

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

**CONTROLE MOTOR DO JOELHO DURANTE A MARCHA
EM SUJEITOS COM E SEM DOR FEMOROPATELAR**

São Carlos - SP

2006

GILMAR MORAES SANTOS

**CONTROLE MOTOR DO JOELHO DURANTE A MARCHA
EM SUJEITOS COM E SEM DOR FEMOROPATELAR**

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 obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, área de concentração em Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia

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

São Carlos – SP
2006

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

S231cm

Santos, Gilmar Moraes.

Controle motor do joelho durante a marcha em
sujeitos com e sem dor Femoropatelar / Gilmar Moraes
Santos. -- São Carlos : UFSCar, 2006.
101 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos,
2006.

1. Sistema musculoesquelético. 2. Dor Femoropatelar. 3.
Fisioterapia. 4. Eletromiografia. 5. Músculo vasto lateral
oblíquo. 6. Marcha. I. Título.

CDD: 616.7 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO
DE GILMAR MORAES SANTOS APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
EM OUTUBRO DE 2006

BANCA:

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

Prof. Dr. Gilmar Cunha Sousa
UFU

Prof^a. Dr^a. Delaine Rodrigues Bigaton
UNIMEP

Prof^a. Dr^a. Stela Márcia M. G. Rosa
UFSCar

Prof. Dr. Noé Gomes Borges Júnior
UDESC

DEDICATÓRIA

A minha esposa **VALÉRIA** e nossos filhos, **GABRIEL E VITÓRIA**, por sempre terem me apoiado, entendido minha ausência durante este período e sobretudo pelo amor e carinho que sempre me transmitiram;

A meus pais, **MOACYR e DAICY**, por sempre incentivarem meus estudos, por terem acreditado na minha capacidade e por me fazer entender que sempre posso contar com eles em todas as horas;

A **DEUS**, por simplesmente existir e sempre ajudar nas horas mais difíceis.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de AGRADECER EM ESPECIAL, a Professora **VANESSA MONTEIRO-PEDRO**, minha orientadora e amiga que pacientemente guiou-me pelo processo de pesquisa, por ter acreditado no meu, nosso, projeto de tese e principalmente por ser essa pessoa dedicada, carinhosa (como esquecer de seus conselhos e cuidados com seus “filhos” orientandos), competente e que me ensinou a saber a aprender bem como a compreender “hieróglifos” (quem foi seu orientando sabe como é ler seus apontamentos e sugestões tanto nos artigos como na tese).

MUITO OBRIGADO VANESSA

Gostaria também de agradecer a:

Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC, por ter me oportunizado o afastamento para capacitação bem como a bolsa concedida;

Aos meus colegas do **Departamento de Prevenção, Avaliação e Reabilitação – DEPAR**, que assumiram minha disciplina permitindo minha capacitação;

A **Coordenação e Professores do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCaR** pelos conhecimentos e experiências transmitidos durante o curso;

Aos meus colegas de LAIOT, **Alessandra, Flávio e Karina** pela amizade, companheirismo, troca de conhecimentos e tudo o mais;

As professoras **Anamaria e Débora**, que dividiram seus conhecimentos e experiências e muito ajudaram na construção dos artigos originados dessa tese;

A **Paulinha**, secretária da PPG, sempre disposta e tranqüila, “quebrando meus galhos”;

A **Iolanda**, sempre feliz, cantando e preparando um ótimo café;

Aos **voluntários** desse estudo que pacientemente submeteram-se ao meu “tedioso” experimento.

Ao **Engenheiro César Amorim** da EMG System do Brasil por ter gentilmente cedido o sensor tipo *footswitch*, sem o qual não seria possível a realização do estudo.

SUMARIO

DEDICATÓRIA.....	iv
AGRADECIMENTOS.....	v
LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE FIGURAS.....	xiii
LISTA DE QUADROS.....	xvi
LISTA DE APÊNDICES.....	xvii
LISTA DE ANEXOS.....	xviii
RESUMO.....	xix
ABSTRACT.....	xx
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Objetivos.....	4
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	5
2.1. Superfícies de contato da articulação femoropatelar.....	5
2.2. Definição e etiologia da síndrome de dor femoropatelar.....	6
2.2.1. Deslizamento patelar.....	7
2.3. Características clínicas na síndrome de dor femoropatelar.....	8
2.4. Eletromiografia na síndrome de dor femoropatelar.....	10
2.4.1. Tempo de início da atividade eletromiográfica (<i>onset</i>).....	12
2.4.2. Amplitude da atividade eletromiográfica.....	15
2.4. Caminhar e a síndrome de dor femoropatelar.....	19
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	25
3.1. Seleção dos voluntários.....	25
3.1.1. Grupo com síndrome de dor femoropatelar.....	25
3.1.2. Grupo controle.....	28
3.2. Instrumentação.....	32

3.2.1. Eletromiógrafo	32
3.2.2. Eletrogoniômetro	32
3.2.3. Eletrodos	33
3.2.4. Sensor tipo <i>footswitch</i>	35
3.5.5. Esteira elétrica	35
3.5.6. Outros Materiais	37
3.3. Procedimentos experimentais	37
3.4. Processamento do sinal eletromiográfico	40
3.4.1. Integral da atividade eletromiográfica	41
3.4.2. Tempo de início da atividade eletromiográfica (<i>onset</i>)	43
3.5. Análise estatística dos dados	44
4. RESULTADOS	47
4.1. Amostra	47
4.2. Análise de sinais e sintomas (ângulo Q; e intensidade da dor em atividades funcionais, na palpação da bordas patelares e no exercício isométrico de extensão resistido), entre os grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar	48
4.3. Análise dos registros do ângulo de flexão do joelho	51
4.3.1. Intergrupos	51
4.3.2. Intragrupo	53
4.4. Análise da integral da atividade eletromiográfica no grupo controle	53
4.4.1. Intramúsculo	53
4.4.2. Intermúsculos	54
4.5. Análise da integral da atividade eletromiográfica no grupo com síndrome de dor femoropatelar	54
4.5.1. Intramúsculo	54
4.5.2. Intermúsculos	55
4.6. Análise intergrupos da integral da atividade eletromiográfica	56
4.6.1. Superfície plana	56

4.6.2. Superfície inclinada.....	57
4.7. Análise das relações da atividade eletromiográfica	58
4.8. Tempo de início da atividade elétrica muscular (<i>onset</i>).....	59
5. DISCUSSÃO	62
5.1. Amostra.....	62
5.2. Resultados	65
5.2.1. Análise dos registros do ângulo de flexão do joelho	65
5.2.2. Análise da integral da atividade eletromiográfica.....	67
5.2.2.1. Análise intragrupo	67
5.2.2.3. Análise intergrupos	70
5.4.3. Relações da atividade eletromiográfica	71
5.4.3. <i>Onset</i>	74
5.5. Encaminhamentos futuros	78
6. CONCLUSÕES.....	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Idade, dados antropométricos e membro inferior avaliado (MIA) no grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12)	26
TABELA 2 – Intensidade da dor referida pelos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12) na última semana, antes (A) e depois (D) dos testes de agachamento e <i>step</i>	27
TABELA 3 – Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12)	28
TABELA 4 – Valores em graus do ângulo Q, ângulo do retropé e ângulo do arco longitudinal nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12)	28
TABELA 5 – Idade, características antropométricas e membro inferior avaliado (MIA) no grupo controle (n=15).....	29
TABELA 6 – Intensidade da dor referida pelos sujeitos do grupo controle (n=15) na última semana, antes (A) e depois (D) dos testes de agachamento e <i>step</i>	30
TABELA 7 – Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos sujeitos do grupo controle (n=15).....	30
TABELA 8 – Valores em graus do ângulo Q, ângulo do retropé e ângulo do arco longitudinal nos sujeitos do grupo controle (n=15)	31
TABELA 9 – Média, desvio padrão e teste t de Student da média da velocidade do caminhar nos sujeitos do grupo controle-GC (n=15) e grupo com síndrome de dor femoropatelar-SDFP (n=12).....	38
TABELA 10 – Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo das variáveis idade, peso e altura dos grupos SDFP e controle	47
TABELA 11 – Média, desvio padrão e teste t para os valores do ângulo Q dos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15) e grupo SDFP (n=12).....	48

