiência da cartilagem femoropatelar quando o joelho permanece fletido por tempo prolongado. Outra possível causa seria a

estase ou diminuição do movimento e conseqüente redução do líquido sinovial entre a face posterior da patela e o sulco do fêmur durante o tempo prolongado na posição sentado. Segundo CROSSLEY et al. (2001), apesar da cartilagem articular ser aneural, as teorias para justificar a dor no joelho surgiram de outras estruturas incluindo o osso subcondral, a membrana sinovial, retináculos medial e lateral e coxim adiposo.

2.1.2. CLASSIFICAÇÃO DA SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR

A SDFP continua sendo um dos diagnósticos mais comuns das doenças que acometem a articulação do joelho (Manske e Davies, 2003).

Manske e Davies (2003) apresentaram em uma revisão da literatura as várias classificações da SDFP:

- 1) Lesões dos Tecidos Moles:
 - a. Síndrome da Plica Sinovial,
 - b. Síndrome do Coxim Adiposo (*Hoffa's Disease*),
 - c. Síndrome da Fricção do Trato Iliotibial,
 - d. Bursite
- 2) Instabilidade Patelar:
 - a. Luxação Patelar,
 - b. Subluxação Crônica Recorrente;
- 3) Síndromes das Compressões Patelares
 - a. Síndrome da Pressão Lateral Excessiva
 - b. Mau Alinhamento Patelar
 - c. Compressão Patelar Global
- 4) Trauma
- 5) Desordens por *Overuse*
 - a. Tendinite ou Tendinose Patelar
 - b. Apofisites
- 6) Desordens Neurológicas
 - a. Síndrome da Dor Regional Complexa

Este sistema de classificação, formulado a partir de pesquisas baseadas em evidências, foi sugerido visando organizar e oferecer algumas sugestões aos mais variados programas de tratamento para a SDFP (Manske e Davies, 2003).

2.1.3. ETIOLOGIA DA SDFP

Em relação a alta incidência de pacientes com SDFP, especialmente a população feminina, a etiologia e patogênese, desta desordem, permanecem indefinidas. Existem algumas teorias sobre a etiologia da SDFP que são: a) alteração neural ou neuroma do retináculo lateral; b) lesões condrais da superfície retropatelar e/ou femoral; c) sinovites peripatelares; d) excessiva pressão na área patelar secundário ao deslocamento patelar; e) excessiva força de reação da articulação femoropatelar secundária ao mau alinhamento do membro inferior ou outra consideração biomecânica (LOHMAN & HARP, 2002).

Alterações biomecânicas da articulação femoropatelar

Em relação às considerações biomecânicas, a SDFP pode ser de origem anatômica e/ou patobiomecânica. Esta alteração anatômica pode ocorrer nas seguintes articulações: coxo-femoral, femorotibial, femoropatelar, subtalar, e algumas combinações entre elas. Entretanto, lesões de tecidos moles, desequilíbrios musculares ou tensões na articulação do joelho são exemplos de alterações que podem causar ou exacerbar a dor em indivíduos com SDFP (LOHMAN & HARP, 2002).

Uma vez que a articulação femoropatelar é funcionalmente constituída por tecidos moles, isso significa que, o alinhamento mecânico da patela em relação ao fêmur pode ser modificado (LOHMAN & HARP, 2002), como por exemplo, quando se trata dos estabilizadores dinâmicos da articulação femoropatelar, compostos pelas quatro porções do músculo quadríceps da coxa: reto da coxa (RC), vasto medial (VM), vasto intermédio (VI) e vasto lateral (VL).

LIEB & PERRY (1968), descreveram que o músculo VM é dividido em duas porções: uma porção longa, o vasto medial longo (VML) e outra oblíqua o vasto medial oblíquo (VMO). Além disso, eles determinaram que a função do músculo VMO seria a de

manter o alinhamento patelar, ao invés de agir unicamente na extensão do joelho. Da mesma forma, o músculo vasto lateral também foi dividido em duas porções: uma proximal, vasto lateral longo (VLL) e outra distal, vasto lateral oblíquo (VLO) (SCHARF et al., 1986; WEINSTABL, 1989; JAVADPOUR et al., 1991; BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004). Qualquer insuficiência ou desequilíbrio entre os estabilizadores dinâmicos mediais (VMO) e laterais (VLO, VLL), pode causar deslocamento lateral ou mau alinhamento patelar, levando, assim à DFP (MORRISH e WOLEDGE, 1997; BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004).

Há fatores que podem alterar o início e a magnitude da contração do VMO. Estes fatores incluem o posicionamento da patela, dor no joelho e a tensão do músculo VMO. Todos estes fatores podem conduzir a atrofia do VMO, que está freqüentemente associada à síndrome da dor femoropatelar, como resultado da interação entre fatores mecânicos e neuromusculares. O resultado da fraqueza do VMO leva a atrofia deste músculo e acredita-se que isto pode levar a um desequilíbrio das porções medial e lateral do músculo quadríceps (LOHMAN & HARP, 2002).

Em relação ao posicionamento da patela no sulco intercondilar quando o joelho está em extensão total, não há contato entre a patela e o fêmur mas esta, repousa sobre o coxim adiposo. Com uma leve flexão de joelho, cerca de 10° a 20°, a superfície articular posterior do pólo inferior da patela faz contato com a superfície superior lateral do fêmur. Cerca de 20° de flexão de joelho, a faceta lateral da patela entra em contato com o sulco femoral. Há aproximadamente 30° a 45°, a patela centraliza-se no sulco femoral e com o aumento da flexão, em torno de 90°, o contato com o fêmur é feito através do pólo superior da patela. Depois de 90° de flexão de joelho, a faceta medial na região posterior da patela entra em contato com o sulco intercondilar, diminuindo dessa forma a área total de contato. E aos 135° de flexão a *odd facet*, faz contato com a face lateral do côndilo medial do fêmur (LOHMAN & HARP, 2002; MANSKE & DAVIES, 2003).

Ao estudar o posicionamento patelar durante o movimento de flexão do joelho, McConnell (1986) identificou e classificou quatro alterações possíveis no posicionamento patelar: a) deslizamento lateral excessivo da patela; b) inclinação lateral excessiva da patela; c) inclinação posterior excessiva da patela; e d) rotação excessiva da patela.

A estabilidade da patela é controlada também por outras estruturas dinâmicas que controlam o grau de rotação tibial medial e lateral, são elas a pata de ganso (constituída pelos músculos grácil, semitendinoso e sartório), inserindo na região medial e proximal da tibia e a influência do biceps femoral, lateralmente. O grau e a direção da rotação tibial afeta significativamente a localização da patela. Da mesma forma, fatores biomecânicos da articulação dos pés afetam a rotação tibial e, conseqüentemente, o posicionamento da patela no sulco intercondilar (LOHMAN & HARP, 2002).

A função normal da articulação femoropatelar na flexão é mantida pela complexa interação entre estabilizadores estáticos (ligamentos e tendões), estabilizadores dinâmicos (mecanismo extensor do joelho e músculos isquiotibiais), a congruência entre estruturas ósseas (especialmente o formato da patela e do sulco troclear), o alinhamento do fêmur com a tibia e o ângulo Q. A alteração de uma ou mais estruturas podem ser responsáveis pelo mau alinhamento patelar, sendo sugeridos como fatores etiológicos da SDFP (KUJALA, 1989; CERNY, 1995; HARMAN et al., 2002)

2.2. AVALIAÇÃO DA ARTICULAÇÃO FEMOROPATELAR

2.2.1. ELETROMIOGRAFIA

Como mencionado anteriormente, embora a causa da SDFP seja multifatorial, o posicionamento lateral da patela tem sido proposto com um fator contribuinte para esta síndrome, aumentando a pressão na área de contato entre a patela e o fêmur e dessa forma acelerando os sinais e sintomas da doença na articulação femoropatelar (COWAN et al., 2001). Uma explicação para esse mau alinhamento patelar é o desequilíbrio das atividades do músculo VMO em relação ao VLL. Isto pode ser causado pela redução na capacidade de produção de força do VMO ou pela alteração das atividades do VMO e VLL detectados em pacientes com SDFP (COWAN et al., 2001; CHRISTOU, 2004).

A eletromiografia tem sido usada para estabelecer o padrão de atividade dos músculos vastos, com o interesse de investigar se a diminuição da atividade do VMO em relação ao VL é indicativo de uma alteração na estabilidade patelar (Powers, 2000).

Vários estudos utilizando a eletromiografia (SOUZA & GROSS, 1991; BOUCHER et al., 1992; WILK et al., 1996; WORRELL et al., 1995; COWAN et al., 2001; CHRISTOU, 2004), têm sido realizados na tentativa de conhecer um pouco mais sobre o comportamento dos estabilizadores medial e lateral da patela, investigando seu comportamento em pacientes com a SDFP e normais.

Mariani & Caruso (1979), investigaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial e vasto lateral em 5 voluntários clinicamente normais e em 8 pacientes com subluxação da patela, antes e 6 meses após a cirurgia de realinhamento patelar. A atividade muscular foi verificada a partir de 90° de flexão da articulação do joelho e nos intervalos de 90° a 60°, 60° a 30° e de 30 a 0°. Os resultados mostraram que nos indivíduos clinicamente normais, a maior atividade dos músculos vasto medial e vasto lateral foi registrada entre 30° de flexão e a 0°. Em relação aos portadores de subluxação patelar, ocorreu uma diminuição da atividade, quando comparada a do músculo VL, principalmente nos últimos graus. Entretanto, após a cirurgia corretiva do mecanismo extensor, a atividade do vasto

medial foi nitidamente mais alta do que a registrada antes da cirurgia, e os dois músculos passaram a ter o mesmo padrão de atividade.

Boucher et al. (1992), pesquisaram a atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VML e VL em exercícios de CIVM a 90°, 30° e 15° de flexão da articulação do joelho de 18 voluntários que foram divididos em dois grupos: o grupo assintomático que apresentava um ângulo Q normal (média de 8,25°) e o grupo com diagnóstico de síndrome femoropatelar que relatava dor e um ângulo Q elevado (média de 21,05°). Como resultados, os autores não encontraram diferenças significativas entre os grupos e nem entre os ângulos estudados.

Morrish & Woledge (1997) avaliaram a atividade elétrica e a força dos músculos VMO e VLO em contração isométrica máxima de extensão com o joelho fletido a 20° de 49 pacientes com DFP e 20 indivíduos clinicamente normais. No grupo controle, a ativação das fibras oblíquas dos músculos vastos apresentou um aumento de força na fase de 80% da tensão máxima, enquanto no grupo de pacientes, esse aumento não foi observado, mesmo com as contrações realizadas sem dor referida pelos pacientes. A atividade elétrica dos músculos VMO e VLO, nos dois grupos apresentou-se sincrônica, sugerindo uma ação recíproca no controle da posição da patela.

Taskiran et al. (1998) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLL e RF de 3 grupos: um normal, outro com dor femoropatelar e um terceiro com instabilidade patelar; com o joelho fletido a 0, 15, 30 e 45 graus em CCF. Em todos os ângulos de flexão, foi observado um equilíbrio entre VMO e VL no grupo normal. Nos demais grupos a atividade eletromiográfica do VL foi maior que do VMO exceto no ângulo de 45 graus.

Powers (2000) avaliou a influência do músculo VM e VL na cinemática patelar, de 33 mulheres com diagnóstico de SDFP e 12 normais, por meio da eletromiografia, durante contrações isométricas do quadríceps, não encontrando diferença significativa entre as relações VL: VMO nem VL: VML quando comparou indivíduos normais e com SDFP.

Cowan et al.(2001) verificaram o início da atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VLL, de 33 indivíduos com SDFP e 33 normais, durante atividades de subir e descer degraus. Seus resultados revelaram que o início da atividade do VLL antecedeu a do VMO nos indivíduos com SDFP durante a subida e a descida. Entretanto,

não houve diferença em relação ao início da atividade eletromiográfica do VMO e VLL do grupo normal.

Tang et al. (2001) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VLL em CCA de 10 indivíduos com SDFP e 10 normais, durante contrações concêntricas e excêntricas de 0° a 90° de flexão de joelho, com os dados eletromiográficos obtidos num intervalo de 15° (15°, 30°, 45°, 60°, 75° e 90°). A relação entre VMO e VL maior que 1 evidenciou que o VMO apresentou-se com uma intensidade contrátil muscular maior que o VL. Nos exercícios em CCA a relação entre VMO: VLL foi maior que 1 durante os exercícios excêntricos a 75° e 90° de flexão de joelho em indivíduos com SDFP. No grupo normal essa relação foi maior que 1 durante contrações excêntricas a 60°, 75° e 90° de flexão de joelho.

Andrade et al. (2001) avaliaram os músculos VMO e VLO de indivíduos com SDFP durante CIVM de extensão de joelho a 90° de flexão de joelho associado a rotação medial e lateral da tibia, em CCF, no aparelho *Leg Press*. Os resultados evidenciaram que a atividade elétrica dos músculos não foi significativamente diferente em todos os exercícios realizados inter e intramúsculos.

Um estudo realizado por Cowan et. al (2002) investigaram através da eletromiografia, o recrutamento do VMO e VLL, durante atividades com o indivíduo de pé, sobre os dedos dos pés ou sobre os calcanhares, de 37 indivíduos com SDFP e 37 do grupo Controle que foram orientados através de estimulação visual. Seus resultados revelaram que, no grupo Controle, a contração dos músculos VMO e VLL ocorreu simultaneamente e estava associada ao movimento do tornozelo. Entretanto, nos indivíduos com SDFP, a atividade eletromiográfica do VLL ocorreu precocemente a do VMO durante a realização dos exercícios.

A análise funcional dos estabilizadores patelares VMO, VLL e VLO foi investigada por Bevilaqua-Grossi et. al. (2004) em 21 indivíduos saudáveis (10 mulheres e 11 homens), durante CIVM de extensão de joelho a 15 e 90 graus. Seus dados revelaram que os músculos VLL e VLO apresentam diferença significativa no padrão de recrutamento podendo ser considerados fisiologicamente distintos. O músculo VMO desempenhou juntamente com o VLO um papel recíproco e sincrônico na estabilização patelar e

apresentou maior ativação em relação ao músculo VLL nos exercícios isométricos de extensão do joelho a 90 graus.

Morrish et al. (2003) analisaram através da eletromiografia, os músculos VMO, VLO e reto femoral (RF) de 11 indivíduos normais, durante CIVM a 60° e 90° de flexão de joelho em CCA. Seus resultados revelaram que os músculos VMO e VLO apresentaram menor atividade a 60° em relação a 90° e que o músculo RF não apresentou diferença entre os ângulos. Revelou também que os estabilizadores patelares apresentaram menor atividade elétrica que o RF.

2.2.2. DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

Não foram encontrados na literatura consultada trabalhos que avaliassem a contração isométrica do músculo quadríceps de indivíduos com SDFP e Controle em diversos ângulos. Portanto, serão apresentados os trabalhos que, apesar das diferenças metodológicas, utilizaram a dinamometria como instrumento de avaliação.

O dinamômetro isocinético é um equipamento eletromecânico computadorizado que se destina a medir a performance de uma ação muscular, analisada por meio de vários parâmetros como Potência (W), Trabalho (Nm), Pico de Torque (Nm) e Torque Médio Máximo (Nm) (GUARATINI, 1999), entre outros.

O desenvolvimento de testes musculares por meio do dinamômetro tem ocasionado várias aplicações clínicas na reabilitação de lesões. Este dispositivo pode ser usado para medir a magnitude e o padrão do torque gerado pelo grupo muscular através de uma articulação específica e dessa forma, verificar a função muscular entre um lado e a extremidade contralateral e os grupos musculares agonistas e antagonistas da mesma extremidade (MÄENPÄÄ et al., 2000).

Werner (1995) avaliaram o pico de torque do músculo quadríceps durante contrações concêntricas e excêntricas, nas velocidades de 60°/s e 180°/s, de 27 pacientes com SDFP (13 homens e 14 mulheres) e 27 indivíduos do Grupo Controle. Seus resultados revelaram uma diminuição do torque do músculo quadríceps dos indivíduos do Grupo com SDFP quando comparados com o grupo assintomático e com o membro contralateral.

Ernest et al. (1999) avaliaram através de uma plataforma de força e um sistema de análise de movimento, o torque e a força do músculo quadríceps de 14 mulheres com SDFP durante exercícios de saltar e subir escadas. Os indivíduos foram divididos em 4 grupos: a) grupo usando o *taping*; b) *taping* placebo; c) sem *taping* e d) membro contralateral. Os indivíduos que utilizaram o *taping* aumentaram o torque e a força em relação ao grupo que não utilizou e o grupo placebo. Os dados revelaram também que o salto foi maior no membro contralateral quando comparado com os demais grupos. Entretanto quando se compara o salto do grupo que utilizou o *taping*, com o placebo e o grupo sem *taping*, não foi encontrada diferença significativa.