FIGURA 9 – Intensidade de dor percebida nos sujeitos do grupo SDFP (n=12) e grupo controle (GC) (n=15) nos sete dias que precederam o teste (US) e no dia do teste (DT)	49
TABELA 12 – Média e desvio padrão, em graus, dos valores máximo, mínimo e a diferença máximo-mínimo no ângulo da articulação do joelho no grupo controle (GC) (n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) (n=12) durante caminhar em superfície plana e inclinada.....	52
TABELA 13 – Média, desvio padrão e teste t de Student para o ângulo de flexão do joelho no contato inicial do ciclo do caminhar no grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) (n=12) e grupo controle (GC) (n=15).	53
TABELA 14 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs), de cada músculo separadamente (análise intramúsculo), entre o caminhar em superfície plana e em superfície inclinada nos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15).	53
TABELA 15 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs) entre os músculos (análise intermúsculo) VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície plana e inclinada nos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15).....	54
TABELA 16 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs), de cada músculo separadamente (análise intramúsculo), entre o caminhar em superfície plana e em superfície inclinada nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12).....	55
TABELA 17 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs) entre os músculos (análise intermúsculo) VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície plana e inclinada nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar(n=12). ..	55
TABELA 18 – Relação eletromiográfica integrada VMO:VLL durante o caminhar na esteira em superfície plana e inclinada a 5° em sujeitos grupo controle (GC-n=15) e do grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP-n=12)	58

TABELA 19 – Relação eletromiográfica integrada VMO:VLO durante o caminhar na esteira em superfície plana e inclinada à 5° em sujeitos do grupo controle (GC-n=15) e do grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP-n=12)	58
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – (A) Área de contato da patela durante os diferentes graus de flexão do joelho. (B) Articulação entre a patela e fêmur. (FONTE: MAGEE, Orthopedic Physical Assessment, 2002, p.660).	6
FIGURA 2 – A – Módulo Condicionador de Sinais de 8 canais (EMG System do Brasil Ltda.); B – microcomputador Pentium II; C – AqDados 7.02.06 visualizado na tela.....	32
FIGURA 3: Eletrogoniômetro (A), eletrodo de referência (B), eletrodo de superfície simples diferencial (C) e sensor tipo <i>footswitch</i> (D)	35
FIGURA 4 Representação esquemática da fixação dos eletrodos ativos de superfície nos músculos VMO, VLO e VLL mostrando a linha de referência entre o centro da patela (CP) e a espinha íliaca ânterosuperior (EIAS). (Com permissão de BEVILAQUA-GROSSI et al.. Análise funcional dos estabilizadores patelares. Acta Ortop. Brás. 12(2):99-104, 2004)	36
FIGURA 5 – Ilustração de um voluntário preparado para a realização do teste.....	39
FIGURA 6: Exemplo de um sinal elétrico selecionado através do software AqDAnalysis 7.02.06 mostrando os sinais do sensor <i>footswitch</i> (A), eletrogoniômetro (B), músculos VMO (C), VLL (D) e VLO (E).....	41
FIGURA 7 – Exemplo dos sinais elétricos (μV) dos músculos VLO, VMO e VLL processados para o cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória.....	42
FIGURA 8 – Exemplo do processamento do sinal elétrico dos músculos VMO, VLO e VLL: (A) sinal bruto e filtrado (Passa faixa 20-500 Hz e Butterworth de 50 Hz) sobrepostos; e (B) envoltório linear, pronto para a identificação do tempo de início da atividade elétrica	44
FIGURA 9 – Intensidade de dor percebida nos sujeitos do grupo SDFP (n=12) e grupo controle (GC) (n=15) nos sete dias que precederam o teste (US) e no dia do teste (DT)	49

FIGURA 10 – Intensidade de dor percebida pelos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15) e grupo SDFP (n=12) nos testes de agachamento (AG), “step”(ST) e caminhar na esteira (EST) em superfície plana e inclinada	50
FIGURA 11 – Distribuição percentual de sujeitos com dor (C/ Dor) e sem dor (S/ Dor) à palpação das bordas patelares nos grupos controle (GC, n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP, n=12).....	50
FIGURA 12 – Percentual de sujeitos com dor (C/ Dor) e sem dor (S/ Dor) durante a realização de exercício estático de extensão resistida do joelho em 0, 30, 60, 90 e 120 graus de flexão do joelho nos grupos controle (GC, n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP, n=12).....	51
FIGURA 13 – Valor do ângulo de flexão do joelho, em graus, no contato inicial (0% do ciclo) no GC (n=15) e SDFP (n=12) durante caminhar em superfície plana e inclinada.	52
FIGURA 14 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica em todo ciclo do caminhar (μ VXs), dos músculos VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície plana nos grupos controle (GC – n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP – n=12).....	56
FIGURA 15 – Atividade eletromiográfica no ciclo do caminhar (μ VXs), dos músculos VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície inclinada nos grupos controle (GC – n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP – n=12).....	57
FIGURA 16 – Média e desvio padrão do <i>onset</i> relativo (em milisegundos) dos músculos (análise intergrupos) VMO:VLL e VMO:VLO durante o caminhar em superfície plana nos sujeitos do grupo controle (n=15) e grupo SDFP (n=12).	59
FIGURA 17 – Média e desvio padrão do <i>onset</i> relativo (em milisegundos) nas músculos (análise intergrupos) VMO-VLL e VMO-VLO durante o caminhar em superfície inclinada nos sujeitos do grupo controle (n=15) e grupo SDFP (n=12).....	60

FIGURA 18 – Porcentagem dos sujeitos nos quais o *onset* do VMO ocorreu antes (10 ms antes), depois (10 ms depois) ou simultaneamente (até 10 ms) com o VLL e VLO, no GC (n=15) e SDFP (n=12).61

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Estudos referentes ao <i>onset</i> dos músculos VMO e VL em sujeitos com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) e normais (GC)	11
QUADRO 2 – Estudos referentes a amplitude da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) em sujeitos com Síndrome de Dor Femoropatelar (SDFP) e normais (GC)	12

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE 1 – FICHA DE AVALIAÇÃO DO LAIOT	92
APÊNDICE 2 – TERMO DE CONSENTIMENTO FORMAL	98

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1 – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA DA UFSCar 101

RESUMO

CONTROLE MOTOR DO JOELHO DURANTE A MARCHA EM SUJEITOS COM E SEM SÍNDROME DE DOR FEMOROPATELAR

Autor Gilmar Moraes Santos

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

O objetivo deste estudo foi investigar o o ângulo de flexão do joelho, o tempo de início da ativação muscular (*onset*), as relações (VMO:VLO e VMO:VLL) e a amplitude da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLL) durante caminhar na esteira. Quinze sujeito sem (22 ± 3 anos) e doze com síndrome de dor femoropatelar (21 ± 2 anos) participaram desse estudo. Os sujeitos caminharam em uma esteira elétrica sem inclinação e com inclinação de 5 graus durante aproximadamente 10 minutos, sendo coletadas 8 passadas em cada situação. Foi utilizado um eletrogoniômetro para verificar o ângulo de flexão do joelho e um sensor tipo *footswitch* para informar o início e o final de cada passada. A atividade elétrica foi captada por meio de eletrodos de superfície simples diferenciais, um eletromiógrafo de 8 canais (EMG System do Brasil) e um programa de aquisição de dados (AqDados 7.02.06). O sinal elétrico obtido foi tratado por meio de rotinas do *software* Matlab 6.1 que calcularam o *onset* e a integral matemática da área abaixo da envoltória do sinal retificado e filtrado (amplitude) e as relações VMO:VLL e VMO:VLO. O ângulo de flexão do joelho foi significativamente menor nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar quando comparado com os sujeitos do grupo controle. A atividade do músculo vasto lateral longo foi significativamente anterior a ativação do músculo vasto medial oblíquo nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar, enquanto o contrário ocorreu nos sujeitos do grupo controle, independente da condição estudada. A amplitude (integral) da atividade elétrica do músculo vasto lateral longo foi significativamente maior durante o caminhar em superfície inclinada nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar em relação aos sujeitos do grupo controle. Os resultados também mostraram que a atividade elétrica do músculo vasto lateral oblíquo foi sempre menor que a atividade elétrica do músculo vasto medial oblíquo e/ou vasto lateral longo em ambos os grupos, indiferente da condição (plana e inclinada). Além disso, não foram encontradas diferenças significativas nas relações VMO:VLL e VMO:VLO nas duas condições estudadas e em ambos os grupos. Os resultados do presente estudo mostraram que os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar diminuíram o ângulo de flexão do joelho, aumentaram a atividade dos músculos vastos e apresentaram ativação do músculo vasto lateral longo precedendo a do músculo vasto medial oblíquo durante o caminhar em superfície inclinada, sugerindo que 5° de inclinação poderia não ser seguro para o tratamento de sujeitos com essa patologia. Além disso, os achados mostraram menor atividade elétrica do músculo vasto lateral oblíquo em relação aos demais estabilizadores patelares, sugerindo que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo mantém o alinhamento patelar enquanto o VLO não é um estabilizador lateral da patela, mas atua na dinâmica da articulação femoropatelar durante o caminhar.

Palavras-chave: articulação femoropatelar; caminhar; eletromiografia; quadríceps; vasto lateral oblíquo

ABSTRACT**MOTOR CONTROL OF THE KNEE DURING TREADMILL WALKING IN INDIVIDUALS WITH AND WITHOUT PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME****Author: Gilmar Moraes Santos****Adviser: Vanessa Monteiro-Pedro – Ph.D.**

The purpose of this study was to investigate onset, amplitude and ratio of electric activity of the vastus medialis oblique (VMO), vastus lateralis oblique (VLO) and vastus lateralis longus (VLL) muscle and the angle of the knee joint flexion at heel strike during walking on a treadmill. Fifteen subjects without (22-SD3 years) and twelve with patellofemoral pain syndrome (21-SD2 years) participated in this study. The subjects walked on a treadmill without and with inclination of 5 degrees for 10 minutes. Eight strides were analyzed for each situation. An eletrogoniometer was used to verify the knee flexion angle and a footswitch sensor to determinate the beginning and the end of each stride. An eletrogoniometer was used to verify the knee flexion and a footswitch sensor to inform the beginning and the end of each stride. The electric activity was recorded by surface electrodes (Ag/AgCl), an EMG device with 8 channels (EMG System of Brazil) and a software of acquisition data (AqDados 7.02.06). The electromyographic (EMG) data was processed by Matlab software, that calculated the onset timing of the muscles, the integral values of EMG signal and the EMG ratio (VMO:VLO and VMO:VLL). Knee flexion angle was significantly less in the subject with patellofemoral pain syndrome when compared with the subjects of control group. In the patellofemoral pain syndrome subjects, the EMG onset of vastus lateralis longus occurred before that vastus medialis oblique, in contrast no such differences occurred in the control group both during walking on a flat surface and on an inclined surface. The EMG activity of vastus lateralis longus muscle was significantly greater during walking in graded treadmill in the subjects with patellofemoral pain syndrome in relation to the subjects of the control group. The results also showed that to the electric activity of the vastus lateralis oblique muscles was always less than the electric activity of the vastus medialis oblique and/or vastus lateralis longus muscle in both groups, regardless condition. Furthermore, VMO:VLL and VMO:VLO activity ratios showed no significant differences between groups and conditions. The results of the present study showed that subjects with patellofemoral pain syndrome decreased the angle of the knee joint flexion, increased the EMG activity of the vastus muscles and presented EMG onset of vastus lateralis longus before that vastus medialis oblique during graded treadmill walking, suggesting that 5° of the inclination would not be safe for treatment for patients with patellofemoral pain syndrome. In addition, findings showed less electric activity of the vastus lateralis oblique muscle in relation to the other stabilizers of patella, suggesting that vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles maintain patellar alignment while VLO doesn't act as lateral stabilizer of the patella, but it acts in the dynamics of patellofemoral joint during gait.

Key-words: patellofemoral joint; gait; electromyography; quadriceps; vastus lateralis oblique

1. INTRODUÇÃO

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é um problema usual (McCONNELL, 1986), sendo uma das desordens mais comuns que afetam o mecanismo extensor do joelho (POWERS, LANDEL & PERRY, 1996), ocorrendo mais freqüentemente em mulheres (FULKERSON & ARENDT, 2000). Sua incidência varia entre 10 a 40%, com as maiores taxas ocorrendo em atletas (HARRISON & MAGEE, 2001).

Embora a etiologia mais aceita para a SDFP seja o deslocamento anormal da patela (INSALL, 1979), ela ainda não foi totalmente estabelecida, com diferentes fatores sendo propostos. Acredita-se, que a síndrome de dor femoropatelar esteja associada a déficits relacionados ao sincronismo e magnitude da ativação entre as diferentes porções do músculo quadríceps femoral, especialmente o músculo vasto medial oblíquo (VMO) e o músculo vasto lateral (VL). Entretanto, a literatura evidencia controvérsia quanto a presença (BOUCHER et al, 1992; GILLEARD, McCONNELL & PARSONS, 1998; COWAN et al, 2002) ou não (CERNY, 1995; KARST & WILLET, 1995; OWINGS & GRABINER, 2002) de tais déficits. Além disso, DILLON et al. (1983) propuseram que a SDFP poderia ser desenvolvida a partir de um caminhar com características anormais, com alguns estudos sugerindo uma relação anormal entre as características biomecânicas (pronação do pé; ângulo flexão do joelho, velocidade do caminhar, entre outras) e as lesões do membro inferior, incluindo a dor anterior no joelho (BUCHBINDER, NAPORO & BIGGS, 1979; DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983; TIBERIO, 1987; AREBLAD et al., 1990; NADEAU et al., 1997).

Estudos do caminhar quanto a cinemática normal têm indicado que, durante a fase de apoio, o joelho é o principal determinante da estabilidade do membro inferior e que a flexão dessa articulação na resposta a carga, representa a maior exigência muscular na articulação (KADABA et al., 1989; PERRY, 1992), sendo a contração excêntrica do músculo quadríceps femoral, nesta fase do ciclo do caminhar, o

mecanismo absorvedor dinâmico primário de choque durante a aceitação de peso (PERRY, 1992).

Para sujeitos com síndrome de dor femoropatelar (SDFP), o aumento da flexão do joelho e da contração do músculo quadríceps femoral elevaria as forças de reação na articulação femoropatelar, induzindo a alterações biomecânicas na articulação femoropatelar influenciando dessa forma a função da extremidade inferior (NADEAU et al., 1997). Clinicamente, sujeitos com dor femoropatelar relatam limitações no caminhar, particularmente durante o subir e descer escadas e caminhar em planos inclinados. O desconforto associado com essas atividades geralmente resulta em modificação nos padrões do caminhar em uma tentativa de reduzir as demandas musculares e subseqüentemente a dor (POWERS et al., 1997).

A análise cinemática do caminhar sugere que sujeitos com SDFP utilizam um padrão de movimento alterado, como por exemplo, a diminuição da flexão do joelho. A redução no ângulo de flexão do joelho durante a resposta a carga é geralmente uma ação que procura limitar as forças articulares e pode ser um indicador de patologia no joelho (PERRY, 1992). Embora a diminuição da flexão do joelho seja um achado possível em sujeitos com SDFP (DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983, NADEAU et al., 1997), outros autores não confirmaram esse resultado (POWERS et al., 1999; BRECHTER & POWERS, 2002).

Apesar de existirem estudos na literatura sobre a análise dos parâmetros do caminhar somente sete avaliaram sujeitos com SDFP. Esses estudos utilizaram diferentes tipos de instrumentos de avaliação, incluindo sistemas de análise de movimento, plataformas de força e eletromiografia, com o objetivo de mensurar o ângulo de flexão do joelho, o ângulo de pronação, o ângulo de rotação do fêmur, os momentos articulares, a força de reação do solo e a atividade elétrica muscular (DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983; CALLAGHAN & BALTZPOULOS, 1994; POWERS, LANDEL & PERRY, 1996; POWERS et al., 1997; NADEAU et al., 1997; POWERS et al., 1999; BRECHTER & POWERS, 2002).

Segundo McINTYRE & ROBERTSON (1992) não há diferença nos padrões eletromiográficos da contração do músculo quadríceps femoral entre sujeitos com e sem SDFP durante a atividade de corrida na esteira. No entanto, durante o caminhar em superfície plana e inclinada a 12°, POWERS, LANDEL & PERRY (1996) constataram que os sujeitos com SDFP apresentaram menor atividade no músculo quadríceps femoral quando comparada com sujeitos saudáveis. Além disso, a literatura consultada evidenciou controvérsia em relação ao comportamento da atividade elétrica dos músculos vastos (VMO e VL) no caminhar em superfície inclinada, relatando aumento (BRANDEL, 1977) ou diminuição (CICCOTTI et al., 1994) na atividade desses músculos.