Para quantificar a capacidade funcional dos grupos musculares, quadríceps e isquiotibiais, e sua correlação na reabilitação após a luxação patelar, Mãenpää et al., (2000) avaliaram, 82 pacientes com luxação patelar (50 mulheres e 32 homens) que foram submetidos a tratamento conservador por 13 anos, por meio da dinamometria isocinética numa velocidade de 60° /seg e 180° /seg. Os voluntários foram divididos em 3 grupos conforme a história de reabilitação: grupo A (n=32): pacientes que foram submetidos unicamente a tratamento conservador; grupo B (n=44): pacientes com luxação recidivante, divididos em grupo B1 (n=34), os que foram submetidos tratamento conservador e grupo B2 (n=10) os que foram submetidos a tratamento cirúrgico e grupo C (n=6) pacientes com outras complicações subseqüentes que requeriam cirurgia (dor anterior no joelho, dor devido a subluxação). O teste revelou que os músculos, quadríceps e isquiotibiais, atrofiaram igualmente após o longo período de reabilitação. Houve diferença significativa entre os 3 grupos para o músculo quadríceps, nas 2 velocidades testadas. O mesmo resultado não foi verificado para os isquiotibiais, apesar do déficit, neste grupo muscular, ser menor que no quadríceps. Os grupos B1 e B2 apresentaram resultados similares quanto aos valores de pico de torque. O coeficiente de correlação de *Pearson* foi calculado entre o déficit de força dos 2 grupos musculares, em ambas velocidades, mas não houve diferença. Neste trabalho, o autor não menciona os resultados obtidos em relação aos grupos A e C separadamente.

Herrington (2001) investigou o efeito do *taping* patelar na produção do pico de torque do músculo quadríceps durante as contrações máximas concêntricas e excêntricas de 14 indivíduos com SDFP. Os testes foram realizados com e sem o *taping* patelar. Os

exercícios foram realizados nas velocidades de 60° /s e 180° /s. Seus resultados revelaram que quando os indivíduos utilizaram o *taping* patelar, eles apresentaram maior pico de torque tanto concêntrica quanto excentricamente, em ambas as velocidades.

2.2.3. RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR POR IMAGEM (RMNI)

A RMNI tem sido usada para caracterizar a anatomia e as anormalidades funcionais que afetam a articulação femoropatelar (HARMAN, et al., 2002); desta forma, sua eficácia para avaliar a articulação do joelho tem sido bem descrita na literatura (KUJALA et al., 1989; WITONSKI & GORAJ, 1999; TENNANT, et al., 2001; BULL et al., 2002; HARMAN, et al., 2002).

A incongruência femoropatelar é a primeira condição patológica que afeta a articulação femoropatelar e é responsável pela luxação, subluxação, condromalácea e artrose (KUMMEL, 1980).

Como a incongruência femoropatelar ocorre principalmente durante os primeiros graus de flexão do joelho (KUJALA et al., 1989), o uso da ressonância magnética por imagem para avaliar o alinhamento e a localização patelar, é considerado um método de diagnóstico extremamente sensível e eficaz no exame desta articulação no primeiros graus de flexão (HARMAN, et al., 2002).

Da mesma forma, a ressonância magnética por imagem (RMI), em virtude de seu contraste no tecido, capacidade multiplanar e sua habilidade em permitir visualização direta da cartilagem articular, também parece ser um dos métodos de visualização de imagens mais indicados para se avaliar a cartilagem articular (MORI et al., 1999).

Avaliação da articulação femoropatelar pela RMNI

As melhores informações sobre a articulação femoropatelar, são obtidas por meio da imagem axial do joelho (MERCHANT, 2001). As imagens axiais da articulação femoropatelar proporcionam informações importantes sobre o mau alinhamento da patela e da congruência articular (TIMOTHY et al., 2002). Entretanto, as informações dependem da técnica usada (posicionamento do membro, ângulo de flexão, incidência do raio, etc) para

obter esta imagem. Apesar das divergências entre as técnicas utilizadas, existem alguns princípios gerais a serem seguidos ao selecionar uma técnica em particular (MERCHANT, 2001).

Algumas avaliações radiográficas utilizam o côndilo femoral anterior para analisar o alinhamento da patela através do ângulo femoropatelar lateral, o deslocamento lateral da patela e o ângulo de congruência. Entretanto, estas medidas estão sujeitas a erros e são influenciadas pela altura e formato da porção anterior do côndilo femoral e da patela (KATCHBURIAN et al., 2003).

Os côndilos femorais posteriores são pouco susceptíveis às variações, conseqüentemente novas medidas e as modificações nos métodos existentes têm proposto utilizar os côndilos posteriores como ponto de referência (KUJALA, 1999; MERCHANT 2001),

Se o interesse é avaliar a congruência femoropatelar e a displasia do côndilo do femoral; o ângulo do sulco e o ângulo de congruência, analisados no plano axial, são dois parâmetros bastante utilizados para analisar qualquer alteração destas estruturas (MERCHANT, 2001).

O ângulo do sulco troclear (AS) é formado pelos côndilos e o sulco do fêmur. Este apresenta um valor médio de referência de 138° (MERCHANT 2001), podendo ser um bom indicador de displasia femoropatelar, estando intimamente relacionado à instabilidade da articulação (WITONSKI & GORAJ, 1999; MERCHANT 2001; BULL et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003).

O ângulo de congruência (AC) é formado pela bissetriz do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha que vai do sulco da tróclea até o ápice da patela, apresentando um valor médio de -6° (MERCHANT 2001). Valores negativos indicam um deslocamento da patela no sentido medial da articulação e valores positivos indicam um deslocamento para lateral. Com base nesses valores, pode-se inferir a presença de subluxação patelar (WITONSKI & GORAJ, 1999; MERCHANT 2001, BULL et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003).

Outras informações são obtidas por meio do ângulo de inclinação patelar (AIP), que é formado pela linha que passa tangencialmente a faceta lateral da patela e pela linha de referência que passa tangencialmente pelos côndilos posteriores (WITONSKI & GORAJ,

1999; BULL et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003) e do deslocamento lateral da patela (DLP) que é a distância entre 2 limites verticais paralelos que tangenciam: a borda medial da patela e o ponto mais anterior do côndilo medial; ambos cortando perpendicularmente uma linha que tangencia os côndilos posteriores do fêmur (GAO & WAITE, 1996; WITONSKI & GÓRAJ, 1999; MERCHANT, 2001, BULL et al., 2002; HARMAN et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003).

Ainda existem na literatura algumas controvérsias em relação ao posicionamento da patela nos movimentos de flexão e extensão do joelho. Para Manske & Davies (2003), durante o movimento de extensão do joelho, a partir de 90° de flexão até a extensão completa, a patela dirige-se para a região lateral no final da extensão, podendo este movimento estar comprometido com o aumento na tensão do retináculo lateral da patela. Entretanto para Katchburian et al. (2003), a patela translada medialmente no início da flexão e então se lateraliza ao final dela. De acordo com Taskiran et al., (1998) as medidas que avaliam a medialização e lateralização da patela têm sido utilizadas para descrever o movimento de translação da patela, sendo o AC um dos métodos mais utilizados e o movimento de rotação, ao redor do eixo vertical, tem sido avaliado pelo ângulo de inclinação da patela.

Kujala et al., (1989a) analisaram o deslizamento patelar de 10 homens e 10 mulheres normais, por meio da RMI, durante os primeiros 30° de flexão de joelho, com o quadríceps relaxado (0°, 20°, e 30°). Foram analisados: o ângulo do sulco (AS), inclinação patelar lateral (IPL), deslocamento lateral da patela (DLP), ângulo femoropatelar lateral (AFL) e ângulo de congruência (AC), durante a contração máxima do músculo quadríceps. Seus resultados revelaram maiores diferenças em mulheres que em homens. E ao comparar a extensão completa do joelho com 30° de flexão, verificou-se que a 0 grau o AS, DLP, IPL e AC aumentaram e somente o AFL diminuiu. Os autores concluíram que os voluntários apresentam uma maior congruência a 30 graus de flexão.

Kujala et al., (1989b) observaram por meio da RMI a articulação femoropatelar fletida a 0°, 20°, e 30° graus de 11 mulheres com SDFP, com idade entre 17 e 45 anos e 10 mulheres, com idade de 20 a 30 anos, que formaram o grupo Controle. Todas as voluntárias estavam com o quadríceps relaxado. As voluntárias com SDFP apresentaram a 0 grau, o AS, o DLP, IPL maiores que as normais e o AC apresentou valores positivos evidenciando

uma lateralização da patela. Dessa forma, as voluntárias com SDFP apresentaram uma inclinação e lateralização da patela mais evidentes que as voluntárias normais, sendo que esta evidência é mais acentuada no início da flexão.

Brossmann et al. (1993) investigaram por meio da RMNI o AIP e o deslizamento lateral da patela, através de 2 parâmetros: o movimento dinâmico de extensão de joelho ($30^\circ - 0^\circ$) e estaticamente (foram estabelecidos 8 ângulos diferentes). Foram selecionadas 13 pacientes com SDFP e 15 controle. Seus resultados revelaram, em relação ao grupo Controle, diferenças significativas entre os parâmetros estático e dinâmico. A avaliação dinâmica revelou uma diferença significativa do AIP e do deslizamento lateral da patela a 10° quando comparado a 30° . Em relação ao Grupo com SDFP, a avaliação dinâmica evidenciou que o AIP (de 25° a 0°) o deslizamento lateral da patela (de 25° a 0°) foram significativamente diferentes aos valores correspondentes a 30° . Em ambos os grupos, não foram evidenciados nenhuma diferença destes parâmetros na avaliação estática.

Powers et al. (1998), que analisaram através da RMNI o AS, AIP e o deslizamento lateral da patela, de 12 voluntárias normais e 3 com SDFP, num arco de 45° de flexão até a extensão completa. Os autores consideraram o posicionamento normal da patela quando esta se deslocou medialmente no arco de 45° a 18° , e para lateral de 18° até a extensão final. Em relação às voluntárias normais, seus resultados revelaram que a 45° de flexão o AS assumiu um valor de 139° e ao final da extensão, este valor aumentou para 148° , tornando-se progressivamente mais raso; o AIP assumiu o valor de 9° a 45° de flexão de joelho, diminuindo para 4° a no final da extensão e em relação ao deslizamento lateral patelar, a 45° esta encontrava-se lateralizada e foi medializando até 18° , retornando para lateral até a extensão completa. Em relação às voluntárias com SDFP, ambas apresentaram padrões diferenciados. A paciente 1 manteve um padrão normal de posicionamento da patela para ambos, AS, AIP e deslizamento patelar. A paciente 2 apresentou um aumento do AS de 140° para 155° no final da extensão, o AIP de 19° na extensão final e com a patela direcionada mais para a região lateral no final do movimento. Já paciente 3 apresentou valores normais para o AS, AIP e deslizamento da patela a 45° de flexão; entretanto, o comportamento alterou com a extensão, ocorrendo grande deslizamento lateral, o AIP de 35° e o AS aumentou intensamente para 180° no final da extensão.

Um estudo realizado por Witonski & Goraj (1999), em 10 pacientes (12 joelhos) com SDFP e 10 normais (20 joelhos), a articulação femoropatelar foi analisada a 0°, 20°, e 30° graus de flexão de joelho pela da RMNI. Três ângulos foram medidos: o ângulo de inclinação patelar (AIP), o ângulo do sulco (AS) e o ângulo de congruência (AC), durante a contração do quadríceps e com este relaxado. Ao se comparar o grupo de SDFP com o grupo Controle, 5 padrões de mau alinhamento foram identificados. A observação mais freqüente foi a inclinação e lateralização patelar, com um aumento do AC e diminuição do AIP. A contração muscular causou uma inclinação patelar lateral nos indivíduos sintomáticos e um aumento do AC a 30 graus de flexão. A diminuição do AIP foi estatisticamente significativa durante a extensão do joelho quando comparado a 10 graus de flexão. Não foi verificada uma diferença significativa ao se comparar o AS entre os grupos independentemente da contração ou do ângulo avaliado.

Harman et al. (2002) avaliaram por meio da ressonância magnética fluoroscópica, 20 indivíduos entre 16 a 50 anos com disfunção femoropatelar, durante um movimento de extensão de joelho de 45 a 0 graus. Foram analisados o *tilt* patelar, o ângulo do sulco troclear e o ângulo de congruência. Foram encontradas 2 articulações femoropatelares normais, 10 apresentavam a patela lateralizada, 2 tinham inclinação patelar lateral, 2 apresentavam inclinação e lateralização da patela e 4 tinham a patela medializada. Dessa forma, evidenciou-se que a ressonância magnética fluoroscópica é um método eficaz para se analisar a incongruência femoropatelar. No entanto, o estudo foi realizado somente em indivíduos do sexo masculino.

2.2.4. AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA DOR E FADIGA MUSCULAR

A SDFP é caracterizada, em grande parte, por informações subjetivas de dor e incapacidade funcional, e os testes funcionais pareciam ser, particularmente, os mais apropriados para sua avaliação (CHESWORTH et al., 1989).

Avaliar os sintomas dos pacientes é uma parte importante da prática clínica e para o desenvolvimento de pesquisas (BENNELL et al., 2000). Portanto, sendo a dor o principal sintoma da SDFP, um dos métodos mais freqüentemente utilizados para avaliá-la, é a escala visual analógica (EVA). Uma das formas de se apresentar a EVA é através de uma linha

horizontal ou vertical de 10 cm, onde as extremidades definem o mínimo (sem dor) e máximo (maior dor) da percepção da dor. A marcação na linha é feita pelo paciente para indicar a intensidade da dor e esta é convertida num valor numérico para análises futuras (CHESWORTH et al., 1989; POWERS et al., 1997; BENNELL et al., 2000).

Na literatura, a EVA tem sido usada juntamente com outros questionários como o *functional index questionnaire (FIQ)* que focalizam a habilidade das pessoas em executar determinadas tarefas funcionais, para avaliar os resultados do tratamento da SDFP (CHESWORTH et al., 1989; HARRISON et al., 1995; POWERS et al., 1997), e segundo Powers et al (1997) a EVA é um indicador confiável nas alterações da dor de pacientes com SDFP. Chesworth et al. (1989) testaram a validade e confiabilidade da EVA em 18 voluntários com SDFP. A EVA foi aplicada no início da avaliação, após 24 horas e ao final de 11 semanas de tratamento. Seus resultados revelaram que entre a primeira e a última avaliação as medidas foram confiáveis para detectar mudanças clínicas da dor. Powers et al. (1997) avaliaram em 19 voluntários com SDFP, suas limitações funcionais por meio do FIQ, e em seguida, durante CIVM de extensão de joelho, analisava a intensidade da dor pela da EVA. Seus resultados revelaram uma maior intensidade da dor a 4,4 cm e uma correlação entre os sintomas da dor (EVA) e as limitações funcionais (FIQ).

Um trabalho realizado por Bennell et al. (2000) revelou que questionários (FIQ, questionário de Flandy, questionário de Eng and Pierrynowski, EVA) aplicados em voluntários com SDFP, apresentam excelente confiabilidade quando os sintomas estão presentes há mais de um mês e com uma duração média de 20 meses.

Em relação à fadiga muscular, não foram encontrados na literatura consultada, trabalhos que avaliassem subjetivamente a percepção da fadiga muscular, utilizando a EVA, em indivíduos com SDFP e normais.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. VOLUNTÁRIOS

Foram selecionadas por meio de uma Avaliação Fisioterápica do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia – LAIOT (Apêndice 1) 24 voluntárias do sexo feminino, entre 18 e 34 anos ($22,52 \pm 3,94$), sedentárias.

As voluntárias foram divididos em dois grupos, baseados nos critérios de inclusão e exclusão (DOUCETTE & GOBLE, 1992; MORRISH & WOLEDGE, 1997; THOMEÉ, 1997; MONTEIRO-PEDRO, et al., 1997; COWAN et al., 2001), avaliando os sinais e sintomas (Tabela 1):

a) Grupo Controle:

- ✓ Critérios de inclusão: presença de no máximo dois sinais que indiquem disfunção femoropatelar e ausência de dor na região do joelho;
- ✓ Critérios de exclusão: presença de pelo menos 3 sinais positivos referentes a DFP detectados pela avaliação física previa, sendo os mais freqüentes: ângulo Q maior que 14 graus, torção tibial lateral; patela alta e pronação subtalar excessiva, crepitação e presença de dor na região anterior do joelho

b) Grupo com Síndrome da dor femoropatelar:

- ✓ Critérios de inclusão: presença de pelo menos 3 sinais positivos referentes a DFP detectados pela avaliação física previa, sendo os mais freqüentes: ângulo Q maior que 14 graus, torção tibial lateral; patela alta e pronação subtalar excessiva, crepitação e presença de dor na região anterior do joelho
- ✓ Critérios de exclusão: presença de no máximo dois sinais que indiquem disfunção femoropatelar e ausência de dor na região do joelho.

As voluntárias não apresentavam nenhuma história de trauma; lesões meniscais, ligamentares ou cápsula articular na articulação do joelho; deformidades; disfunção neurológica ou cirurgia prévia (LAPRADE et al., 1998; COWAN et al., 2001).

As voluntárias com SDFP relataram que sentiam dor no joelho quando realizavam atividades como: subir e descer escadas, correr e permanecer sentada ou agachada por tempo prolongado ou durante a atividade física (INSALL, 1982; HILYARD, 1990; DOUCETTE & GOBLE, 1992; CERNY, 1995; WITVROW, 1996; MORRISH, 1997; POWERS, 2000), sendo que o último episódio de dor ocorreu há menos de 1 mês antes da data da avaliação.