Em atividades tais como agachamento, subir e descer escadas, os resultados mostraram que nos sujeitos com SDFP a atividade eletromiográfica do vasto lateral ocorreu antes do vasto medial oblíquo, sendo uma das causas da dor anterior no joelho (VOIGHT & WIEDER, 1991; COWAN et al., 2001; COWAN et al., 2002). No entanto, durante o caminhar, POWERS, LANDEL & PERRY (1996) não constataram diferença significativa no tempo de início (*onset*) da atividade eletromiográfica nem entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral nem entre sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar.

A partir de estudos anatômicos (WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS, 1989) e eletromiográficos (MORRISH & WOLEDGE, 1997), o músculo vasto lateral oblíquo (VLO) foi também considerado uma porção do músculo quadríceps, bem como um possível estabilizador patelar. MORRISH & WOLEDGE (1997) concluíram que os músculos VMO e VLO são as porções anatomicamente mais adequadas para controlar o deslizamento patelar e, portanto, alteração nos aspectos temporal e de amplitude da atividade eletromiográfica entre estas porções também poderia originar a lateralização patelar. Importante salientar que até a presente data não foram encontrados na literatura estudos referentes ao músculo vasto lateral oblíquo relacionados ao tempo de início (*onset*) e amplitude da atividade eletromiográfica bem

como a relação desse músculo com os outros estabilizadores patelares, músculo vasto medial oblíquo e o músculo vasto lateral longo (VLL), durante o caminhar em superfície plana e/ou inclinada tanto em indivíduos clinicamente normais como com SDFP.

A partir destas considerações, hipotetizou-se que os sujeitos com SDFP poderiam apresentar menor ângulo de flexão do joelho no contato inicial bem como o VLO poderia ser um estabilizador dinâmico primário da patela, sendo um dos vetores de força responsáveis pela estabilidade patelar durante o caminhar na esteira.

Diante do exposto, formulou-se o seguinte problema: Qual o comportamento das características biomecânicas, movimento angular do joelho, tempo de início e amplitude da atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo, durante caminhar na esteira em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar?

1. 1. Objetivos

Os objetivos do estudo durante caminhar na esteira em superfície plana e inclinada a 5° em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar foram:

- mensurar o ângulo de flexão do joelho no contato inicial do ciclo do caminhar;
- quantificar a amplitude da atividade elétrica (integral) dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo;
- determinar o *onset* dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo;
- avaliar as relações musculares VMO:VLO e VMO:VLL;

2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo serão apresentados os assuntos pertinentes ao estudo. São eles: superfícies de contato da articulação femoropatelar, definição, etiologia, características clínicas e eletromiografia na síndrome de dor femoropatelar, deslizamento patelar, amplitude e tempo de início da atividade muscular e caminhar na síndrome de dor femoropatelar.

2.1. Superfícies de contato da articulação femoropatelar

FRANKEL & NORDIN (1980), relataram que a patela possui duas funções biomecânicas primárias na articulação do joelho. A primeira é permitir a melhor distribuição do *stress* compressivo no fêmur pelo aumento na área de contato entre o tendão patelar e o fêmur. A segunda está relacionada a ajudar o movimento de extensão do joelho aumentando o comprimento do braço de alavanca do músculo quadríceps femoral em toda a amplitude de movimento.

O contato patelofemoral ocorre entre a superfície posterior da patela e o sulco patelar do fêmur. Com o joelho em extensão total, a patela não tem contato com o fêmur, simplesmente repousa na bursa (GRANA & KRIEGSHAUSER, 1985; RUFIN & KININGHAM, 1993). Com uma leve flexão do joelho de aproximadamente 20 graus, a superfície articular posterior da porção inferior da patela faz contato com a porção superior lateral do fêmur, o que permitiria iniciar a congruência das superfícies articulares e conseqüentemente maior estabilidade. Em aproximadamente 20 graus de flexão do joelho, a faceta lateral da patela entra em contato com a borda lateral do sulco femoral. Por volta de 30-45 graus a patela centraliza no sulco (GOODFELLOW, HUNGERFORD, & ZINDEL, 1979). Em aproximadamente 80 graus de flexão do joelho, somente a superfície articular da patela tem contato com o sulco femoral,

levando em conta que em 90 graus, o tendão do músculo quadríceps femoral divide uma parte da transmissão da carga, enquanto a área de contato aumenta e move-se mais proximalmente na patela. Após 90 graus de flexão do joelho, a faceta medial da patela posterior entra em contato com o sulco intercondilar com a diminuição da área de contato total. Somente com a flexão extrema do joelho, por volta de 135 graus, que a *odd facet* da patela faz contato com a margem lateral do côndilo femoral (Figura 1).

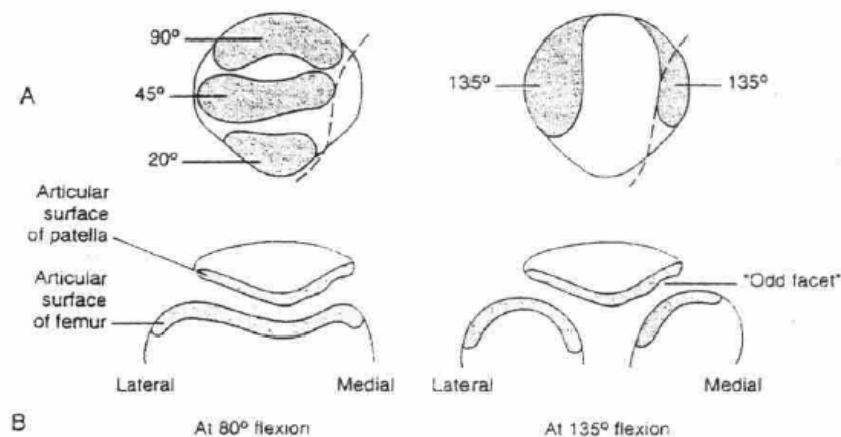


FIGURA 1 – (A) Área de contato da patela durante os diferentes graus de flexão do joelho. (B) Articulação entre a patela e fêmur. (FONTE: MAGEE, Orthopedic Physical Assessment, 2002, p.660).

2.2. Definição e etiologia da síndrome de dor femoropatelar

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é uma patologia caracterizada por dor (CERNY, 1995; KARST & WILLETT, 1995; THOMEÉ et al., 1995; COWAN et al., 2001 e 2002) ou desconforto (NEPTUNE et al., 2000) na região anterior do joelho, comumente vista em pessoas jovens e atletas do gênero feminino (DOUCETTE & GOBLE, 1992; CERNY, 1995; THOMEÉ et al., 1995; COWAN et al., 2001 e 2002)

Apesar da alta incidência da SDFP, especialmente na população feminina, a etiologia desta síndrome ainda não está totalmente definida. Este fato apresenta-se como o principal obstáculo para aqueles que tratam, de forma cirúrgica ou não, pacientes com essa patologia (FULKERSON, 2000).

Existem várias teorias sobre a etiologia da SDFP: (a) lesão neural ou neuromas no retináculo lateral (SANCHIS-ALFONSO et al., 1998); (b) lesões condrais da superfície retropatelar e/ou do sulco patelar do fêmur (NISSEN et al., 1998); (c) sinovite peripatelar (DYE & VAUPEL, 1994; DYE, 1999); (d) pressão patelar excessiva secundária ao deslocamento lateral da patela relativo ao sulco femoral devido a problemas em tecidos moles ou ósseos (MERCHANT, 1988); (e) força de reação na articulação femoropatelar excessiva, secundária ao mal alinhamento da cadeia inferior (FULKERSON, 2000); (f) encurtamento de estruturas moles e periarticulares (McCONNELL, 1986); e (g) mal deslizamento e alinhamento femoropatelar (FULKERSON, 2000).

No entanto, existe um consenso de que o deslizamento inadequado da patela dentro do sulco patelar do fêmur é o principal fator na maioria dos casos (FULKERSON, 2000). Nessa situação, ocorreria um desequilíbrio entre os estabilizadores dinâmicos primários, com a força de tração do músculo vasto lateral (VL) não sendo adequadamente equilibrada pela força de tração medial do vasto medial oblíquo (VMO), resultando em deslocamento lateral e mal alinhamento da patela (INSALL, 1979). Além do desequilíbrio muscular, a contração assíncrona dos estabilizadores patelares também poderia contribuir para o mal alinhamento e dor femoropatelar, ou ambos (GARRICK, 1989; INGERSOLL & KNIGHT, 1991).