O joelho selecionado para a avaliação do grupo com SDFP foi o que apresentou dor e o maior número de sinais e sintomas que caracterizasse SDFP, sendo 8 joelhos esquerdo e 4 direito. Já no grupo Controle, joelho selecionado para a avaliação foi o joelho que não apresentava dor e com o menor número de sinais e sintomas que caracterizasse SDFP, sendo também por 8 joelhos esquerdo e 4 direito

As voluntárias assinaram um termo de consentimento informado (Apêndice 2), seguindo a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e o trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (Anexo 1)

Tabela 1: Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do Grupo Controle e com DFP (n=12)

Sinais e Sintomas	Valores das variáveis analisadas (%)	
	Controle	SDFP
Compressão femoropatelar	1,2 %	58,33 %
Crepitação patelar	1,2 %	58,33 %
Ângulo Q	Acima de 16° = 8,33 %	Acima de 16° = 91,66 %
	Ângulo Q 16° = 25 %	
	Abaixo de 16° = 66,66 % (média: 13°)	Abaixo de 16° = 8,33% (média: 21,83°)
Torção tibial lateral	41,66 %	66,66 %
Geno valgo	41,66 %	100 %
Alinhamento da patela	66,66 % convergente	100 % convergente
Dor a palpação nas facetas	0 %	83,33 % na borda medial
		33,33 % - hipermóvel
Mobilidade patelar	100 % normal	50 % - normal
		16,66 % - hipomóvel
Dor	0 %	100 %

3.2. INSTRUMENTAÇÃO

3.2.1. Eletromiógrafo e eletrodos

Para a captação da atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO foram utilizados eletrodos ativos diferenciais simples de superfície (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.) (Figura 1-A), compostos por duas barras paralelas de Ag/AgCl, que apresentavam um ganho de 100 vezes; com índice de rejeição do modo comum (IRMC) de 80 dB e uma impedância de entrada maior que 100 M Ω . Para reduzir as interferências externas ao sinal EMG, foi utilizado um eletrodo de referência (Figura 1-B), utilizado o gel como meio condutor, constituído de uma placa metálica, posicionado na tuberosidade tibial do mesmo lado do joelho analisado e foi.

Utilizou-se também um Módulo Condicionador de Sinais (MCS 1000-v2) de 16 canais (Figura 2), com um ganho de 10 vezes, interfaciado com um microcomputador Pentium III com Conversor Analógico Digital – CAD 12/36 – 60K e um Programa de Aquisição de Dados – Aqdados 5.7 for Windows (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.), com um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 500 Hz. Os sinais eletromiográficos foram amostrados de forma sincrônica, com uma frequência de amostragem de 2000 Hz por canal e foram analisados por meio do *Root Mean Square* – RMS (μ V).

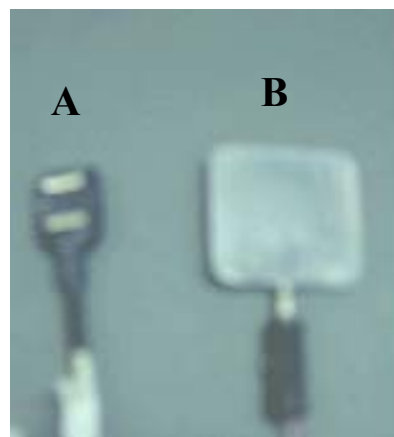


Figura 1: A) Eletrodo ativo diferencial simples de superfície (LYNX Tecnologia Eletrônica); B) Eletrodo de referência.

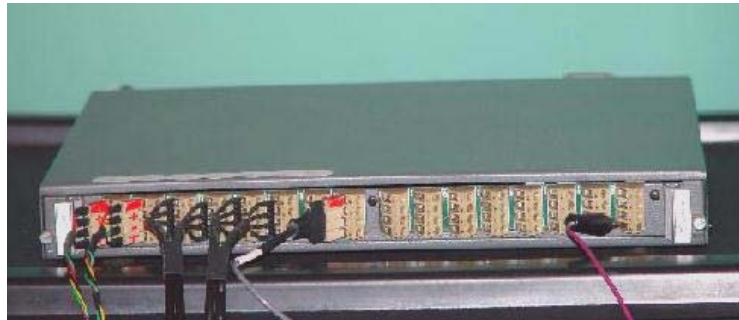


Figura 2: Modulo Condicionador de Sinais (MCS 1000-v2), com 16 canais.

3.2.2. Dinamômetro Isocinético

Os testes foram realizados em um Dinamômetro Isocinético Computadorizado BIODEX (Figura 3), modelo *Biodex Multi – Joint System 3 da BIODEX MEDICAL SYSTEMS Inc* que apresentava:

- acessórios para a realização de testes nas várias articulações do corpo;
- microcomputador e *software MS-Excel 7.0* que permitia a aquisição e registro do Torque isométrico máximo (TIM);
- unidade de recepção de força;
- célula de carga
- braço de alavanca (base para a unidade de recepção de força)
- cabeça do dinamômetro (onde se fixa o braço de alavanca), que se posiciona sobre uma plataforma que possibilita deslocá-la para os lados, com a finalidade de se ajustar ao indivíduo a ser avaliado
- cadeira com encosto e assento ajustáveis (ângulo do encosto fixado a 100°), localizada sobre uma plataforma que possibilitava deslocá-la ântero-posteriormente, onde as voluntárias permaneceram sentadas, com a articulação do joelho a 20°, 30°, 50°, 60° e 90° de flexão



2



A

B

Figura 3: Dinamômetro Isocinético BIODEX, *System 3* e acessórios: A) 1- Módulo de controle; 2- Monitor do dinamômetro; B) 3- Cabeça do dinamômetro; 4- Cadeira; 5- Cintos de contenção; 6- Acessórios; 7- Plataforma para deslizamento da cadeira do dinamômetro; 8- Plataforma para deslizamento da cabeça do dinamômetro.

3.2.3. Equipamento de Ressonância Magnética Nuclear por Imagem (RMNI) e suporte para posicionamento do joelho

A avaliação da anatomia da articulação femoropatelar foi realizada por um equipamento de Ressonância Magnética Nuclear por Imagem ToRM 0,5 (Figura 4) desenvolvido pelo grupo da Ressonância Magnética do Instituto de Física da Universidade de São Paulo – USP- São Carlos. Para a realização desta pesquisa, o protocolo utilizado foi: Resolução: 256 x 256 pontos; Dimensão: 128 x128 mm; Espessura da secção (THK): 5 mm; Distancia entre as Secções: 6 mm; *Gap*: 1 mm; Tempo de Repetiçã(TR) = 500ms; Tempo de Eco (TE) = 25ms e Número de Medias NEX= 4, com as imagens coletadas em T1.



Figura 4: Equipamento de Ressonância Magnética Nuclear por Imagem ToRM 0.5.

Para manter o joelho das voluntárias na angulação de 30 graus de flexão e o quadríceps relaxado durante toda a avaliação utilizou-se um suporte de isopor (Figura 5), que foi posicionado sob o joelho das voluntárias.

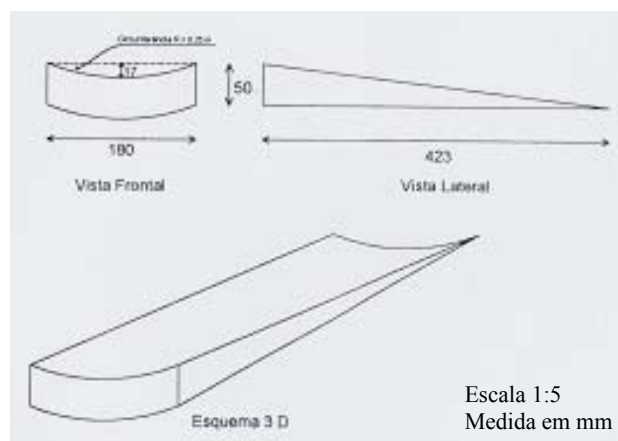


Figura 5: Suporte de isopor utilizado para manter o joelho posicionado a 30° de flexão e o músculo quadríceps relaxado, durante a avaliação da congruência articular.

3.2.4. Escala Visual Analógica (EVA)

Foi utilizada uma escala visual analógica (EVA) horizontal, para avaliação subjetiva da dor e da fadiga muscular (Figura 6), constituída por uma linha de 5 centímetros de comprimento.

Para se avaliar a intensidade da dor – dimensão sensorial, a linha a ser preenchida tinha a frase: “nenhuma dor” na extremidade esquerda e ”maior dor possível” na extremidade direita. Em relação a desagradabilidade da dor – dimensão afetiva, a linha a ser preenchida tinha a frase: “nenhuma sensação desagradável relacionada à dor” na extremidade esquerda e a “sensação mais desagradável possível relacionada à dor” na extremidade direita (GIL et al., 1998).

Para se avaliar a intensidade da fadiga muscular - dimensão sensorial, a linha a ser preenchida tinha a frase: “nenhum cansaço muscular” na extremidade esquerda e “maior cansaço muscular possível” na extremidade direita. Em relação a desagradabilidade da fadiga muscular – dimensão afetiva, a linha a ser preenchida tinha a frase: “nenhuma sensação desagradável relacionada ao cansaço muscular” na extremidade esquerda e a “sensação mais desagradável possível relacionada ao cansaço muscular” na extremidade direita (GIL et al., 1998).

3.2.5 Demais materiais

- Goniômetro Universal de plástico (CARCI)
- Fita métrica
- Lápis dermográfico
- Esparadrapo
- Gel
- Nível de prumo
- Bicicleta ergométrica estacionária (Vitally)

3.3. PROCEDIMENTOS

Depois de avaliadas pela ficha de avaliação do LAIOT e classificadas em Grupo Controle e SDFP, as voluntárias foram esclarecidas sobre a pesquisa recebendo todas as instruções necessárias, familiarizando-se os membros da equipe, os equipamentos, os exercícios propostos, o comando verbal e o preenchimento adequado da EVA sobre a intensidade e desagradabilidade da dor e fadiga.

3.3.1. Avaliação do torque isométrico máximo e da atividade elétrica

Aquecimento

Foram realizadas 3 séries de auto-alongamento, mantidos durante 30 segundos, com um repouso de 15 segundos, para os músculos quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural. Imediatamente após, as voluntárias foram instruídas a pedalar uma bicicleta ergométrica estacionária (Vitality) por 5 minutos, sem carga, mantendo uma velocidade de 25 km/h, com o intuito de se prevenir qualquer tipo de lesão osteomioarticular.

Preparação da pele, posicionamento e fixação dos eletrodos

Nas regiões da pele onde os eletrodos seriam colocados foram realizadas primeiramente a tricotomia, sendo a pele posteriormente abrasada e limpa com álcool 70% a fim de diminuir sua impedância (PORTNEY, 1993).

Para a colocação dos eletrodos no VMO, VLL, e VLO, foi traçada uma linha da espinha íliaca ântero-superior ao centro da patela, para servir de referência na medida dos ângulos de inclinação de cada porção (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004). O eletrodo de captação do potencial elétrico do VMO (Figura 6) foi posicionado a 4 cm da borda súpero-medial da patela (HANTEN & SCHULTHIES, 1990) num ângulo de 50-55° de inclinação à linha que une o centro da patela com a espinha íliaca ântero-superior (LIEB & PERRY, 1968). A atividade elétrica do VLL foi captada por um eletrodo colocado a 15 cm da borda supero-lateral da patela com ângulo de inclinação de aproximadamente 13,6° com a linha descrita anteriormente (Figura 6) (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004). E o eletrodo que

captou o sinal eletromiográfico do VLO foi posicionado a 2,2 cm do epicôndilo lateral do fêmur com inclinação de $50,4^\circ$ (Figura 6) (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004).

Todos os eletrodos foram fixados paralelamente às fibras musculares, com o sítio de detecção perpendicularmente as fibras (DeLUCA, 1997) e o eletrodo de referência foi posicionado sobre a tuberosidade da tíbia do membro avaliado. O goniômetro universal (Carci) foi utilizado para posicionar os eletrodos nos diferentes ângulos de inclinação.

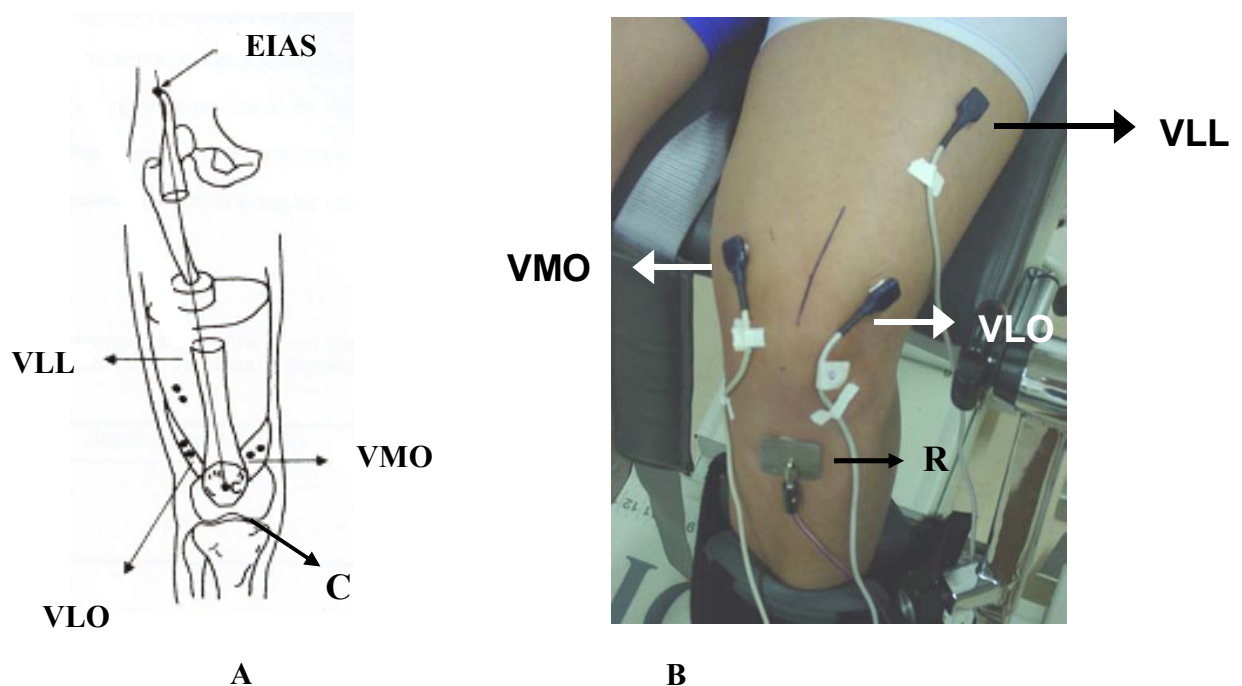


Figura 6: A) Representação esquemática da localização e fixação dos eletrodos. O posicionamento dos eletrodos nos músculos foi de acordo com a inclinação de cada porção muscular em relação à linha da espinha íliaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela (C): vasto medial oblíquo (VMO) $50 - 55^\circ$ de inclinação; vasto lateral longo (VLL) $13,6^\circ$ de inclinação e vasto lateral oblíquo (VLO) $50,4^\circ$ de inclinação. (Figura extraída de: BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004, com permissão); B) Fixação dos eletrodos sobre os ventres dos músculos VMO, VLL e VLO e do eletrodo de referência (R) de uma voluntária do grupo Controle.

Realização dos testes

A voluntária foi devidamente posicionada na cadeira do dinamômetro isocinético com o tronco estabilizado por cintos de contenção torácico e pélvico, e foram instruídas a cruzar os braços na parte anterior do tronco durante o teste (Figura 8)

O torque isométrico máximo foi analisado com a articulação do quadril fletida a 100° e o eixo mecânico de rotação do dinamômetro (eixo mecânico do braço de resistência) foi alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur (eixo de rotação da articulação do joelho). No membro avaliado, a resistência foi aplicada no terço distal da perna, 2cm acima do maléolo lateral (Figura 8).

Em seguida, foram realizadas 5 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de extensão do joelho, nos ângulos de 20° , 30° , 50° , 60° e 90° de flexão de joelho, selecionados aleatoriamente por sorteio. Cada contração teve duração de 6 segundos e um repouso de 30 segundos entre cada contração e de 2 minutos em cada angulação, para se evitar a fadiga. As voluntárias foram orientadas a realizar seu esforço máximo de contração durante todo o período das CIVM de extensão de joelho.

Durante o teste, o sujeito foi encorajado verbalmente pelo examinador a empurrar o braço de alavanca do dinamômetro o mais forte possível e manter, até ser instruído a parar, da seguinte forma: “*Atenção, prepara, vai, força, força, força....relaxe!*”. Também foi dado um *feedback* visual, permitindo que o paciente acompanhasse no monitor do dinamômetro a sua frente a representação gráfica dos seus esforços, plotado em tempo real, com o objetivo de manter a curva do torque o mais estável possível. Foi utilizada a média do torque isométrico máximo de 5 CIVM.

Assim que iniciou a coleta dos dados pelo dinamômetro isocinético, o eletromiógrafo foi acionado simultaneamente pelo examinador, mas não sincronicamente.

Antes de iniciar as contrações, o dinamômetro isocinético foi devidamente calibrado de acordo com o manual oferecido pelo fabricante, realizou-se a medida do torque produzido pela força peso da perna, com a articulação do joelho posicionado em cada um dos ângulos estudado e os canais do Módulo Condicionador de Sinais, que seriam utilizados para a captação dos sinais dos eletrodos ativos diferenciais simples de superfície, foram calibrados de acordo com o manual do fabricante.

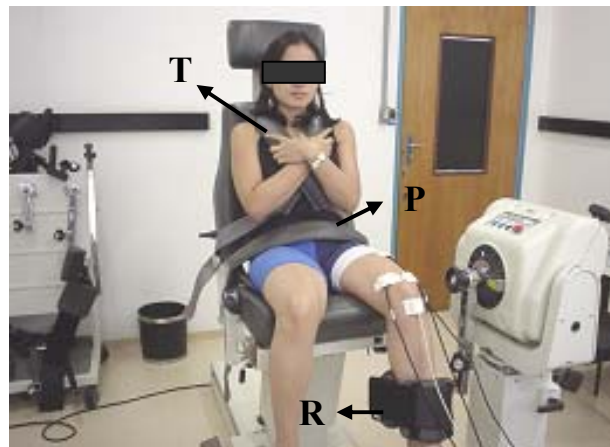


Figura 7: Posicionamento da voluntária na cadeira do dinamômetro isocinético, durante a CIVM de 60° de flexão de joelho, estabilizada com cintos de contenção do torácico (T) e pélvico (P) e resistência no membro avaliado (R).

3.3.2 Normalização dos dados

Considerando a grande variabilidade do sinal de EMG quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes, nesta pesquisa os valores do sinal EMG foram normalizados com a técnica que consiste na transformação dos valores absolutos de amplitude, das diferentes curvas que se pretende comparar, em valores relativos a um sinal EMG de referência considerado como 100% (PORTNEY, 1993).

Os dados foram normalizados por meio do registro da atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO nos exercícios de CIVM com o joelho fletido a 90 graus e a articulação do tornozelo em posição neutra.

A média dos valores dos registros EMG obtidos nos exercícios de extensão do joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus, foram expressos como porcentagem do exercício de CIVM de extensão do joelho a 90 graus. Assim, o valor da RMS (μV) obtido pela média das 5 repetições de cada contração foi dividido pelo valor da RMS da média do

registro das 5 repetições das CIVM's de extensão do joelho a 90 graus, e multiplicado por 100, descrito por HANTEM & SCHULTIES (1990) matematicamente desta forma:

O valor máximo de RMS obtido neste exercício foi utilizado como valor de referência para a normalização, que é descrito matematicamente como:

$$\frac{\text{Valor máximo de RMS do exercício realizado na posição } x}{\text{Valor máximo de RMS de CIVMA à } 90^{\circ}} \times 100$$

3.3.3 Avaliação da dor e fadiga

Antes de iniciar a realização dos exercícios, as voluntárias foram treinadas a preencher a ficha de avaliação da dor e fadiga, pela escala visual analógica, sendo explicado o significado de intensidade e desagradabilidade da dor e/ou fadiga.

A marcação na ficha foi realizada antes de iniciar qualquer tipo de contração e imediatamente após a realização de todos os exercícios propostos nos diversos ângulos.

A mensuração do preenchimento da ficha foi feita utilizando-se uma régua, medindo a distância entre o início da linha (extremidade esquerda) e o ponto marcado pela voluntária, sendo o valor obtido multiplicado por 2, obtendo-se assim, o valor final numa escala de 0 a 100 milímetros.

3.3.4. Avaliação do Posicionamento da Patela

Inicialmente, as voluntárias foram orientadas para que retirassem qualquer objeto de metal que possuíssem. As voluntárias foram então encaminhadas para o posicionamento no equipamento de RMNI e permaneceram em decúbito dorsal com o joelho fletido a 30° e o quadríceps relaxado (KUJALA et al., 1989; KUJALA et al., 1989a). Para manter o joelho posicionado neste ângulo e relaxado, foi utilizado um suporte de isopor sob o joelho a ser avaliado de cada voluntária.

Em seguida, foi realizada uma imagem localizadora no plano sagital, posicionando-se a segunda secção sobre o pólo inferior da patela (Figura 8). Foram então obtidas 9 imagens no plano axial (transversal), avaliando-se:

- Ângulo do Sulco (AS): formado pela interseção das linhas que passam tangencialmente às facetas medial e lateral da tróclea (GAO & WAITE, 1996; WITONSKI & GÓRAJ, 1999; MERCHANT, 2001, HARMAN et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003). MERCHANT (2001) sugere um valor de referência de 138° como média normal para este ângulo, estando intimamente relacionado à instabilidade da articulação (Figura 9);
- Ângulo de Congruência (AC): formado pela bissetriz do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha que sai do sulco da tróclea até o ápice da patela (GAO & WAITE, 1996; WITONSKI & GÓRAJ, 1999; MERCHANT, 2001, BULL et al., 2002; HARMAN et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003). Este ângulo apresenta valores negativos com o deslizamento da patela para medial e positivos com o deslizamento para a lateral (Figura 10). MERCHANT (2001) sugere um valor médio de referência de -6° , sendo utilizado para avaliar a subluxação.
- Ângulo de Inclinação Patelar (AIP): formado por uma linha que passa tangencialmente a faceta patelar lateral e por outra linha que passa tangencialmente pelos côndilos posteriores (GAO & WAITE, 1996; WITONSKI & GÓRAJ, 1999; MERCHANT, 2001, BULL et al., 2002; HARMAN et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003) (Figura 11).
- Deslizamento Lateral da Patelar (DLP): distância entre 2 limites verticais paralelos que tangenciam a borda medial da patela e o ponto mais anterior do côndilo medial; ambos cortando perpendicularmente uma linha que tangencia os côndilos posteriores do fêmur (Figura 12) (GAO & WAITE, 1996; WITONSKI & GÓRAJ, 1999; MERCHANT, 2001, BULL et al., 2002; HARMAN et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003).

Todas as imagens foram analisadas e para selecionar a melhor imagem para análise, realizou-se as medidas dos diâmetros em todos os cortes das patelas, selecionado a que apresentasse o maior diâmetro para realizar as mediadas de posicionamento da patela. Utilizou-se o *software NIH Image* (POWERS, 2004), para tais avaliações, realizando-se 3 medidas e obtendo-se uma média .

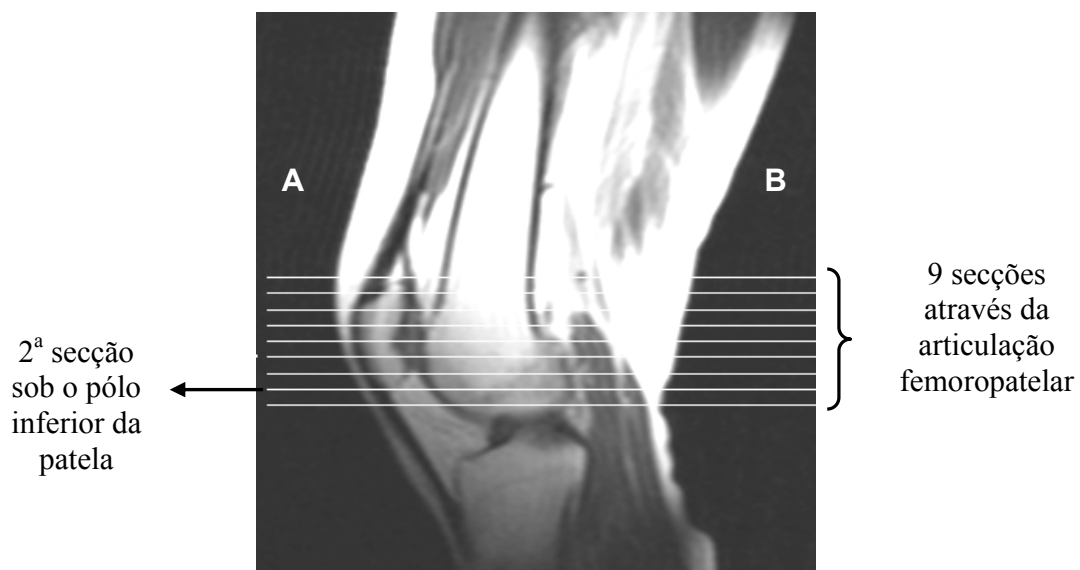


Figura 8: Imagem localizadora no plano sagital demonstrando as 9 secções através da articulação femoropatelar. A 2ª secção está sobre o pólo inferior da patela. A) Região anterior do joelho; B) Região posterior do joelho.

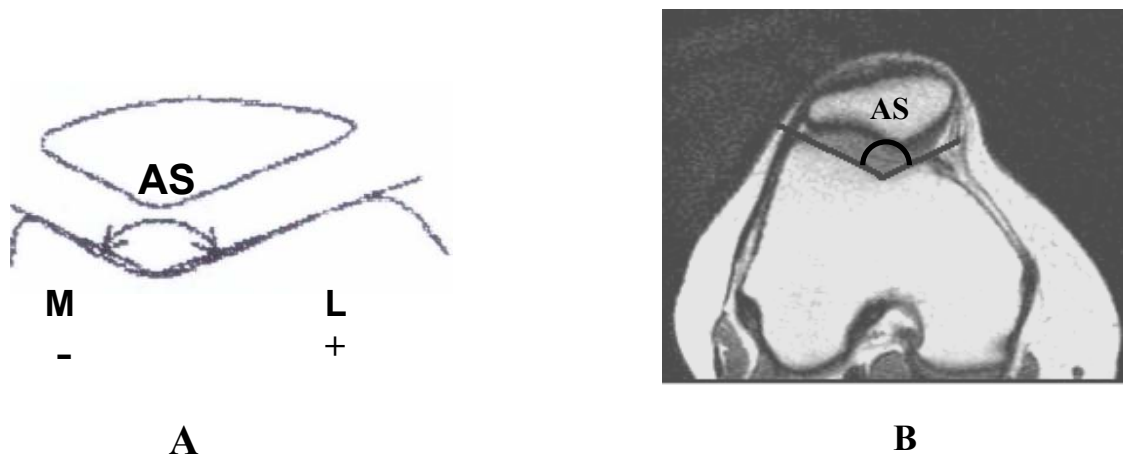


Figura 9: **A)** Ângulo do sulco troclear (AS): formado pela interseção das linhas que passam tangencialmente às facetas medial (M) e lateral (L) da tróclea (Modificado de KATCHBURIAN *et al.*, 2003). **B)** Avaliação do Ângulo do sulco troclear (AS) através da RMNI do joelho E de uma voluntária com SDFP

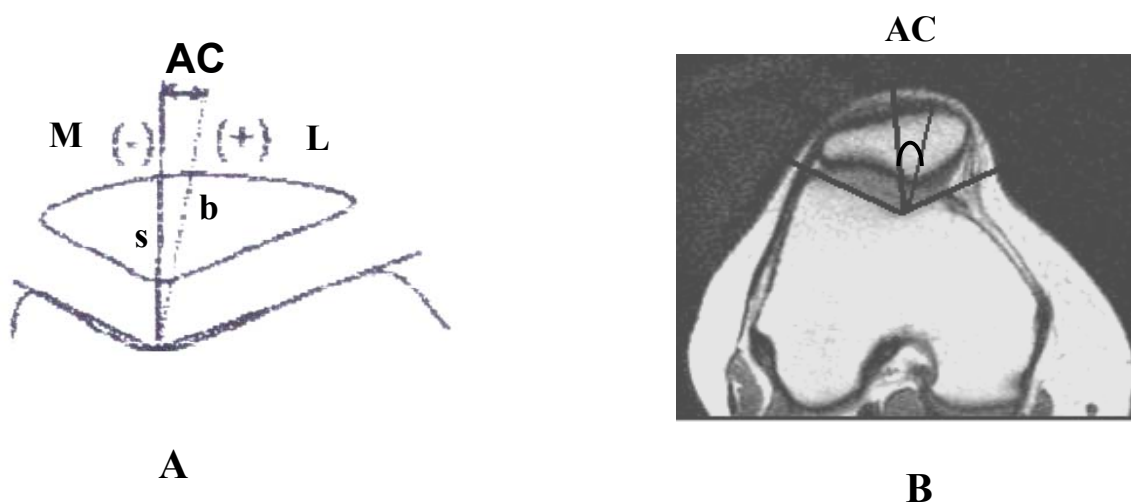


Figura 10: **A)** Ângulo de congruência (AC): obtido pela bissetriz (b) do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha (s) formada entre o sulco da tróclea e o ápice da patela. (Modificado de KATCHBURIAN *et al.*, 2003). **B)** Avaliação do Ângulo de congruência (AC) através da RMNI do joelho E de uma voluntária com SDFP

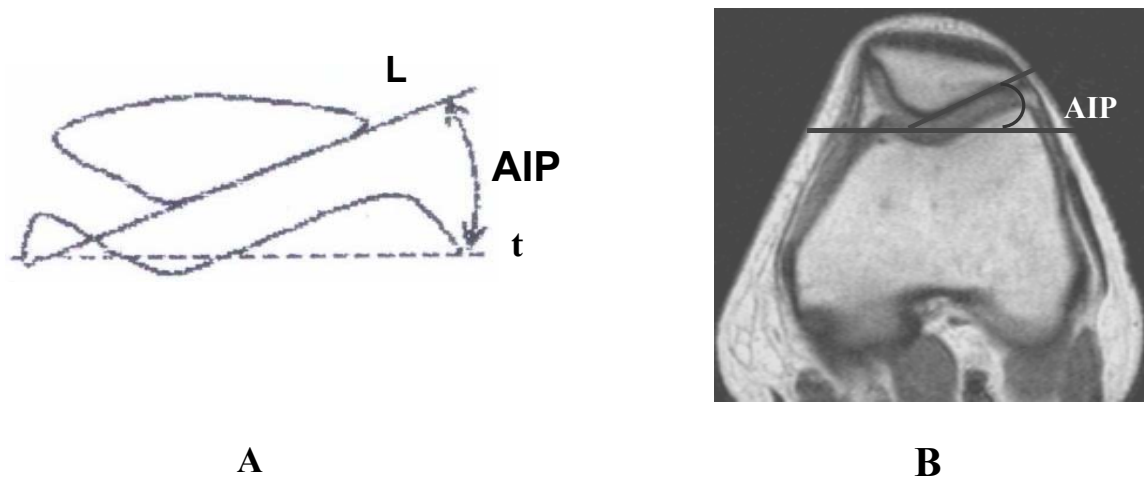


Figura 11: **A)** Ângulo de inclinação patelar (AIP): formado por uma linha que passa tangencialmente a faceta patelar lateral (L) e por outra linha que passa pelos côndilos posteriores (t). (Modificado de KATCHBURIAN *et al.*, 2003). **B)** Avaliação do Ângulo de inclinação da patela (AIP) através da RMNI do joelho D de uma voluntária com SDFP

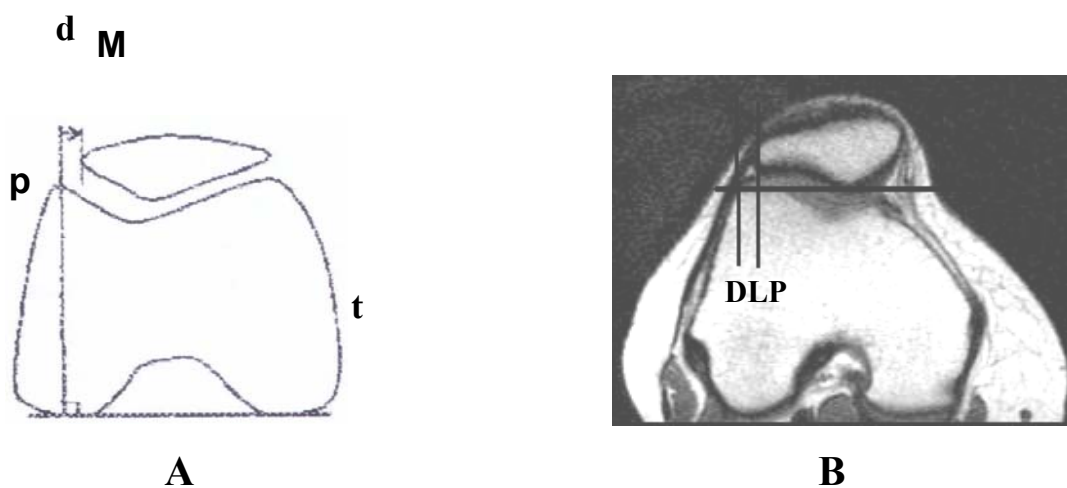


Figura 12: **A)** Deslizamento lateral da patelar (DLP): distância (d) entre 2 limites verticais paralelos que tangenciam a borda medial da patela (M) e o ponto (p) mais anterior do côndilo medial; ambos cortando perpendicularmente uma linha (t) que tangencia os côndilos posteriores do fêmur (Modificado de KATCHBURIAN *et al.*, 2003). **B)** Avaliação do Deslocamento lateral da patela (DLP) através da RMNI do joelho E de uma voluntária com SDFP

3.3.5. Análise Estatística

Antes da análise estatística da EMG e do TIM, foram realizados testes de normalidade e análise descritiva dos dados. Os cálculos foram realizados no *software* estatístico R.

Para analisar os dados eletromiográficos, foram realizadas Análise de Variância de Medidas Repetidas para ângulos, dentro de músculos, para cada grupo; e músculos dentro de ângulos para cada grupo. Nos casos onde os efeitos foram significativos, os níveis dos fatores foram comparados através de Análise de Contrastes.

Para avaliar as diferenças entre grupos para a variável TIM foi realizada uma Análise de Variância de Medidas Repetidas. Para ângulos foi realizada Análise de Variância de Medidas Repetidas separadamente para cada grupo.

Para avaliar o posicionamento da patela entre os grupos SDFP e Controle foi utilizado o teste *Mann-Whitney U*. A normalidade foi testada com *Shapiro-Wilks W* teste.

Posteriormente, a análise da intensidade e desagradabilidade da dor e da fadiga muscular, foi realizada utilizando a Análise de Variância – *One Way* – onde a variável de interesse é a diferença entre antes e depois e o fator é o grupo. Dentro de cada grupo foi realizado o Teste t –Pareado.