2.2.1. Deslizamento patelar

Segundo COWAN, BENNELL & HODGES (2002) o deslizamento patelar é o resultado de uma interação entre estruturas passivas, músculos e o sistema de controle neuromotor, sendo o deslizamento patelar inadequado uma causa comum da síndrome de dor femoropatelar. A contração adequada do mecanismo extensor resulta no movimento superior da patela em relação ao eixo longo do fêmur, no entanto, com o deslizamento inadequado, a patela geralmente desloca-se lateral e superiormente. Este deslocamento lateral poderia ser o resultado da inserção proximal do vasto

medial oblíquo posicionada distante da patela. Além disso, pode também ser originado por uma fraca sincronização ou força de contração dos músculos ao redor do quadríceps (McCONNELL, 1996).

Segundo HUNGERFORD & BARRY (1979) o músculo vasto medial oblíquo desempenha uma importante ação corretora do deslocamento lateral da patela, auxiliando no alinhamento adequado do mecanismo extensor do joelho, conjuntamente aos fatores anatômicos (projeção do côndilo femoral lateral) e estáticos (tração do retináculo lateral), o que faz de sua insuficiência uma das causas mais comuns da síndrome de dor femoropatelar.

Alguns autores acreditam que um desequilíbrio ocorreria entre a força de contração do músculo vasto medial oblíquo e do músculo vasto lateral, ou por insuficiência do músculo vasto medial oblíquo ou uma maior força de contração do músculo vasto lateral, levando a patela a ser deslocada lateralmente dentro do sulco patelar do fêmur, criando *stress* anormal na cartilagem subjacente (REYNOLDS et al., 1983; McCONNELL, 1996). Outras etiologias do deslizamento patelar inadequado podem também ser atribuídas aos tecidos não contráteis, isto é, retináculo lateral encurtado; retináculo medial relaxado ou lesado; e/ou um ligamento patelofemoral fraco (REYNOLDS et al., 1983).

2.3. Características clínicas na síndrome de dor femoropatelar

Os sintomas na síndrome de dor femoropatelar são múltiplos (CHESSWORTH et al., 1989; GARRICK, 1989), com os pacientes se queixando de dor difusa na região anterior do joelho, geralmente de início insidioso e progressão lenta, acompanhada de inflamação, desequilíbrio e instabilidade de componentes do mecanismo extensor desta articulação, por fatores congênitos, trauma ou estresse mecânico (SHELTON & THIGPEN, 1991), agravando-se sobretudo em atividades que aumentam as forças de compressão femoropatelar, tais como: caminhar em superfície inclinada, correr, sentar

por tempo prolongado, agachar, ajoelhar ou ao subir/descer degraus (THOMEÉ et al., 1995; POWERS et al., 1999).

A dor é relatada como anterior e/ou retropatelar, variando de leve a severa. A origem da dor femoropatelar não está clara, já que não existem terminações nervosas na cartilagem articular, embora o osso subcondral seja inervado. Uma sinovite reativa é a possível origem da dor (SANCHIS-ALFONSO & ROSELLO-SASTRE, 2000). Além disso, maior atividade física poderia resultar em irritação nos tecidos moles peripatela-res, com dor então sendo originada a partir das terminações nervosas do retináculo e agravada pelo mal alinhamento e excesso de atividades físicas (TUMIA & MAFFULLI, 2002). Além de dor na porção anterior da articulação, comumente encontra-se dor na região da borda medial e borda lateral da patela (FULKERSON, 2000).

Além disso, pode estar presente nesta condição edema articular, creptação patelar; perda ou diminuição de movimento na articulação do joelho, diminuição/aumento da mobilidade patelar, bem como sensação de falseio e instabilidade (BOUCHER et al., 1992; LOUDON et al., 2002; MICHAEL & POWERS, 2002).

Pacientes predispostos ou com dor femoropatelar podem apresentar aumento na anteversão femoral, geno valgo, geno recurvato, torção tibial interna, patela alta, hipoplasia do sulco femoral, aumento no ângulo Q - intersecção da linha que sai da espinha íliaca ântero-superior até o centro da patela e da linha que vai do centro da patela até a tuberosidade anterior da tíbia (CAYLOR, FITES & WORRELL, 1993), deficiências do mecanismo de estabilização e da musculatura de suporte, pronação subtalar excessiva ou deficiência no alinhamento podálico e encurtamento do retináculo lateral e banda iliotibial (INSALL, 1982; DAVIDSON, 1993; FULKERSON, 2000)

A diminuição na ação de estabilização dinâmica da patela pode estar relacionada a alterações no músculo quadríceps femoral, incluindo sobretudo a insuficiência do músculo VMO, associada geralmente à atrofia, hipoplasia, hipotonia, inibição e deficiência do controle motor referente a este músculo (FOX, 1975; McCONNELL, 1986; MOSS, 2003).

2.4. Eletromiografia na síndrome de dor femoropatelar

Eletromiografia é um método que registra a atividade do músculo e tem sido usada para determinar tanto o tempo de início da atividade elétrica muscular (*onset*) como a intensidade na qual o músculo está ativo, ou seja, a amplitude da atividade (PERRY, 1992).

Diminuição na atividade do vasto medial oblíquo relativa ao músculo vasto lateral (VL) tem sido evidenciada em atividades funcionais tais como subir/descer escadas (SOUZA & GROSS, 1991) e em outras atividades voluntárias, mas não tão funcionais tais como em cadeia cinética aberta (CCA) (SOUZA & GROSS, 1991) e em cadeia cinética fechada (CCF) (TASKIRAN et al., 1998).

Evidências quanto a ativação do músculo vasto medial oblíquo depois do músculo vasto lateral foram evidenciadas durante as atividades de subir/descer escadas (COWAN et al., 2001), ficar na ponta dos dedos (COWAN et al., 2002) e durante uma atividade reflexa do músculo quadríceps femoral (VOIGHT & WIEDER, 1991; WITVROUW et al., 1996). Entretanto, evidências de déficits na amplitude e no *onset* não são encontradas em todos os estudos, com os resultados mostrando não haver diferença significativa entre sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. Os quadros 1 e 2, respectivamente, evidenciam um resumo dos estudos feitos na síndrome de dor femoropatelar em relação ao *onset* e amplitude da atividade eletromiográfica nas diferentes porções do músculo quadríceps femoral, especificamente nos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral.

Estudos anatômicos (HALLISEY et al., 1987; WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS, 1989) e eletromiográficos (MORRISH & WOLEDGE, 1997; BEVILAQUA-GROSSI, MONTEIRO-PEDRO, & BERZIN, 2004), mostraram que o músculo vasto lateral oblíquo é um importante estabilizador patelar, agindo como antagonista ao músculo vasto medial oblíquo tracionando lateralmente a patela. Mais recentemente, BEVILAQUA-GROSSI et al., (2004), em um estudo anatômico, concluíram que o

músculo vasto lateral oblíquo é de fato uma porção independente do músculo vasto lateral e ainda, que esta porção muscular possui fibras inserindo-se no retináculo lateral constituindo-se um importante estabilizador dinâmico da patela. Entretanto, a literatura consultada encontrou poucos estudos referentes a porção oblíqua do músculos vasto lateral.

QUADRO 1 – Estudos referentes ao *onset* dos músculos VMO e VL em sujeitos com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) e normais (GC)

Autores	Sujeitos	Tarefa	Músculos	Tipo Contração	Iniciação	Déficit VMO
Voight & Wieder (1991)	16 SDFP 41 GC	Percussão tendão patelar	VMO-VL		Reflexa	Sim
Grabiner et al. (1992)	8 SDFP 15 GC	Extensão joelho, 20°, CCA	VMO-VL	Estática	Voluntária	Não
Karst & Willet 1995	15 SDFP 12 GC	Extensão joelho, 90°-0°, CCA	VMO-VL	Dinâmica concêntrica	Voluntária	Não
Karst & Willet 1995	15 SDFP 12 GC	Step lateral (8cm)	VMO-VL	Dinâmica concêntrica	Voluntária	Não
Karst & Willet 1995	15 SDFP 12 GC	Percussão tendão patelar	VMO-VL		Reflexa – espinhal	Não
Witvrouw et al. (1996)	19 SDFP 80 GC	Percussão tendão patelar	VMO-VL		Reflexa	Sim
Powers et al. (1996)	26 SDFP 19 GC	Funcional	VMO-VL	Dinâmica	Voluntária	Não
Sheehy et al. (1998)	13 SDFP 15 GC	Extensão joelho – 0°	VMO-VL	Estática	Voluntária	Não
Cowan et al. (2001)	33 SDFP 33 GC	Subir/descer escadas	VMO-VL	Dinâmica	Voluntária	Sim
Cowan et al. (2002b)	37 SDFP 37 GC	Ficar ponta dos pés	VMO-VL	Dinâmica	Voluntária	Sim
Owings et al. (2002)	20 SDFP 14 GC	Extensão joelho (80-60°)	VMO-VL	Dinâmica	Voluntária	Não