O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados inicialmente, os resultados da EMG intra e intermúsculos (VMO, VLL e VLO), nos dois grupos (Controle e com Síndrome da Dor Femoropatelar – SDFP) e também separadamente, nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, no exercício de CIVM de extensão de joelho, em CCA.

Posteriormente, serão apresentadas as análises do TIM do músculo quadríceps do grupo Controle e com SDFP, separadamente, nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, no exercício de CIVM de extensão de joelho, em CCA e, em seguida será apresentada a análise intergrupos dos músculos da coxa nos mesmos ângulos.

Logo após, serão apresentadas as análises do posicionamento da patela por meio do AS, AC, AIP e DP, avaliadas pela RMNI, do grupo Controle comparados com SDFP a 30 graus de flexão de joelho com o quadríceps relaxado.

Finalizando, será apresentada a análise da intensidade e da desagradabilidade da dor e da fadiga muscular antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho dos grupos Controle e com SDFP e entre os dois grupos.

4.1. Atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO dos indivíduos do Grupo Controle, nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus

Análise intramúsculo

VMO

Os resultados desta pesquisa mostraram que a atividade elétrica do músculo VMO foi maior no ângulo de 60° em relação à atividade elétrica a 30° ($p = 0,0425$) e a 20° ($p = 0,0233$) de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle durante exercício de CIVM de extensão de joelho (Tabela 2)

Tabela 2: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VMO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle ($n = 12$)

	VMO			
	20°	30°	50°	60°
Média	65,81	67,74	73,29	76,27 *
Desvio Padrão	18,34	16,34	26,13	20,13

* diferença significativa em relação ao ângulo de 30° ($p = 0,0425$) e de 20° ($p = 0,0233$)

VLL

Em relação à atividade elétrica do músculo VLL, os resultados desta pesquisa revelaram que não houve diferença significativa nos diferentes ângulos estudados ($p > 0,05$) dos indivíduos do Grupo Controle durante exercício de CIVM de extensão de joelho (Tabela 3).

Tabela 3: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLL (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle (n = 12)

	VLL			
	20°	30°	50°	60°
Média	78,52	79,82	81,58	84,78
Desvio Padrão	29,03	25,34	22,62	20,26

($p > 0,05$).

VLO

A atividade elétrica do músculo VLO foi maior no ângulo de 60° em relação à atividade elétrica no ângulo de 50° ($p = 0,0064$), de 30° ($p = 0,0028$) e de 20° ($p = 0,0130$), de flexão de joelho dos indivíduos do Grupo Controle durante exercício de CIVM de extensão de joelho (Tabela 4).

Tabela 4: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle (n = 12)

	VLO			
	20°	30°	50°	60°
Média	45,15	45,20	49,33	54,91 *
Desvio Padrão	17,94	15,17	12,81	14,24

* diferença significativa em relação ao ângulo de 50° (p = 0,0064), 30° (p = 0,0028) e 20° (p = 0,0130)

4.2. Avaliação dos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus na atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO dos indivíduos do Grupo Controle

Análise intermúsculos

Ângulo de 20 graus

Os resultados desta pesquisa revelaram que a 20 graus de flexão de joelho, os músculos VMO e VLL apresentaram maior atividade elétrica que o músculo VLO, com $p = 0,0022$ e $p = 0,0034$ respectivamente, nos indivíduos do Grupo Controle. Esta diferença não foi verificada entre os músculos VMO e VLL ($p = 0,110$) (Tabela 5).

Tabela 5: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) no ângulo de 20 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle (n = 12)

20°			
	VMO	VLL	VLO
Média	65,81 **	78,52 *	45,15
Desvio padrão	18,34	29,03	17,94

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO (p = 0,0022)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO (p = 0,0034)

Ângulo de 30 graus

Os resultados revelaram que a 30 graus de flexão de joelho, os músculos VMO e VLL apresentaram maior atividade elétrica que o músculo VLO, apresentando p = 0,0004 e p = 0,0016 respectivamente, nos indivíduos do Grupo Controle. Esta diferença não foi verificada entre os músculos VMO e VLL (p = 0,1065) (Tabela 6).

Tabela 6: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA a 90°) no ângulo de 30 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle (n = 12)

30°			
	VMO	VLL	VLO
Média	67,74 **	79,82 *	45,20
Desvio padrão	16,34	25,34	15,17

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO (p = 0,0004)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO (p = 0,0016)

Ângulo de 50 graus

Resultado similar foi encontrado no ângulo de 50 graus de flexão de joelho, nos indivíduos do Grupo Controle, onde os músculos VMO e VLL também apresentaram atividade elétrica significativamente maior que o músculo VLO, com $p = 0,0046$ e $p = 0,0016$ respectivamente. Esta diferença não foi verificada entre os músculos VMO e VLL ($p = 0,2697$) (Tabela 7).

Tabela 7: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 50 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle (n = 12)

	50°		
	VMO	VLL	VLO
Média	73,29 **	81,58 *	49,33
Desvio padrão	26,13	22,62	12,81

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO ($p = 0,0046$)

* Diferença significativa do VLL em relação VLO ($p = 0,0016$)

Ângulo de 60 graus

Também foram encontradas uma maior atividade elétrica dos músculos VMO e VLL em relação ao VLO no ângulo de 60 graus de flexão de joelho, nos indivíduos do Grupo Controle, com $p = 0,0035$ e $p = 0,0023$ respectivamente,. Esta diferença não foi verificada entre os músculos VMO e VLL ($p = 0,2114$) (Tabela 8).

Tabela 8: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle (n = 12)

	60°		
	VMO	VLL	VLO
Média	76,27 **	84,78 *	54,91
Desvio padrão	20,13	20,26	14,24

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO (p = 0,0035)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO (p = 0,0023)

4.3. Atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO dos indivíduos do Grupo com SDFP nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus

Análise intramúsculo

VMO

Os resultados mostraram que a atividade elétrica do músculo VMO foi significativamente maior no ângulo de 30° em relação à atividade elétrica no ângulo de 20° (p = 0,0154) de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP durante exercício de CIVM de extensão de joelho. Nos demais ângulos a diferença não foi significativa (Tabela9)

Tabela 9: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VMO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP (n = 12)

	VMO			
	20°	30°	50°	60°
Média	57,07	62,79 *	61,63	61,76
Desvio Padrão	11,10	16,05	17,02	17,57

* diferença significativa em relação ao ângulo de 20° (p = 0,0154)

VLL

Os resultados revelaram que a atividade elétrica do músculo VLL foi significativamente maior no ângulo de 30° do que no ângulo de 20° (p = 0,0351) de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP durante exercício de CIVM de extensão de joelho. Nos demais ângulos as diferenças encontradas não foram significativas (Tabela 10).

Tabela 10: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLL (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP (n = 12)

	VLL			
	20°	30°	50°	60°
Média	75,80	81,92 *	78,67	76,53
Desvio Padrão	21,87	24,45	17,88	15,73

* diferença significativa em relação ao ângulo de 20° (p = 0,0351)

VLO

Os resultados desta pesquisa revelaram que a atividade elétrica do músculo VLO dos indivíduos do Grupo com SDFP, foi significativamente maior nos ângulos de 30° ($p = 0,0037$), 50° ($p = 0,0190$) e 60° ($p = 0,0068$) de flexão de joelho em relação ao ângulo de 20°, durante exercício de CIVM de extensão de joelho demais ângulos não apresentaram diferenças significativas (Tabela 11).

Tabela 11: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) do músculo VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP ($n = 12$)

	VLO			
	20°	30°	50°	60°
Média	42,25	47,60 *	50,14 **	50,52 ***
Desvio Padrão	12,25	15,12	13,47	12,83

* diferença significativa em relação ao ângulo de 20° ($p=0,0037$)

** diferença significativa em relação ao ângulo de 20° ($p = 0,0190$)

*** diferença significativa em relação ao ângulo de 20° ($p = 0,0068$)

4.4. Avaliação dos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus na atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO dos indivíduos do Grupo com SDFP

Análise intermúsculos

Ângulo de 20 graus

Os resultados desta pesquisa revelaram que a 20 graus de flexão de joelho o músculo VLL apresentou atividade elétrica significativamente maior do que a do músculo VMO ($p = 0,0075$) e que os músculos VMO e VLL apresentaram maior atividade elétrica que o VLO ($p = 0,0033$ e $p = 0,0008$ respectivamente), em indivíduos do Grupo com SDFP (Tabela 12).

Tabela 12: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 20 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP (n = 12)

	20°		
	VMO	VLL	VLO
Média	57,07 **	75,80 *	42,25
Desvio padrão	11,10	21,87	12,25

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO (p = 0,0033)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VMO (p = 0,0075)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO (p = 0,0008)

Ângulo de 30 graus

Os resultados revelaram que a 30 graus de flexão de joelho a atividade elétrica do músculo VLL foi significativamente maior do que a do músculo VMO (p = 0,0107) e que os músculos VMO e VLL apresentaram maior atividade elétrica que o VLO (p = 0,0082 e p = 0,0009 respectivamente), nos indivíduos do Grupo com SDFP (Tabela 13)

Tabela 13: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 30 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP (n = 12)

	30°		
	VMO	VLL	VLO
Média	62,79 **	81,92 *	47,60
Desvio padrão	16,05	24,45	15,12

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO (p = 0,0082)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VMO (p = 0,0107)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO (p = 0,0009)

Ângulo de 50 graus

Também foi encontrada uma atividade elétrica significativamente maior do músculo VLL em relação ao músculo VMO ($p = 0,0191$) e os músculos VMO e VLL também apresentaram maior atividade elétrica que o músculo VLO ($p = 0,0281$ e $p = 0,0005$ respectivamente), nos indivíduos do Grupo com SDFP , a 50 graus de flexão de joelho (Tabela 14).

Tabela 14: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 50 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP ($n = 12$)

	50°		
	VMO	VLL	VLO
Média	61,63 **	78,67 *	50,14
Desvio padrão	17,02	17,88	13,47

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO ($p = 0,0281$)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VMO ($p = 0,0191$)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO ($p = 0,0005$)

Ângulo de 60 graus

Resultado similar foi encontrado no ângulo de 60 graus de flexão de joelho, em relação ao músculo VLL que apresentou atividade elétrica significativamente maior que do músculo VMO ($p = 0,0184$) e os músculos VMO e VLL que apresentaram atividade elétrica maior que o VLO ($p = 0,0301$ e $p = 0,0012$ respectivamente), nos indivíduos do Grupo com SDFP (Tabela 15).

Tabela 15: Média e desvio padrão dos valores dos registros EMG (RMS) dos músculos VMO, VLL e VLO (normalizados pela porcentagem da CIVM de extensão do joelho em CCA 90°) no ângulo de 60 graus de flexão de joelho, dos indivíduos do Grupo com SDFP (n = 12)

	60°		
	VMO	VLL	VLO
Média	61,76 **	76,53 *	50,52
Desvio padrão	17,57	15,73	12,83

** Diferença significativa do VMO em relação ao VLO (p = 0,0012)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VMO (p = 0,0184)

* Diferença significativa do VLL em relação ao VLO (p = 0,0301)

4.5. Análise do Torque Isométrico Máximo do músculo quadríceps dos indivíduos do Grupo Controle durante a CIVM de extensão do joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho em CCA

Análise intra-grupos

Grupo Controle

Os resultados evidenciaram diferenças significativas do TIM do músculo quadríceps durante CIVM de extensão de joelho, dos indivíduos do Grupo Controle no ângulo de 60° em relação aos ângulos de 50° ($p < 0,0001$), de 30° ($p < 0,0001$) e de 20° ($p < 0,0001$); no ângulo de 50° em relação aos ângulos de 30° ($p < 0,0001$) e de 20° ($p < 0,0001$); e no ângulo de 30° em relação ao ângulo de 20° ($p < 0,0001$) (Tabela 16).

Tabela 16: Média e desvio padrão do TIM (N.m) do músculo quadríceps dos indivíduos do Grupo Controle, durante CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus

	TIM (N.m)			
	20°	30°	50°	60°
Controle	33,63	55,70 ***	104,34 **	126,36 *
Desv Padrão	3,88	6,07	16,79	17,47

* diferença significativa em relação aos ângulos de 50° ($p < 0,0001$); 30° ($p < 0,0001$) e 20° ($p < 0,0001$)

** diferença significativa em relação aos ângulos de 30° ($p < 0,0001$) e 20° ($p < 0,0001$)

*** diferença significativa em relação ao ângulo de 20° ($p < 0,0001$).

Grupo com SDFP

Foram encontradas diferenças significativas do TIM do músculo quadríceps de indivíduos do Grupo com SDFP, durante CIVM de extensão de joelho, , no ângulo de 60° em relação aos ângulos de 50° ($p = 0,0043$), 30° ($p < 0,0001$) e 20° ($p < 0,0001$); no ângulo de 50° em relação aos ângulos de 30° ($p < 0,0001$) e 20° ($p < 0,0001$) e no ângulo de 30° em relação ao ângulo de 20° ($p < 0,0001$) (Tabela 17).

Tabela 17: Média e desvio padrão do TIM (N.m) do músculo quadríceps de indivíduos dos indivíduos do Grupo com SDFP, durante CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus

	TIM (N.m)			
	20°	30°	50°	60°
SDFP	35,63	58,21 ***	103,65 **	119,07*
Desv Padrão	10,31	13,39	24,42	36,99

* diferença significativa em relação aos ângulos de 50° ($p = 0,0043$); 30° ($p < 0,0001$) e 20° ($p < 0,0001$)

** diferença significativa em relação aos ângulos de 30° ($p < 0,0001$) e 20° ($p < 0,0001$)

*** diferença significativa em relação ao ângulo de 20° ($p < 0,0001$)

Análise Inter-grupos

Nossos resultados revelaram que, não houve diferença significativa do TIM ($p=0,662$) entre os grupos Controle e com SDFP, em todos os exercícios realizados (Tabela 18).

Tabela 18: Média e desvio padrão do TIM (N.m) do músculo quadríceps dos indivíduos dos grupos Controle (n = 12) e com SDFP (n = 12), durante CIVM de extensão de joelho nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus

	TIM (N.m)							
	20°		30°		50°		60°	
	média	dp	média	dp	média	dp	média	dp
Controle	33,63	3,88	55,70	6,07	104,34	16,79	126,36	17,47
SDFP	35,63	10,31	58,21	13,39	103,65	24,42	119,07	36,99

(p>0,05)

4.6. Avaliação das medidas do posicionamento da patela: Análise do ângulo do sulco, ângulo de congruência, ângulo de inclinação patelar e deslizamento lateral da patela, dos indivíduos dos grupos Controle e com SDFP no ângulo de 30° de flexão de joelho

Ângulo do Sulco (AS)

Os resultados revelaram que o AS dos indivíduos do Grupo com SDFP foi significativamente maior do que o AS dos indivíduos do Grupo Controle, no ângulo de 30° de flexão de joelho com o quadríceps relaxado, realizado no plano axial por meio da RMNI, em CCA (p=0,02) (Tabela 19)

Tabela 19: Média e desvio padrão do AS (em graus) dos indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, com o joelho fletido a 30° e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI no plano axial (n=12)

	AS (°)	
	Controle	SDFP
Média	133,58	140,23 *
Desvio padrão	5,62	7,74

* Diferença significativa (p=0,02)

Ângulo de Congruência (AC)

Verificou-se que o AC foi significativamente maior nos indivíduos do Grupo Controle em relação aos indivíduos do Grupo com SDFP, no ângulo de 30° de flexão de joelho com o quadríceps relaxado, realizado no plano axial por meio da RMNI, em CCA ($p=0,01$) (Tabela 20)

Tabela 20: Média e desvio padrão do AC (em graus) dos indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, com o joelho fletido a 30° e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI no plano axial (n=12)

	AC (°)	
	Controle	SDFP
Média	-20,35 *	-8,51
Desvio padrão	9,26	8,30

* Diferença significativa ($p=0,01$)

Ângulo de Inclinação Patelar (AIP)

Não houve diferença significativa no AIP ao se comparar os indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, no ângulo de 30° de flexão de joelho com o quadríceps relaxado, realizado no plano axial por meio da RMNI, em CCA ($p=0,54$) (Tabela 21)

Tabela 21: Média e desvio padrão do AIP (em graus) dos indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, com o joelho fletido a 30° e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI plano axial (n=12)

	AIP (°)	
	Controle	SDFP
Média	11,73	12,85
Desvio padrão	4,19	3,97

(p=0,54)

Deslizamento Lateral da Patela (DLP)

Ao analisar o DLP (mm), não houve diferença significativa entre os indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, no ângulo de 30 graus de flexão de joelho com o quadríceps relaxado, realizado no plano axial por meio da RMNI, em CCA (p=0,15) (Tabela 22)

Tabela 22: Média e desvio padrão do DLP (mm) dos indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, com o joelho fletido a 30 graus e quadríceps relaxado, avaliado pela RMNI no plano axial (n=12)

	DLP (mm)	
	Controle	SDFP
Média	4,38	1,93
Desvio padrão	3,48	4,46

(p=0,15)

4.7 Avaliação da intensidade e desagradabilidade da dor e da fadiga muscular antes e após a realização dos exercícios de CIVM de extensão do joelho dos indivíduos dos grupos Controle e com SDFP

Intensidade e desagradabilidade da dor

Ao analisar a intensidade e desagradabilidade da dor, nos indivíduos com SDFP (Figura 13), os resultados revelaram diferença significativa tanto da intensidade ($p < 0,0001$), quanto da desagradabilidade da dor ($p < 0,0001$) antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho. Essa diferença entretanto, não foi evidenciada na intensidade ($p = 0,55$) nem na desagradabilidade da dor ($p = 0,64$) do grupo Controle (Figura 14).