QUADRO 2 – Estudos referentes a amplitude da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) em sujeitos com Síndrome de Dor Femoropatelar (SDFP) e normais (GC)

Autores	Sujeitos	Tarefa	Variável	Tipo Contração	Iniciação	Déficit VMO
Souza & Gross (1991)	9 SDFP 7 GC	Extensão joelho; CCA; escadas	Relação VMO/VL	Estática Dinâmica	Voluntária	Sim
Boucher et al. (1992)	18 SDFP 12 GC	Extensão joelho, CCA	Relação VMO/VL	Estática	Voluntária	Sim
Cerny (1995)	10 SDFP 21 GC	Extensão joelho, CCA	Relação VMO/VL	Estática Dinâmica	Voluntária	Não
Sheehy et al. (1998)	13 SDFP 15 GC	Subir/descer escadas	Relação VMO/VL	Dinâmica	Voluntária	Não
Taskiran et al. (1998)	10 SDFP 8 instabili 9 GC	Extensão joelho, 0°, 15°, 30°, 45°; CCF	Relação VMO/VL	Dinâmica	Voluntária	Sim
Owings et al. (2002)	20 SDFP 14 GC	Extensão joelho (80-60°) CCA	Amplitude VMO-VL	Dinâmica	Voluntária	Não
Pulzatto et al. (2005)	12 SDFP 15 GC	Subir/descer escadas	Relação VMO/VL	Dinâmica	Voluntária	Não

2.4.1. Tempo de início da atividade eletromiográfica (*onset*)

OWINGS & GRABINER (2002), estudaram o controle motor dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, com o objetivo de determinar se o tempo de início da atividade eletromiográfica (EMG) poderia contribuir para o deslocamento inadequado da patela no sulco patelar do fêmur. Estes autores utilizaram dados eletromiográficos obtidos durante uma contração voluntária máxima de extensão de joelho a partir de duas posições (fletida e estendida) em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar. O tempo de ativação e a amplitude dos músculos vasto lateral e vasto medial oblíquo dos sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar foram maior durante ações excêntricas, e diferiram daquelas encontradas nos sujeitos

normais. Segundos os autores esta alteração nos padrões de EMG musculares poderia contribuir para o deslocamento lateral patelar durante ações excêntricas.

COWAN et al. (2001) e COWAN et al. (2002), avaliaram a atividade EMG dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral durante simulação de tarefas posturais. Nesses estudos, sujeitos com SDFP e assintomáticos realizaram três atividades: (a) ficar na ponta dos pés; (b) ficar apoiado nos calcanhares; e (c) subir/descer escadas. Os resultados confirmaram que existe um padrão de tempo de início da atividade EMG (*onset*) inadequado entre vasto medial oblíquo e vasto lateral, ou seja, o *onset* do músculo vasto lateral ocorreu antes do músculo vasto medial oblíquo. Nos sujeitos assintomáticos eles não encontraram alterações, com os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral ativando simultaneamente.

VOIGHT & WIEDER (1991), avaliaram o tempo de resposta reflexa dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) em 41 sujeitos normais e 16 com disfunção no mecanismo extensor. Nos sujeitos com disfunção, o músculo VL ativou significativamente mais rápido que o músculo VMO. Os pacientes também tiveram um tempo de resposta do músculo VL significativamente mais rápido do que os sujeitos normais. Segundo os autores, este achado poderia ser o resultado de um desequilíbrio no controle motor neurofisiológico que por sua vez poderia contribuir para a dor anterior no joelho.

WITVROUW et al. (1996), avaliaram, por meio de EMG de superfície, os tempos de resposta reflexa dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em pacientes com síndrome de dor femoropatelar com objetivo de determinar se estes pacientes têm alteração no padrão de ativação. Um grupo de 80 adultos saudáveis foi comparado a um grupo de 19 pacientes com síndrome de dor femoropatelar. Os resultados mostraram que o tempo de resposta reflexa do músculo vasto medial oblíquo foi significativamente mais curto do que o tempo de resposta do músculo vasto lateral. O grupo síndrome de dor femoropatelar teve uma ativação significativamente mais cedo do músculo vasto lateral quando comparado ao músculo vasto medial

oblíquo. Os autores concluíram que uma alteração no padrão neuromuscular dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral poderia ser a causa da síndrome.

Entretanto, alguns estudos (MOLLER et al., 1986; KARST & WILLETT, 1995; POWERS, LANDEL, & PERRY, 1996), refutam a idéia de desequilíbrio neuromuscular entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral. É exatamente esta controvérsia que tem levado ao questionamento sobre o recrutamento seletivo do músculo VMO para tratamento da síndrome de dor femoropatelar.

KARST & WILLETT, (1995) estudaram o tempo de início da ativação elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em três atividades: (a) reflexo de extensão do joelho; (b) extensão ativa do joelho sem carga; e (c) subida lateral de um *step* de 8 cm de altura com o membro afetado. Os autores não encontraram diferenças significativas no início de ativação elétrica entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em qualquer uma das atividades tanto no grupo normal quanto no portador de síndrome de dor femoropatelar.

POWERS, LANDEL, & PERRY (1996) investigaram a atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto medial longo, vasto lateral e vasto intermédio durante as atividades de subida e descida de uma escada com degraus de 15 cm de altura e caminhada no plano e com 12° de inclinação realizada por indivíduos normais e com síndrome de dor femoropatelar. Os autores verificaram que não houve diferença no *onset* e na cessação da atividade dos músculos VMO e VL em todas as atividades funcionais estudadas. Da mesma forma, MORRISH & WOLEDGE (1997), encontraram ativação simultânea entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em sujeitos com síndrome de dor femoropatelar e normais.

OWINGS & GRABINER, (2002), analisaram o tempo de ativação elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em indivíduos normais e portadores de síndrome de dor femoropatelar. Os indivíduos realizaram contração voluntária máxima de extensão excêntrica e concêntrica do joelho realizadas em cadeia cinética aberta em um dinamômetro isocinético. Não foram observadas diferenças entre os grupos em

relação ao tempo de início de ativação dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral.

Os resultados controversos apresentados anteriormente sugerem que a maneira como o sistema nervoso central desempenha o controle motor sobre os músculos estabilizadores da patela e como este controle pode estar ou não alterado nos indivíduos com síndrome de dor femoropatelar ainda não está bem estabelecido. Embora, as conseqüências destas alterações ainda sejam desconhecidas (HINMAN et al., 2002b), NEPTUNE et al. (2000), evidenciaram, a partir de estudos com modelos experimentais, que um atraso de 5 ms na ativação do músculo vasto medial oblíquo (em relação ao músculo vasto lateral) resulta em um aumento de 26% na carga lateral da articulação femoropatelar, o que hipoteticamente poderia resultar no aparecimento da dor anterior no joelho.

2.4.2. Amplitude da atividade eletromiográfica

BOUCHER et al. (1992), investigaram os músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL), empregando eletromiografia de superfície, durante a realização de com contração estática máxima de joelho em 15, 30 e 90 graus de flexão. Esses autores relataram que os pacientes que apresentaram maior ângulo Q mostraram relação VMO:VL significativamente menor quando comparados com o resto do grupo. Além disso, encontraram relação VMO:VL significativamente menor em 15 graus quando comparada com 90 graus de flexão do joelho.

SOUZA & GROSS (1991), compararam a relação eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral (VMO:VL) entre sujeitos saudáveis e com síndrome de dor femoropatelar quando realizando contrações dinâmicas e estáticas do músculo quadríceps femoral. A relação VMO:VL foi obtidas durante subir e descer escadas, e durante contrações estáticas máximas e submáximas. Os sujeitos saudáveis exibiram maior relação VMO:VL do que os sujeitos com síndrome de dor

femoropatelar durante as contrações estáticas. Estes autores deduziram que pacientes com síndrome de dor femoropatelar têm padrões de ativação anormais na relação VMO:VL.