Em relação a comparação da intensidade e desagradabilidade da dor entre os grupos Controle e com SDFP, os resultados evidenciaram ainda que tanto a intensidade ($p = 0,0004$) quanto a desagradabilidade ($p = 0,0006$) da dor foram significativamente maiores no Grupo com SDFP após os exercícios de CIVM de extensão de joelho (Figura 15).

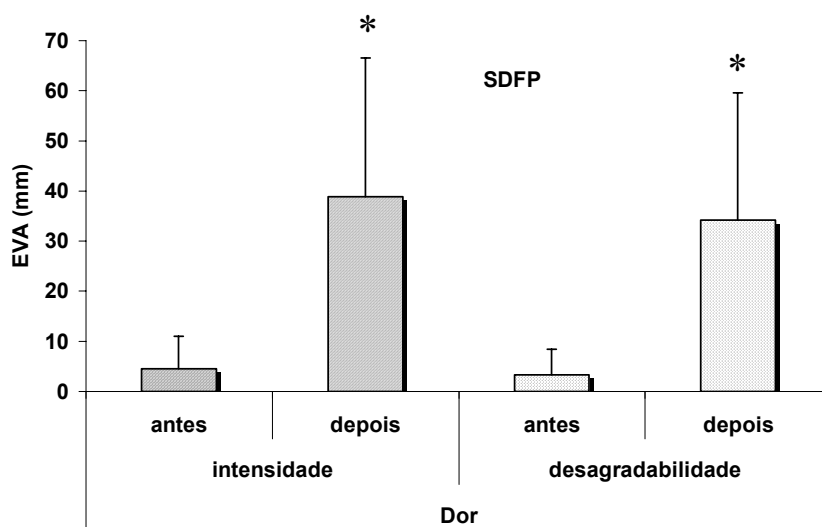


Figura 13: Média e desvio padrão da dor (mm) - intensidade e desagradabilidade da dor antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho dos indivíduos do Grupo com SDFP. (*) Diferença significativa na intensidade ($p < 0,0001$) e desagradabilidade da dor (mm) ($p < 0,0001$)

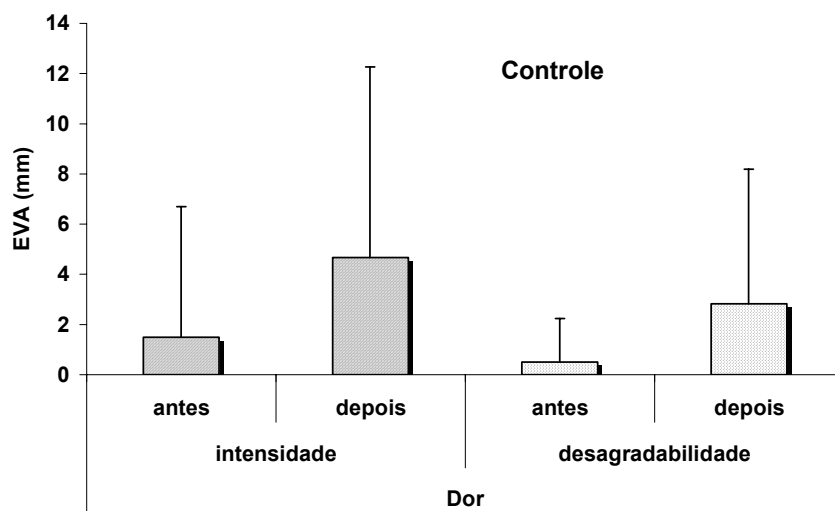


Figura 14: Média e desvio padrão da dor (mm) – intensidade ($p = 0,55$) e desagradabilidade ($p = 0,64$) da dor antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho dos indivíduos do Grupo Controle.

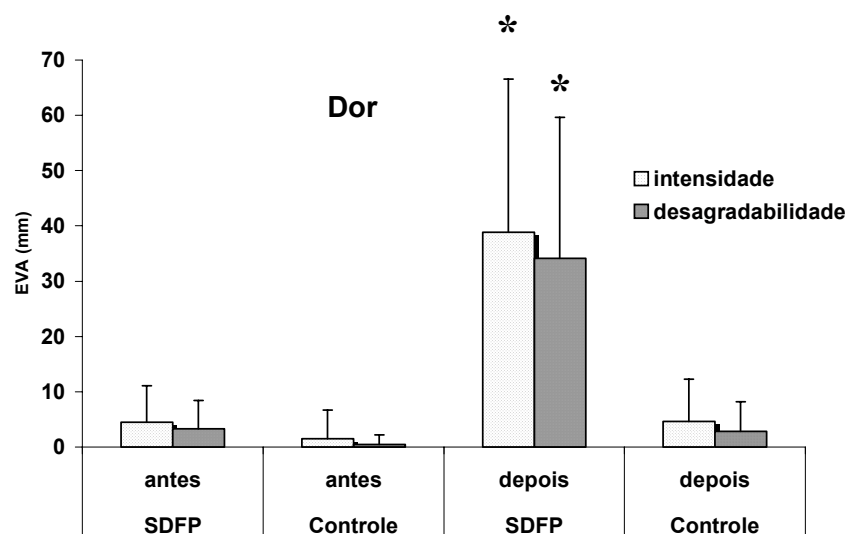


Figura 15: Média e desvio padre da dor (mm) – intensidade e desagradabilidade da dor dos indivíduos dos grupos com SDFP e Controle, antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho. (*) Diferença significativa na intensidade ($p = 0,0004$) e desagradabilidade ($p = 0,0006$).

Intensidade e desagradabilidade da fadiga muscular

Os resultados revelaram diferenças significativas da intensidade ($p < 0,0001$) e da desagradabilidade ($0,0002$) da fadiga nos indivíduos com SDFP antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho (Figura 16). Por outro lado, a diferença no grupo Controle, tanto para a intensidade ($p = 0,29$), quanto para a desagradabilidade, não foi evidenciada ($p = 0,57$) (Figura 17).

Em relação a comparação da intensidade e desagradabilidade da fadiga entre os indivíduos dos grupos Controle e com SDFP, os resultados evidenciaram ainda que tanto a intensidade ($p = 0,016$) quanto a desagradabilidade ($p = 0,009$) da dor foram significativamente maiores no Grupo com SDFP após os exercícios de CIVM de extensão de joelho (Figura 18).

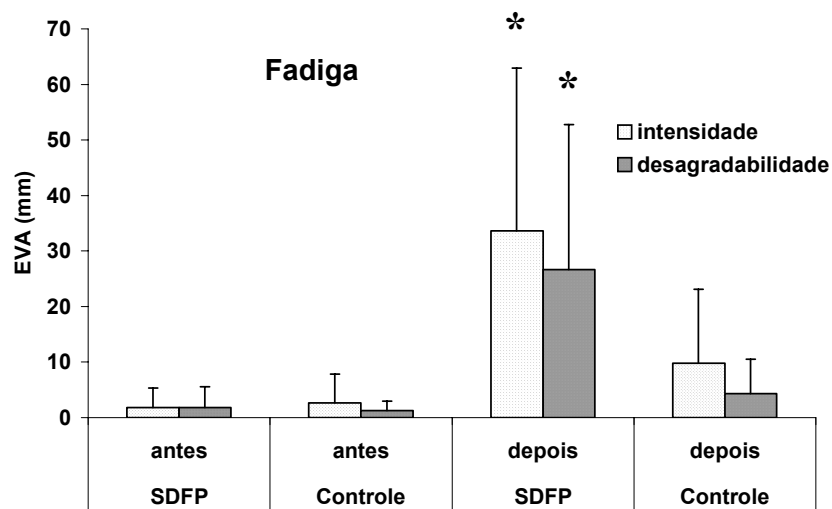


Figura 16: Média e desvio padrão da fadiga - intensidade e desagradabilidade de indivíduos com SDFP, antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho.

(*) Diferença significativa na intensidade ($p = 0,016$) e desagradabilidade ($p = 0,0099$).

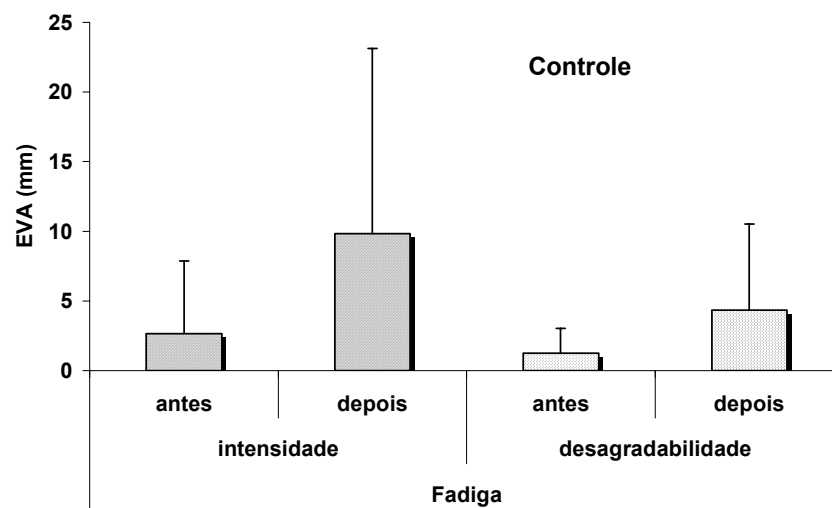


Figura 17: Média e desvio padrão da fadiga – intensidade ($p = 0,29$) e desagradabilidade ($p = 0,57$) do grupo Controle, antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho.

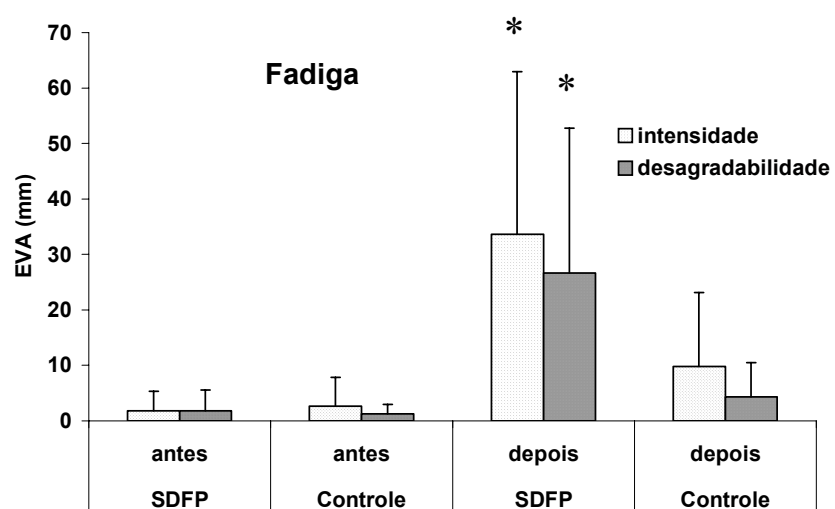


Figura 18: Média e desvio padrão da dor (mm) – intensidade e desagradabilidade de indivíduos com SDFP comparado com os indivíduos do Grupo Controle, antes e após os exercícios de CIVM de extensão de joelho. (*) Diferença significativa na intensidade ($p < 0,0001$) e desagradabilidade ($p = 0,0002$).

5. DISCUSSÃO

Serão discutidos, inicialmente, a atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO, o TIM dos músculos da coxa, dos indivíduos com SDFP e do grupo Controle, nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus de flexão de joelho, durante a CIVM de extensão de joelho, juntamente com a dor e fadiga muscular. Em seguida serão discutidos os resultados das medidas do posicionamento da patela (AS, AC, AIP e DP), avaliadas pela RMNI.

5.1. Eletromiografia

Os resultados revelaram que nos indivíduos do Grupo Controle, a atividade elétrica dos músculos VMO e VLO foi significativamente maior no ângulo de 60 graus, quando comparado com os demais ângulos, enquanto que o VLL apresentou a mesma atividade elétrica em todos os ângulos. Morrish et al. (2003) analisaram, por meio da eletromiografia, as diferenças dos músculos VMO, VLO e o reto femoral de indivíduos normais, durante CIVM a 60° e 90° de flexão de joelho. Seus resultados revelaram que os músculos VMO e VLO apresentaram menor atividade no ângulo de 60° do que a 90°, mostrando, portanto, que a atividade elétrica de ambos músculos depende do ângulo de flexão. Já o músculo RF não apresentou diferença entre os ângulos. De acordo com os autores, os músculos VMO e VLO possuem uma melhor relação comprimento-tensão a 60° do que a 90° o que favoreceria uma maior atividade a 60°, e não menor atividade como foi encontrado, e que com a flexão do joelho, a patela se posiciona mais no sulco troclear, o que influenciaria e favoreceria a atividade elétrica das porções medial e lateral do quadríceps.

Dessa forma, talvez seja a relação comprimento-tensão dos músculos VMO e VLO a 60° e uma melhor congruência entre a patela e o fêmur, neste ângulo, o que tenha favorecido a maior atividade destes músculos nesta angulação em relação aos demais ângulos estudados.

Ainda em relação ao grupo Controle, não foi observada diferença na atividade elétrica entre os músculos VMO e VLL. Da mesma forma, os resultados estão de acordo com Mariani e Caruso (1979) e Reynolds et al.(1983) que analisaram a atividade elétrica dos músculos VMO e VLL de indivíduos do Grupo Controle, nos últimos 30° de extensão de joelho e não encontraram diferença significativa entre a ativação dos dois músculos. Outros autores como Bevilaqua-Grossi et al (2004) também avaliaram a atividade elétrica das mesmas porções musculares, de indivíduos normais, durante CIVM de extensão de joelho a 15°, e não encontraram diferença significativa entre ambos. Os resultados do presente trabalho concordam com os Autores e apesar das diferenças anatômicas, a constituição e a disposição das fibras parecem não promover grandes alterações na relação comprimento-tensão.

Os resultados revelaram também que os músculos VMO e VLL apresentaram atividade elétrica significativamente maior que o VLO. Embora apenas três trabalhos foram encontrados na literatura consultada que avaliassem a atividade elétrica do músculo VLO de indivíduos do Grupo Controle, eles discordaram de nossos resultados. Morrish e Wolege (1997) e Morrish et al. (2003) verificaram um padrão de ativação semelhante entre VMO e VLO, em CCA, durante CIVM a 20 graus de flexão de joelho e a 60° e 90°, respectivamente. Bevilaqua-Grossi et al. (2004) não encontraram diferença significativa entre VMO, VLL e VLO de indivíduos normais, durante CIVM a 15° em CCA. No entanto ao realizarem o mesmo exercício a 90° de flexão de joelho, os músculos VMO e VLO apresentaram o mesmo comportamento e foram significativamente mais ativos do que o VLL.

Já em relação ao Grupo com SDFP a atividade elétrica do músculo VLL foi significativamente maior em relação ao VMO, em todos os ângulos. Estes resultados estão de acordo com Mariani e Caruso (1979) que investigaram os músculos VMO e VL nos últimos 30° de extensão de joelho e com Boucher et al (1992) que analisaram VMO e VL através de CIVM a 30° e ambos verificaram uma diminuição na atividade do VMO do Grupo com SDFP em relação ao VL, constatando um desequilíbrio entre os componentes medial e lateral. Apesar das diferenças metodológicas Souza e Gross (1991) também verificaram menor atividade do VMO em indivíduos com SDFP nos últimos graus de extensão e juntamente com Mariani e Caruso (1979) sugeriram que os exercícios

terapêuticos na extensão final deveriam favorecer um desequilíbrio neuromuscular do VMO. De acordo com os resultados, esse desequilíbrio muscular entre VMO e VLL de indivíduos com SDFP, não acontece somente nos últimos graus de extensão do joelho mas sim em todos os ângulos estudados.

Portanto, além de não ativarmos preferencialmente o VMO dos indivíduos com SDFP, favorecemos a ação do VLL. Embora existam autores que discordam destes resultados (CERNY, et al., 1995; KARST & WILLET, 1995; CABRAL et al., 1998) isso demonstra um importante desequilíbrio associado a pacientes com SDFP. Os resultados juntamente com os demais autores supra citados, não evidenciaram uma maior seletividade do VMO durante a extensão do joelho. É possível que estudos utilizando o *biofeedback* eletromiográfico possam contribuir na solução desta questão.

Os resultados revelaram ainda que tanto o VMO quanto o VLL dos indivíduos do Grupo com SDFP, apresentaram atividade elétrica significativamente maior em relação ao VLO. O único trabalho encontrado na literatura consultada que, apesar das diferenças metodológicas, avaliou o músculo VLO de indivíduos com SDFP, foi o de Morrish & Woledge (1997) que verificaram que a atividade elétrica dos músculos VMO e VLO em contração isométrica máxima de extensão com o joelho fletido a 20°, apresentou-se sincrônica, sugerindo uma ação recíproca no controle da posição da patela. E o de Andrade et al. (2001) que avaliaram os músculos VMO e VLO de indivíduos com SDFP a 90° de flexão de joelho e rotação medial e lateral da tíbia, em CCF, não encontraram diferenças significativas entre os músculos. Os resultados revelaram uma diminuição na atividade elétrica do VLO, e como nosso trabalho foi realizado em CCA, esse fato pode ter contribuído para questionar o papel estabilizador do VLO, em contraposição ao VMO, em todos os ângulos, nos indivíduos com SDFP, embora alguns autores que também avaliaram isometricamente estes músculos, em outros ângulos (MORRISH & WOLEGE, 1997; MORRISH et al., 2003; BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004), discordem de tal afirmação.