Por outro lado, KARST & WILLETT (1995), não encontraram diferença significativa na atividade muscular voluntária entre os músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) em 12 sujeitos com síndrome de dor femoropatelar e 15 sujeitos normais. Além disso, indiferente da presença ou ausência de síndrome de dor femoropatelar, qualquer diferença na atividade muscular voluntária nos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral foram pequenas. Os autores concluíram que seus achados colocam dúvida na habilidade de tentar recrutar seletivamente o músculo vasto medial oblíquo por meio de estímulos sensoriais ou qualquer equipamento clínico de *biofeedback* eletromiográfico. Da mesma forma, em um estudo com 26 sujeitos com síndrome de dor femoropatelar e 19 clinicamente normais, utilizando eletromiografia e um sistema de análise de movimento, POWERS, LANDEL, & PERRY (1996), observaram que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral apresentaram intensidades similares durante a contração do músculo quadríceps femoral.

POWERS, PERRY & SHELLOCK (1997), fizeram um estudo para verificar se a insuficiência do músculo vasto medial poderia ser a causa de subluxação lateral. Eles avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto medial longo e vasto lateral com eletrodos de agulha em 23 mulheres com diagnóstico de síndrome de dor femoropatelar e 12 normais sem dor. O deslocamento patelar dinâmico foi determinado com equipamento de ressonância magnética cinemática. As imagens foram obtidas em uma variedade de ângulos de flexão de joelho. Extensão ativa de joelho foi resistida com um equipamento de posicionamento especialmente construído para o estudo. Foi encontrada uma relação inversa entre a relação VL/VML e o deslocamento patelar lateral, com a maior atividade do músculo vasto medial longo (VML) estando associada com o maior deslocamento lateral da patela. Isto implicaria

que o maior recrutamento do músculo vasto medial é uma resposta ao movimento anormal mais do que uma causa do alinhamento patelar anormal.

Apesar da existência de vários artigos referentes a atividade eletromiográfica do músculo quadríceps femoral, especialmente dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, como visto anteriormente, poucos estudaram a porção oblíqua do músculo vasto lateral (MORRISH, & WOLEDGE, 1997; ANDRADE et al. 2000; BEVILAQUA-GROSSI, MONTEIRO-PEDRO & BERZIN, 2004; COQUEIRO et al., 2005; PULZATTO et al., 2005), mas não durante o caminhar.

Segundo WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS (1989) a função mais importante dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo é, provavelmente, ajustar a patela na articulação femoropatelar. Segundo alguns autores (WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS, 1989; MORRISH, & WOLEDGE, 1997; BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004) haveria uma atividade sincrônica entre os músculos vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo, sendo essas porções do músculo quadríceps femoral as responsáveis pelo controle e estabilidade da patela.

ANDRADE et al. (2000) estudaram o efeito do exercício estático de extensão de joelho em 90 graus de flexão associado com rotação medial e lateral da tibia em cadeia cinética fechada (equipamento de *leg press*) na atividade elétrica do músculo vasto lateral oblíquo em nove (9) sujeitos com síndrome de dor femoropatelar. Os autores concluíram que os exercícios propostos não alteraram o padrão de recrutamento do músculo vasto lateral oblíquo.

MORRISH, WOLEDGE, & HADDAD (2003), avaliaram a amplitude da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e reto femoral durante contrações isométricas em dois diferentes ângulos de flexão do joelho (60 e 90°) e durante uma atividade funcional envolvendo contrações concêntricas e excêntricas (subir e descer uma escada) em 11 sujeitos clinicamente normais. Os resultados mostraram que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo têm menor ativação em 60° de flexão de joelho. Além disso, houve maior amplitude

dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo durante as contrações concêntricas. Os autores concluíram que as diferentes porções do músculo quadríceps femoral nem sempre agem da mesma forma, e que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo necessitam estar com maior ativação quando o peso do corpo está sendo sustentado por apenas um membro. Adicionalmente verificaram que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo estavam sincronizados possuindo importante função na estabilidade e controle patelar.

BEVILAQUA-GROSSI, MONTEIRO-PEDRO & BERZIN (2004), avaliaram o padrão de atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo em contração estática nos exercícios de extensão de joelho em cadeia cinética aberta em dois ângulos de flexão de joelho (15 e 90 graus), com o objetivo de melhorar o entendimento dos fatores envolvidos na síndrome de dor femoropatelar, especialmente os componentes laterais do músculo quadríceps. Os autores mostraram que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo possuem um papel recíproco e sincrônico na função de estabilização da patela. Além disso, o músculo vasto lateral oblíquo apresentou maior ativação do que o músculo vasto lateral longo nesse tipo de exercício.

Recentemente, PULZATTO et al. (2005), em um estudo sobre influência de duas diferentes alturas de um *step* (45 e 75° de flexão de joelho) na atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo no exercício de subida posterior em 15 sujeitos sem e 12 com síndrome de dor femoropatelar, mostraram que não há diferença significativa nas relações VMO:VLO e VMO:VLL entre sujeitos clinicamente normais e com síndrome de dor femoropatelar. No entanto, os autores verificaram que no *step* a 45° de flexão de joelho as relações VMO:VLO e VMO:VLL foram significativamente maiores, sendo a indicada para a realização de exercícios para sujeitos com a síndrome de dor femoropatelar.

2.4. Caminhar e a síndrome de dor femoropatelar

Embora tenham avaliado sujeitos clinicamente normais, LANGE et al. (1996), em um estudo sobre atividade eletromiográfica e ângulo de flexão do joelho durante o caminhar em esteira com diferentes ângulos de inclinação (0° , $6,8^\circ$, $13,5^\circ$), mostraram aumento significativo na atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (125%) e vasto lateral (109%) com a elevação do ângulo de inclinação. Além disso, os autores verificaram que no início da fase de apoio (resposta à carga), quando o músculo quadríceps femoral está mais ativo, o ângulo de flexão do joelho aumentou, de 10° no caminhar sem inclinação para 50° na inclinação de $13,5^\circ$. Os autores concluíram que uma inclinação superior a 12° poderia ser benéfica para a reabilitação do joelho, pois minimizaria o desconforto femoropatelar.

DILLON, UPDYKE & ALLEN (1983), mostraram que a síndrome de dor femoropatelar poderia ser desenvolvida a partir de um caminhar com características anormais. Estudos sugerem que exista uma relação anormal entre as características biomecânicas do caminhar (pronação do pé; ângulo flexão do joelho, velocidade da marcha, entre outras) e as lesões do membro inferior, incluindo a dor anterior no joelho (BUCHBINDER, NAPORO & BIGGS, 1979; DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983; TIBERIO, 1987; AREBLAD et al., 1990; NADEAU et al., 1997).

A contração excêntrica do músculo quadríceps femoral, na fase de apoio do ciclo do caminhar, é considerada o mecanismo absorvedor dinâmico primário de choque durante a aceitação de peso (PERRY, 1992). Entretanto, para pacientes com SDFP, o aumento da flexão do joelho na resposta a carga e da contração do músculo quadríceps femoral elevaria as forças de reação na articulação femoropatelar, induzindo a alterações biomecânicas na articulação femoropatelar influenciando dessa forma a função da extremidade inferior (NADEAU et al., 1997). Clinicamente, sujeitos com dor femoropatelar relatam limitações no caminhar, particularmente durante o

subir/descer escadas e caminhar em planos inclinados. O desconforto associado com essas atividades geralmente resulta em modificação nos padrões do caminhar numa tentativa de reduzir as demandas musculares e subseqüentemente a dor (POWERS et al., 1997).

Apesar de existirem estudos sobre a análise dos parâmetros do caminhar somente sete avaliaram sujeitos com disfunção femoropatelar. Esses estudos utilizaram diferentes tipos de instrumentos de avaliação, incluindo sistemas de análise de movimento, plataformas de força e eletromiografia, com o objetivo de mensurar o ângulo de flexão do joelho, o ângulo de pronação, o ângulo de rotação do fêmur, os momentos articulares, a força de reação do solo e a atividade elétrica muscular (DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983; CALLAGHAN & BALTZPOULOS, 1994; POWERS, LANDEL & PERRY, 1996; POWERS et al., 1997; NADEAU et al., 1997; POWERS et al., 1999; BRECHTER & POWERS, 2002). Entretanto, esses estudos não avaliaram o sinal elétrico da porção oblíqua do músculo vasto lateral e além disso apresentaram resultados contraditórios quanto a diminuição (DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983; NADEAU et al., 1997) ou não (POWERS et al., 1999; BRECHTER & POWERS, 2002) no ângulo de flexão do joelho durante a fase de resposta a carga do caminhar em sujeitos acometidos por síndrome de dor femoropatelar.