Portanto, Morrish e Wolege (1997), Morrish et al (2003) e Bevilaqua-Grossi et al. (2004) evidenciaram que o músculo VLO foi o responsável pelo melhor alinhamento da patela contrabalançando com o VMO. Entretanto nossos resultados não concordaram com

tal afirmação, uma vez que a atividade elétrica do VLO foi menor tanto no Grupo com SDFP quanto no Controle.

5.2 Dinamometria, dor e fadiga

Os resultados evidenciaram que não houve diferença significativa para os valores de TIM do músculo quadríceps entre os grupos. Entretanto analisando separadamente, cada grupo, observou-se a influência da variação dos ângulos na produção do TIM. Em ambos grupos foram observados diferenças significativas entre as angulações e a produção do TIM, sendo o maior TIM observado a 60° e o menor a 20° de flexão de joelho.

Grande parte dos trabalhos encontrados na literatura que avaliaram indivíduos do Grupo com SDFP e compararam com o grupo Controle, realizaram suas avaliações por meio de contrações isocinéticas concêntricas e/ou excêntricas (WERNER, 1995), variando a velocidade angular (WERNER, 1995; ERNEST et al., 1999), ou utilizando o *taping* patelar (ERNEST et al., 1999; HERRINGTON, 2001). Estes trabalhos encontraram uma diminuição no pico de torque de indivíduos do Grupo com SDFP comparados ao Controle. Não foram encontrados trabalhos que avaliassem isometricamente o TIM. Os resultado do presente estudo divergem destes autores porque, provavelmente, a isometria demanda outras estratégias de controle motor, que não distingui o grupo Controle com SDFP.

Outra provável explicação por não ter encontrado uma variação do TIM entre os grupos, é que segundo Werner (1995), nos exercícios isométricos não ocorre a variação angular que ocorre durante as contrações concêntricas e/ou excêntricas e conseqüente deslizamento da patela no sulco troclear. Dessa forma, as contrações isométricas podem oferecer uma maior estabilidade articular. Essa afirmação nos permite sugerir que esta estabilidade articular tenha favorecido a produção de um maior TIM mesmo de indivíduos do Grupo com SDFP.

Além disso, o movimento de extensão do joelho é realizado em grande parte pelo músculo reto femoral (RF). Apesar dele não ter sido avaliado pela EMG, parece que as voluntárias com SDFP podem ter compensado a deficiência do VMO e solicitaram uma maior atividade do RF ao realizarem as contrações, o que poderia também ter contribuído

na maior produção do torque. Uma vez que para Akima et al. (2002) em relação ao quadríceps femoral, o recrutamento do músculo RF não necessariamente coincide com os três vastos durante exercícios isométricos e isocinéticos de extensão de joelho. Isto pode ser explicado pelo fato do RF ser biarticular, considerando que os três vastos são sinergistas agindo somente na articulação do joelho.

Apesar da EVA ter sido aplicada somente antes e após as contrações, as voluntárias relataram que sentiam dor ao executarem tarefas diárias como: andar, subir e descer escadas, agachar, ou permanecer sentado por tempo prolongado e que reduzia com o repouso (THOMEÉ et al., 1995; POWERS, 1998). Powers et al. (1997) encontraram uma redução do pico de torque do músculo quadríceps em pacientes com SDFP durante contração isométrica máxima, a 60° de flexão de joelho, bem como um *score* de 4,4 para dor (avaliado pela EVA em 10 pontos). Estes achados sugerem que a dor possa apresentar um papel importante na redução do torque. Entretanto seus resultados não evidenciaram uma relação entre dor e pico de torque. Estas duas variáveis parecem ser completamente independentes uma da outra. Estes achados sugerem que o torque extensor do joelho parece não ser afetado pela dor, o que é consistente com os resultados do presente trabalho, sugerindo que a dor não é um fator limitante na produção do torque.

Os resultados revelaram ainda que não houve diferença significativa do TIM ao comparar os Grupos de SDFP e Controle. Apesar da maioria dos autores encontrarem uma diminuição do pico de torque do quadríceps de indivíduos com SDFP, durante a extensão do joelho, Werner (1995) afirmou em seu trabalho que pacientes com SDFP são seguramente capazes de produzir um maior torque, pois provavelmente, as causas da dor no joelho são relativamente pequenas. Em nosso estudo, o maior TIM foi encontrado a 60° de flexão, comparando com os demais ângulos. De acordo com Lieb e Perry (1971) uma contração isométrica voluntária máxima a 60°, produz um torque máximo devido a boa relação comprimento-tensão do músculo quadríceps de indivíduos do Grupo Controle. No presente estudo, esta angulação não reproduziu o quadro de dor suficientemente para inibir a função normal da patela, nos pacientes com SDFP. Outra possível explicação para encontrar o maior TIM a 60°, seria o aumento da área de contato entre a patela e o fêmur, a medida que o paciente flete o joelho, reduzindo assim a pressão femoropatelar. Manske e Davies (2003) relataram que com o aumento dos ângulos de flexão de joelho, a patela se

posiciona mais medialmente, deslizando-se melhor no sulco troclear, favorecendo portanto um melhor torque a 60 graus em relação aos demais ângulos. Para Powers (2000) os indivíduos posicionados nesta angulação reduzem a inibição que o músculo quadríceps sofre resultante da dor associado a instabilidade patelar.

Apesar de não terem sido encontrados na literatura consultada trabalhos que analisasse a intensidade e a desagradabilidade da fadiga muscular, dificultando as comparações, esta mostrou-se significativa maior nos voluntários com SDFP, após a realização das contrações e ao compara-la com o grupo Controle.

A sensação de cansaço muscular foi bastante significativa nos indivíduos com SDFP após a realização dos exercícios. Da mesma forma, a fadiga, também não interferiu na produção do TIM, assumindo um papel semelhante ao da dor, não sendo portanto, um fator limitante na execução dos exercícios, entretanto, é um sinal clínico importante a ser avaliado.

Os achados sugerem que, o torque produzido pelo músculo quadríceps da coxa nos pacientes com SDFP, foi capaz de produzir estabilidade durante os exercícios de extensão de joelho, nos ângulos de 20, 30, 50 e 60 graus e que a dor e a fadiga não foram fatores limitantes para a produção deste.

5.3. Posicionamento da patela

Alguns trabalhos (MERCHANT, 2001 KATCHBURIAN et al., 2003) descritos na literatura relataram que o AS é um bom indicador de displasia femoropatelar, estando intimamente relacionado à instabilidade da articulação. Além disso, que a articulação femoropatelar é congruente, quando o AC for zero ou quando a abertura deste ângulo se direciona para a região medial do joelho, que é representada por valores negativos.

Os resultados revelaram um AS (140°) significativamente maior e um AC ($-8,51^{\circ}$) significativamente menor nos indivíduos com SDFP, quando comparados com o grupo Controle (AS= $133,58^{\circ}$ e AC= $-20,35^{\circ}$). Estes dados estão de acordo com Kujala et al. (1989b) que avaliaram o AS e o AC de voluntárias do Grupo com SDFP e o grupo Controle, através da RMI, durante um movimento de extensão de joelho nos últimos 30

graus de extensão (0° , 10° , 20° , 30°), encontrando a 30° o AS (163°) significativamente maior e o AC (-6°) significativamente menor nos indivíduos com SDFP, quando comparados com o grupo Controle (AS= 148° e AC= -15°). Guzzanti et al. (1994) ao utilizar a tomografia computadorizada para avaliar o AS e o AC de indivíduos do Grupo com SDFP e Controle, no ângulo de 15° com o quadríceps relaxado, apresentaram resultados similares com os deste trabalho. Os autores encontraram diferenças significativas entre o AS (148°) e o AC ($13,8^\circ$) nos indivíduos com SDFP e no AS (130°) e no AC ($-13,5^\circ$) nos indivíduos do Grupo Controle. Para Kujala et al. (1989b) pacientes que apresentam juntamente à patela alta, um sulco troclear estreito e raso, estão mais propensos a uma instabilidade patelar. E de acordo com Katchburian et al. (2003) nos pacientes com SDFP, o formato da tróclea femoral é irregular.

No presente estudo, os indivíduos do Grupo com SDFP, apresentaram o AS mais raso e o AC menor, sugerindo uma possível causa para a instabilidade da articulação femoropatelar destes pacientes. Dessa forma, os indivíduos do Grupo com SDFP apresentaram menor congruência entre a patela e o fêmur, acompanhando o desequilíbrio muscular evidenciado pela EMG. Em relação ao grupo Controle, o AS menor e o AC maior, proporcionam uma melhor congruência femoropatelar. Esses achados são coerentes com o equilíbrio encontrado entre os estabilizadores patelares do grupo Controle.

Ainda existem algumas controvérsias em relação ao posicionamento patelar durante o movimento de flexão do joelho. Kujala et al. (1989a) relataram que a patela apresenta-se mais lateralizada e inclinada com o joelho em extensão, e melhora sua congruência à medida que se flete o joelho. O deslizamento medial da patela geralmente ocorre nos primeiros graus de flexão de joelho e mantém-se na região medial a medida que se aumenta os graus de flexão. Isso pode ser explicado pela diminuição do ângulo Q à medida que o joelho é fletido, diminuindo o risco de favorecer o deslizamento da patela durante a flexão. Entretanto, para Katchburian et al. (2003), a translação da patela para medial ocorre nos primeiros graus de flexão e depois ocorre uma translação para lateral.

Apesar de Merchant (2001) sugerir um valor de 138° como média normal para o AS, e de -6° para o AC, não revelando em que angulação estas medidas foram realizadas e se o quadríceps estava contraído ou relaxado, novos estudos são necessários para se estabelecer um valor médio-padrão para estas medidas, devido as diferenças de valores

encontrados na literatura entre os grupos Controle e com SDFP, dificultando as comparações.

Os resultados não revelaram diferenças significativas no AIP e o DLP entre o Grupo com SDFP (AIP=12,85° e DPL=1,93mm) e o grupo Controle (AIP = 11,73° e DPL = 4,38mm). Esses resultados discordam de Kujala et al. (1989b), que encontraram diferenças significativas entre SDFP (AIP=0° e DLP=0,8mm) e Controle (AIP = 8° e DLP= -3,9mm). A discordância pode ser atribuída a diferenças metodológicas, já que o presente trabalho utilizou o côndilo posterior do fêmur como referência (BULL et al., 2002; HARMAN et al., 2002; KATCHBURIAN et al., 2003) para realizar estas medidas e Kujala et al. (1989b) utilizaram o côndilo anterior.

Por outro lado, os resultados estão de acordo com Brossmann et al. (1993) que por meio da RMNI, analisaram o AIP e o DLP de indivíduos com SDFP e Controle, nos primeiros 30° de extensão de joelho e não observaram diferenças significativas entre os grupos na avaliação estática. No entanto, na extensão ativa do joelho, essa diferença foi observada, sugerindo que o tipo de exercício pode influenciar no posicionamento da patela.

Ainda não há um consenso na literatura em relação a avaliação do posicionamento da patela com o quadríceps contraído ou relaxado. Nosso estudo foi realizado com o quadríceps relaxado, talvez este fato possa ser um motivo de não evidenciarmos alguma diferença entre os grupos, pois para Taskiran et al. (1998), o AIP diminui mais com o quadríceps contraído em indivíduos com instabilidade femoropatelar em relação aos indivíduos do Grupo Controle. Entretanto, Kujala et al. (1989a) avaliaram o DLP, do grupo Controle, durante a CIVM de extensão de joelho, e compararam as imagens com o quadríceps relaxado, não encontrando diferença entre eles.

Tennant et al. (2001) revelaram que uma inclinação lateral moderada da patela e um deslizamento lateral da patela são fatores normais que ocorrem no início da flexão do joelho com carga, não necessariamente tendo que estar presentes em pacientes sintomáticos que apresentam um mau alinhamento. Além disso, segundo Brossmann et al. (1993), as diferenças existentes entre o AIP de pacientes com SDFP e indivíduos normais são causadas pelo aumento do ângulo Q, valgismo de joelho ou pela insuficiência da porção medial do músculo quadríceps que causam um aumento da inclinação patelar. Mesmo que os nossos voluntários tenham apresentado um ângulo Q aumentado, um valgo de joelho e

maior atividade elétrica do VLL, talvez seja necessário a associação destes três fatores concomitantemente, num mesmo indivíduo, para se produzir uma inclinação lateral da patela, o que não foi avaliado em nossos estudo.

A literatura consultada revelou controvérsias em relação ao posicionamento do membro inferior, ângulo de flexão do joelho, incidência do raio, tipo de contração, entre outros, para se obter uma imagem ideal das técnicas de imagem utilizadas. Na tentativa de se minimizar as divergências entre os estudos, Merchant (2001) sugere que em pacientes com SDFP, o joelho deva estar levemente fletido para se obter uma boa imagem no plano axial da articulação femoropatelar. Entretanto, se a flexão for maior 45° , poderá ocorrer subluxação patelar ou esta se posicionar demasiadamente no sulco troclear, e não fornecer as informações necessárias. Já a menos de 30° de flexão, a imagem irá apresentar poucas informações clínicas. Dessa forma, o autor recomenda utilizar uma técnica que posicione o joelho em torno de 30° a 45° de flexão. Com base nestas informações justifica-se a angulação escolhida para a realização deste trabalho.

Finalizando, acreditamos que existam limitações no estudo e sugestões futuras:

- No presente estudo, foi realizada uma análise estática do movimento tanto da EMG, torque e RMNI. Faz-se necessário a realização da avaliação da dinâmica dos movimentos assemelhando-se mais às atividades funcionais
- Além de avaliar o posicionamento da patela, pela RMNI, outras estruturas devem ser analisadas, como o retináculo lateral da patela, para elucidar ainda mais a SDFP
- A colocação dos eletrodos ainda é um fator a ser considerado, uma vez que, após fixados com o joelho posicionado em um determinado ângulo de flexão, durante a execução dos exercícios, ocorrem variações do posicionamento da perna
- Ainda existem controvérsias quanto ao posicionamento do membro, ângulo de flexão, tipo de contração, valores de referência entre outros, ao se avaliar articulação femoropatelar, através da RMNI, dificultando comparações.

6. CONCLUSÕES

Os dados deste trabalho nas condições experimentais utilizadas permitem concluir que:

- No Grupo Controle a atividade elétrica dos músculos VMO e VLO foi significativamente maior no ângulo de 60° quando comparado com os ângulos de 20° e 30°. Já no ângulo de 30° a atividade elétrica dos músculos VMO e VLL do Grupo com SDFP, foi significativamente maior ao comparar com o ângulo de 20°. Ainda em relação a atividade elétrica do VLO dos indivíduos com SDFP, esta foi menor no ângulo de 20° em relação aos demais ângulos.
- A atividade elétrica do músculo VLL dos indivíduos do Grupo Controle apresentou o mesmo padrão de atividade em todos os ângulos estudados
- Os músculos VMO e VLL não apresentaram diferença significativa nos indivíduos do Grupo Controle nos diversos ângulos estudados, sugerindo um equilíbrio muscular entre os estabilizadores medial e lateral longo da patela. Já no grupo com SDFP a atividade elétrica do músculo VLL, foi significativamente maior que do músculo VMO e VLO em todos os ângulos estudados.
- A atividade elétrica dos músculos VMO e VLL dos indivíduos do Grupo Controle e com SDFP foi significativamente maior que do músculo VLO em todos os ângulos estudados, revelando, portanto, que não existe um sincronismo entre VMO e VLO, nos dois grupos.
- O TIM do músculo quadríceps dos indivíduos do Grupo Controle e com SDFP foi significativamente maior a 60 graus em relação aos demais ângulos. No entanto, não houve diferença significativa entre os dois Grupos Controle e SDFP.
- O AS foi significativamente maior nos indivíduos com SDFP quando comparados com os indivíduos do Grupo Controle, podendo sugerir um fator predisponente à luxação patelar. Já o AC foi significativamente maior nos indivíduos do Grupo Controle, sugerindo uma melhor congruência patelar no sulco troclear do fêmur e um equilíbrio entre VMO e VLL.

- Os indivíduos do Grupo com SDFP apresentaram um desequilíbrio biomecânico representado pelo aumento do AS e diminuição do AC e um desequilíbrio entre os músculos VMO e VLL.
- Tanto o AIP quanto o DLP não apresentaram diferenças significativas entre os indivíduos dos Grupos Controle e com SDFP
- Tanto a intensidade quanto a desagradabilidade da dor e da fadiga muscular aumentaram significativamente no Grupo com SDFP após todas as contrações e foram significativamente maiores nos indivíduos com SDFP do que nos indivíduos do Grupo Controle. No entanto, a dor e a fadiga não foram fatores limitantes na execução dos testes musculares
- A EMG e a RMNI são métodos efetivos para identificar a instabilidade femoropatelar e o desequilíbrio muscular que ocorre nos indivíduos com SDFP.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDRADE, P.H., BEVILAQUA-GROSSI, D., BÉZIN, F GIL, I. Comparação da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo em indivíduos com disfunção femoropatelar. **Rev Fisioter Univ São Paulo**, v.8, n.2. p.65-71, 2001.
2. BEVILAQUA-GROSSI, D. Análise funcional dos estabilizadores da patela – Estudo eletromiográfico. Piracicaba, **FOP-UNICAMP**, 1998: p.55-57 (Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buço-Dental, Área de Anatomia).
3. BEVILAQUA-GROSSI, D., BÉZIN, F. Vastus lateralis obliquos muscle- Anatomical and clinical correlation. **Med De Costa Rica y Centro América**, v.2, p. 123-124, 1996.
4. BEVILAQUA-GROSSI, D., MONTEIRO-PEDRO, V., BÉZIN, F. Análise dos estabilizadores patelares. **Acta Ortop Brás**, v.12, n.2, 2004
5. BISHOP, M.D., TRIMBLE, M.H., BAUER, J.A., KAMINSKI, T.W. Differential control during maximal concentric and eccentric loading revealed by characteristics of the electromyogram. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v.10, p.399–405, 2000.
6. BOUCHER JP, KING MA, LEFEBVRE R, PEPIN A; Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med** v.20, p.527-532, 1992.
7. 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. **Radiology**, 1993.
8. BULL, A.M.J., KATCHBURIAN, M.V., SHIH, Y.F., AMIS, A.A. Standardisation of the description of patellofemoral motion and comparison between different techniques. **Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc**, v.10, pp. 184-193, 2002.
9. CABRAL, C.M.N., SERRÃO, F.V., BÉZIN, F., GARDELIM, R.J.B., GIL, I.A., BEVILAQUA-GROSSI, D., Atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo durante exercícios isométricos e isotônicos. **Rev Fisioter Univ São Paulo**, v.5, n.2. p.97-103, 1998

10. CERNY K: Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy**. v.75, p.672-683, 1995.
11. CHOW, J.W. Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. **Clinical Biomechanics** v.14, p.329-338, 1999.
12. CHRISTOU, E. Patellar taping increases vastus medialis obliques activity in the presence of patellofemoral pain. **Journal of Eletroyiography and Kinesiology**, p-1-10, 2004.
13. COWAN, S.M., BENNELL, K.L., HODGES, P.W., CROSSLEY, M.C., McCONNELL, J. Delayed Onset of eletromyographic activity of vastus medialis obliqus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**, v 82, 2001
14. COWAN, S.M., HODGES, P.W., BENNELL, K.L., CROSSLEY, M.C. Altered vastii Recruitment when people with patellofemroal pain syndrome complete a postural task. **Arch Phys Med Rehabil**, v 83, 2002
15. CROSSLEY, K.M., COWAN, S., BENNELL, K.L., McCONNELL, J., GREEN, S.M., HODGES, P. The efficacy of physiotherapy treatment for patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind, placebo controlled trial. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.33, n.5, 2001
16. DeLUCA, C. J. The use of surface eletromyography in biomechanics. **J. Applied Biomech**. v.13, p.135-163, 1997.
17. DOUCETTE, SA.; GOBLE, EM: The effects of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **Am J Sports Med** v.20, p.434-440, 1992.
18. DVIR, Z. Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications. **Editora Churchill Livingstone**, 1^a edição: v.6, p.115-125, 1995.
19. ERNEST, G.P., KAWAGUCHI, J., SALIBA, E. Effect of patellar taping on knee kinetics of patients with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther** v.29, n.11, p.661-667, 1999.
20. ESCAMILA, R.F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K.; ANDREWS, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain open kinetic chain exercises. **Med. Sci. Sports Exer.**, v.30, n.4, p.556-559, 1998.

21. FONSECA, S.T; CRUZ, A.B.C; LIMA, S.S; SEIXAS, A.F.M. Análise Eletromiográfica dos Músculos Vasto Medial Oblíquo e Vasto Lateral em Exercícios Usados no Tratamento da Síndrome da Dor Patelofemoral. **Revista de Fisioter. Univ. São Paulo**. v.8, n.1, p.1-10, 2001.
22. FULKERSON, J.P. & HUNGERFORD, D.S. Disorders of the Patelofemoral Joint, (2nd Ed), **Baltimore, M D: Willians & Wilkins**, 1990.
23. GAO, J, X., WAITE, L. Patelofemoral joint study via image processing. **Pratice Science Instrumentation**, v.32, 1996;
24. GIL, I.A., BARBOSA, C.M.R., MONTEIRO-PEDRO,V., SILVERIO, K.C.A., GOLDFARD, D.P. Multidisciplinary Approach to Chronic Pain from myofascial Pain Dysfunction Syndrome: A four-year/Experience at a Brazilian Center. **Journal of Cranimandibular Praticce**, p,17-25, 1998.
25. GUZZANTI, V., GIGANTE, A., LAZZARO, A.D., FABBRICIANI, C. Patelofemoral malalignment in adolescents. **Am J Sports Med** v.22, n.1, 1994.
26. HANTEN, W.P.; SCHULTHIES, S.S. Exercise of effect electromyographic activity of the vastus medialis oblique and tlhe vastus lateralis muscles. **Physical Therapy**, v.70, pp. 561-565, 1990.
27. HARMAN, M., DOGAN, A., ARSLAN, H., IPEKSOY, U., VURAL, S. Evaluation of the patelofemoral joint with kinematic MR fluoroscopy. **Journal of Clinical Imaging**, v.26, pp. 136-139, 2002.
28. HARRISON, E., QUINNEY, H., MAGEE D., SHEPPARD,M.S., McQUARRIE, A. Analysis of outcome measures used in the study of patelofemoral pain syndrome. **Physiotherapy Canada**. v. 47, p.264-272.
29. HERRINGTON, L. The effect of patella taping on quadriceps strength and functional performance in normal subjects. **Physical Therapy in Sport** , 2004.
30. HERRINGTON, L. The effect of patellar taping on quadriceps peak torque and perceived pain: a preliminary study. **Physical Therapy**, v.2, p.23-28, 2001.
31. HILAYRD, A. Recent developments in the management of patelofemoral pain: The McCONNELL Programme. **Physiotherapy**, sep, v.76, n.9, p.559-565, 1990.
32. INSALL, J. Chondromalacia patellar: patellar malalignment syndrome. **Orthop. Clin. N. Am.**, v.10, p.117-27, 1979.

33. JAVADPOUR, S. M.; FINEGAN, P. J.; O'BRIEN M. The anatomy of the extensor mechanism and its clinical relevance. **Clin. J. Sport Med.** v.1, p.229-235, 1991.
34. JOHNSON, D.P.; EASTWOOD, D. M.; WITHEROW, P.J. Symptomatic synovial plicae of the knee. **J. Bone Joint Surg.** v.75, n.A10, p.1485-1496, 1993.
35. KARST, G.M., JEWETT, P. D. Eletromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. **Physical Therapy.** v.73, n.5, p.286-95, 1993.
36. KARST, G.M., WILLETT, G.M. Onset timing of eletromiographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy.** v.75, n.9, p.813-23, 1995.
37. KATCHBURIAN, M.V., BULL, A.M.J., SHIH, Y,F., HEATLEY,F.W., AMIS, A.A. Measurement of Patellar Tracking: Assessment and Analysis of the Literature. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.412, p.241-259, 2003.
38. KAY, D., GIBSON, A.S.C., MITCHELL, M.J., LAMBERT., M.I., NOAKES., T.D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v.10, p.425–431, 2000.
39. KUJALA, U.M., OSTERMAN, K., KORMANO, M., KOMU, M., SCHLENZKA, D. Patellar motion analyzed by magnetic resonance imaging. **Acta Orthop Scand**, v.60, n.1, p.13-16a, 1989.
40. KUJALA, U.M., OSTERMAN, K., KORMANO, M., KOMU, M., SCHLENZKA, D. Patellofemoral Relationships in Recurrent Patellar Dislocation. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 71, n..5, p.788-792b, 1989.
41. LAPRADE, J., CULHAM, E., BROUWER, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.27, p.197-204, 1998.
42. LIEB, F.J.; PERRY,J. Quadriceps function: An anatomic and mechanical study using amputated limbs. **J. Bone Jt. Surg**, v.50, p.1 535-1548,1968.
43. LOHMAN, E.B., HARP, T.P. A Critical Review of Patellofemoral Pain Syndrome in Rehabilitation. **Physical and Rehabilitation Medicine**, v.14, n.3 e 4, p-197-222, 2002,

44. MAENPAA, H., LATVALA, K., LEHTO, M. Isokinetic thigh muscle performance alter long-term recovery from patellar dislocation. **Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc** ,v.8, p.109-112, 2000,
45. MANSKE, R.C., DAVIES, G.J. A nonsurgical approach to examination and treatment of the patellofemoral joint, part 1: examination of the patellofemoral joint. **Physical and Rehabilitation Medicine**, v.15, n.2, p.141-166, 2003.
46. MARGINSON, V., ESTON, R. The relationship between torque and joint angle during knee extension in boys and men. **Journal of Sports Science**, v.19, p.875-880, 2001,
47. MARIANI, P.P., CARUSO, I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. **J Bone Joint Surg**, v.61B, p.169-171, 1979,
48. McCONNELL, J. The management of chondromalacia patellae: A long term solution. **Aust J Physiother**, v.32, p.215-23, 1986,
49. MERCHANT, A. Patellofemoral Imaging. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.389, p.15-21, 2001,
50. MOHAMED, O., PERRY, J., HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics**. v.17, p.569–579, 2002.
51. MONTEIRO-PEDRO, V., VITTI, P.M., BERZIN, F., BEVILAQUA-GROSSI, D. Eletromyographic (EMG) Study of the vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL) muscles in the hip adduction and knee extension exercises. **Braz J Morphol Sci** v.14, p.167, 1997.
52. MORI, R., OCHI, M., SAKAI, Y., ADACHI, N., UCHIO, Y. Clinical significance of magnetic resonance imaging (MRI) for focal chondral lesions. **Magnetic Resonance Imaging**, v.17, n.8, p.1135-1140, 1999.
53. MORRISH, G.M., WOLEDGE, R.C. A comparison the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. **Scand J Rehabil Med**, v.29, p.43-48, 1997,
54. PINCIVERO, D.M., COELHO, A.J., CAMPY, R.M., SALFETNIKOV, Y., SUTER, E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually

- guided isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v.13, p.159–167, 2003.
55. PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O' SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2 ed. São Paulo: Manole, 1993. cap. 10, p. 183-223.
56. POWERS CM, PERRY J, HSU A, HISLOP H.J: Are patellofemoral pain and quadriceps strength associated with locomotor function? **Physical Therapy**.v.77, p.1063-1074, 1997.
57. POWERS, C. M. *NIH Image* [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <lilianrf@uol.com.br > em 25 de maio de 2004.
58. POWERS, C.M. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v.80, n.10, p. 950-956, 2000,
59. POWERS, C.M., 1998, Rehabilitation of Patellofemoral Joint Disorders: A Critical Review. **Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy**, v.8, n.5, p.345-54.
60. REYNOLDS, L., LEVIN, T.A., MEDEIROS, J.M. EMG activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis and their role in patellar alignment. **Am J Phys Med** v.62, p.61-70, 1983.
61. SCHARF, W., WEINSTABL, R., FIRBAS, W. Anatomische untrsuchungen am streckapparat des kniegelenks und ihre klinische relevanz. **Unfallchirurg**. v.89, n.10, p.456-462,1986.
62. SEGER, J.Y., ARVIDSSON, B. THORSTENSSON, A. Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. **Eur J Appl Physiol**, v.79, p. 49-57, 1998.
63. SOUZA, D.R., GROSS, M.T. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle intefrated eletromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v.71, n.4, p.310-320, 1991,
64. TANG, S.F.T., CHEN, C.K., HSU, R., CHOU, S.W., HONG, W. H., LEW, H. L. Vastus Medialis Obliquus and Vastus Lateralis Activity in Open and Closed Kinetic Chain Exercises in Patients With Patellofemoral Pain Syndrome: An Electromyographic Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v 82, October, 2001

65. TASKIRAN, E., DINEDURGA, Z., YAGIZ, A., ULUDAG, B., ERTEKIN, C., LOK, V. Effect of the vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. **Knee Surg Sports Traumatol. Arthrosc.** v.6, p.173-180, 1998.
66. TENNANT, S., WILLIAMA, A., VEDI, V., KINMONT, C., GEDROYE, W., HUNT, D.M. Patello-femoral tracking in the weight-bearing knee: a study of asymptomatic volunteers utilizing dynamic magnetic resonance imaging: a preliminary report. **Knee Surg, Sports Traumatol. Arthrosc.** v.9, p.155-162, 2001.
67. THOMEÉ, R. A comprehensive treatment approach for patellofemoral pain syndrome in young women. **Physical Therapy**, v.77, n.12, p.1690-1730, 1997.
68. THOMEÉ, R.; GRIMBY, G.; WRIGHT, B.D.; LINCRE, J.M. Rasch analysis of visual analog scale measurement before and after treatment of patients with patellofemoral pain syndrome. **Scand. J. Rehabil Med.** v.27, p.145-151, 1995.
69. VOIGHT ML, WIEDER DL: Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction: An electromyographic study. **Am J Sports Med** v.19, p.1317-137, 1991.
70. WEINSTABL, R., SCHARF, W., FIRBAS, W. The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. **Surg. Radiol. Anat.** v.11, p.17-22, 1989.
71. WERNER, S., ERKSSON, E. Isocinetic quadriceps training in patients with patellofemoral pain. **Surg Sports Traumatol. Arthroscopy.** v.1, p.162-168, 1993.
72. WILK, K.E; ESCAMILLA, R.F., FLEISIG, G.S., BARRENTINE, S.W., ANDREWS, J.R., BOYD, M.L. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. **Am J Sports Med**, v.24, n.4, p.518-27, 1996.
73. WITONSKI, D., GORAJ, B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. **Arch Orthop Trauma Surg**, v.119, p. 46-49, 1999.
74. WITVROUW E, LYSSENS R, BELLEMANS, J., CAMBIER, D., VANDERSTRAETEN, G. Intrinsic Risk Factors for the Development of Anterior

- Knee Pain in an Athletic Population. A Two-Year Prospective Study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.28, n.4, 2000.
75. 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**. v.26, n.2, p.108-110, 1996.
76. WOODAL, W., WELSH, J. A biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** v.11, p.535-542, 1990.
77. WORRELL, T.W., CONNELLY. S., HILVERT, J. VMO:VL ratios and torque comparisons at four angles of knee flexion. **J. Sport Rehabil.**, v.4, p.264-272, 1995.
78. ZAPPALA, F. G.; TAFFEL, C.B.; SCUDERI, G.R. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders. **Orthop. Clin. N. Am.** v.230, p.555-566, 1992.

APÊNDICE 1**FICHA DE AVALIAÇÃO**

Voluntário número: _____ Data de avaliação: ___/___/___

Nome: _____

Examinador: _____

Idade: _____ anos Peso: _____ kg Altura: _____ m

Atividade física: () sim

() não

modalidade: _____

frequência: _____

História de lesão ou trauma na articulação do joelho:

() sim, qual? _____

() não

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

() sim, local: _____

() não

AVALIAÇÃO POSTURAL - Observações mais relevantes:

vista anterior:

vista lateral:

vista posterior:

MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES

	Membro inferior direito	membro inferior esquerdo
Real (cm)		
Aparente (cm)		

JOELHO:**- Testes Especiais:**

	joelho direito	joelho esquerdo
Ângulo Q	- graus	- graus
Stress valgo	-0° -30°	-0° -30°
Stress varo	-0° -30°	-0° -30°
Gaveta anterior	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:
Gaveta posterior	- rotação neutra: - rotação interna:	- rotação neutra: - rotação interna:

PATELA

	patela direita	patela esquerda
Normal		
Hipermóvel		
Hipomóvel		
Presença de crepitação		
Alta		
Medializada		
Lateralizada		

TESTES ESPECIAIS:

	patela direita	patela esquerda
Palpação das facetas		
Apreensão/deslizamento		
Compressão		

PROVA DE RETRAÇÕES MUSCULARES

	Membro inferior direito	Membro inferior esquerdo
Gastrocnêmio		
Isquiotibiais		
Prova de Thomas		
Prova de Ober		

APÊNDICE 2

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

CONSENTIMENTO FORMAL DE PARTICIPAÇÃO NO PROJETO DE DOUTORADO: “SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR – Avaliação Eletromiográfica, Isocinética e Ressonância Magnética”

"

Responsáveis: Prof^ª. Dr^ª. Vanessa Monteiro Pedro – Orientadora – Chefe do LAIOT – UFSCar.

Doutoranda: Alessandra de Castro Souza – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia / UFSCar.

Eu, _____, RG _____, residente à _____ n^o _____, bairro _____, na cidade de _____, estado _____, concordo em participar como voluntário do trabalho: “SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR – Avaliação Eletromiográfica, Isocinética e Ressonância Magnética” proposto pela Prof^ª. Dr^ª. Vanessa Monteiro Pedro e Alessandra de Castro Souza. O objetivo desse trabalho foi analisar a atividade elétrica dos estabilizadores patelares associado a dinamometria isocinética em CCA, verificar o ângulo do sulco, ângulo de congruência, ângulo de inclinação da patela e deslizamento patelar, evidenciados pela ressonância magnética por imagem, juntamente com a intensidade e desagradabilidade da dor e da fadiga muscular em indivíduos com SDFP.

Inicialmente serei submetido a uma avaliação fisioterápica com enfoque nas articulações do quadril, joelho e tornozelo para determinar minha inclusão ou não na amostra.

Se selecionado, participarei da pesquisa que constará de avaliação eletromiográfica isocinética e da ressonância magnética nuclear por imagem, não invasivas. Os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo e não poderão ser consultados por outras pessoas sem a minha autorização por escrito. Contudo, poderão ser utilizados para fins científicos, resguardando a minha privacidade.

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

São Carlos, ____ de _____ de _____.

Voluntário n.º _____

Assinatura do voluntário

Responsáveis:

Prof^a. Dr^a. Vanessa Monteiro Pedro

Alessandra de Castro Souza