POWERS et al., (1997) em um estudo envolvendo 19 sujeitos com diagnóstico de síndrome de dor femoropatelar e 19 clinicamente normais, investigaram a influência da dor e da fraqueza muscular nas variáveis do caminhar, entre elas a velocidade, a cadência, o comprimento da passada, tempo de apoio simples, tempo de duplo apoio e tempo de balanço, além da amplitude de movimento do joelho durante várias atividades funcionais, tais como, caminhar com velocidade lenta e rápida, subir/descer escadas e subir/descer rampas com inclinação de 12 graus. Os autores encontraram maior velocidade, cadência e comprimento de passada nos sujeitos clinicamente normais em relação aos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar. Além disso, revelaram que não houve associação entre a dor e as variáveis do

caminhar em qualquer uma das atividades funcionais nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar. Apesar dos resultados apresentarem menores valores para o grupo síndrome de dor femoropatelar na amplitude de movimento do joelho, em qualquer fase do caminhar e em qualquer atividade funcional, não foi encontrada diferença significativa entre os dois grupos. Os autores concluíram que a estratégia primária utilizada pelos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar para reduzir a atividade do músculo quadríceps foi à diminuição na velocidade do caminhar.

POWERS, LANDEL & PERRY (1996), avaliaram atividades funcionais (caminhar em velocidade lenta e rápida, subir/descer escadas e caminhar em superfície inclinada a 12 graus) realizado em 26 sujeitos com diagnóstico de síndrome de dor femoropatelar e 19 clinicamente normais, utilizando um sistema de análise de movimento e eletromiografia. Os resultados evidenciaram que os sujeitos com SDFP apresentaram menor atividade no músculo quadríceps femoral quando comparados com sujeitos saudáveis enquanto andavam em superfície plana e inclinada. Entretanto, esses autores não constataram diferença tanto no músculo vasto medial oblíquo como no músculo vasto lateral durante o caminhar em superfície plana e subindo uma rampa, tanto nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar como normais. Além disso, os autores constataram que não houve diferença significativa no *onset* da atividade eletromiográfica entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral nos dois grupos, em qualquer uma das condições testadas. Adicionalmente, não foi encontrada diferença significativa no ângulo de flexão do joelho nas fases do caminhar em qualquer uma das atividades funcionais avaliadas. Embora não tenha sido observada diferença significativa, a flexão do joelho na fase de resposta a carga no grupo síndrome de dor femoropatelar foi menor que a do grupo sem a patologia.

Em um estudo com mulheres corredoras, sendo 12 clinicamente normais e 8 com diagnóstico de síndrome de dor femoropatelar, McINTYRE & ROBERTSON (1992), avaliaram a atividade elétrica dos músculos vasto medial, vasto lateral e reto femoral durante corrida em uma esteira. Os resultados encontrados mostraram não

haver diferença nos padrões EMG da contração do músculo quadríceps femoral entre os dois grupos. Embora os autores não mostraram os dados sobre a intensidade da dor, concluíram que os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar poderiam ter suportado a dor, e conseqüentemente não alteraram seus padrões de atividade elétrica.

DILLON, UPDYKE & ALLEN (1983) coletaram dados cinemáticos em oito mulheres com condromalácia patelar. Dados eletromiográficos não foram medidos, mas os autores concluíram que houve diferença nos parâmetros de caminhar (flexão do joelho e rotação externa do fêmur) entre os sujeitos normais e os com condromalácia patelar.

CALLAGHAN & BALTZPOULOS (1994) avaliaram os parâmetros cinemáticos (ângulo de pronação) e cinéticos (força de reação do solo) do caminhar de 15 mulheres com dor anterior no joelho e 15 clinicamente normais usando plataformas de força e um sistema videográfico para análise de movimento. Os dados mostraram maior força de reação do solo nos sujeitos clinicamente normais do que nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar. Além disso, os autores não encontraram diferença significativa no ângulo de pronação entre os dois grupos, embora tenham observado que os sujeitos do grupo síndrome de dor femoropatelar sejam mais rápidos para atingir o ângulo máximo de pronação do que os sujeitos clinicamente normais. Dessa forma, os autores concluíram que o fator para caracterizar sujeitos com síndrome de dor femoropatelar é o tempo para atingir o ângulo de pronação e não a quantidade de pronação.

Com o objetivo de verificar se padrão do caminhar, nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, apresentava alterações nos padrões cinéticos e cinemáticos, NADEAU et al. (1997) estudaram o ângulo de flexão do joelho, a força de reação do solo, a cadência, o comprimento a passada e a velocidade entre 5 sujeitos clinicamente normais e 5 com diagnóstico de SDFP. Os dados mostraram diferença significativa no ângulo de flexão do joelho entre sujeitos normais e com SDFP mas

nenhuma diferença significativa nas demais variáveis. Os autores concluíram que a diminuição no ângulo de flexão do joelho foi uma estratégia utilizada pelos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar para evitar contração do músculo quadríceps femoral e diminuir carga na articulação femoropatelar.

POWERS et al. (1999) estudaram o ângulo de flexão do joelho na fase de resposta a carga, a cadência, a velocidade e a força de reação do solo durante o caminhar em velocidade natural (definida pelo sujeito) e velocidade rápida em 15 sujeitos com síndrome de dor femoropatelar e 10 clinicamente saudáveis. Os resultados mostraram que em velocidade rápida houve diferença significativa na maioria das variáveis avaliadas, com exceção da cadência, com os sujeitos clinicamente saudáveis apresentando maiores valores do que os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar. Em velocidade natural, o comportamento foi similar, com a exceção ocorrendo no ângulo de flexão do joelho na fase de resposta a carga e na cadência. Os autores concluíram que na velocidade rápida, os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar reduzem apenas o ângulo de flexão do joelho enquanto que em velocidade natural apenas diminuem a velocidade do caminhar, sugerindo que ambas situações são estratégias para minimizar qualquer efeito deletério na articulação femoropatelar.

Por meio de ressonância magnética, plataforma de força e de um sistema de análise de movimento, BRECHTER & POWERS (2002), analisaram a área de contato/estresse na articulação femoropatelar, o ângulo de flexão do joelho e as características da passada durante o caminhar em velocidade rápida e em velocidade definida por cada sujeito. Participaram 10 sujeitos clinicamente normais e 10 com diagnóstico de síndrome de dor femoropatelar. Os resultados mostraram maior estresse na articulação femoropatelar nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar do que nos clinicamente normais. Além disso, não houve diferença significativa tanto no ângulo de flexão do joelho quanto nas características da passada durante o caminhar em qualquer velocidade utilizada. Os autores concluíram que a área de

contato na articulação femoropatelar poderia ser influenciada por fatores anatômicos de cada indivíduo ou pelo ângulo de flexão do joelho, isto é, quanto menor o ângulo menor a área de contato. Além disso, concluíram que o maior estresse poderia ser um fator predisponente relacionado ao desenvolvimento da síndrome de dor femoropatelar e estaria relacionado a uma diminuição na área de contato..

WARD & POWERS, (2004), por meio de ressonância magnética e análise cinemática do caminhar, avaliaram o estresse na articulação femoropatelar de sujeitos com e sem patela alta. Os resultados mostraram que sujeitos com patela alta apresentaram maiores estresses do que sujeitos normais durante o caminhar com velocidade rápida. No entanto, durante caminhar com velocidade lenta, não foram observadas diferenças entre os dois grupos. Os autores concluíram que durante velocidades maiores, os mecanismos compensatórios não são capazes de atuar, fazendo com que esses indivíduos experimentem dor quando realizando tarefas em altas velocidades.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados a seleção dos voluntários, as características da amostra, alguns sinais e sintomas encontrados nos indivíduos com e sem síndrome de dor femoropatelar, os equipamentos e procedimentos para coleta e análise dos dados bem como a descrição dos procedimentos estatísticos utilizados.

3.1. Seleção dos voluntários

Foram avaliados 50 sujeitos adultos, do gênero feminino, sedentários ou que não praticassem nenhuma atividade esportiva regularmente (mais de 3 vezes por semana), com idade entre 18 e 30 anos. Foram selecionados 27 indivíduos divididos em dois grupos, 12 com síndrome de dor femoropatelar (grupo SDFP) e 15 clinicamente normais – grupo controle (GC), selecionados entre acadêmicos da UFSCar. Os voluntários estudados foram apenas do gênero feminino devido às diferenças biomecânicas entre os gêneros (CSINTALAN et al., 2002) e a maior incidência da síndrome nesse gênero (GRABINER, 1991).

3.1.1. Grupo com síndrome de dor femoropatelar

No grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) foi estudado o membro inferior que apresentou maior comprometimento, caracterizado pelo membro que apresentava o maior número de sinais e sintomas detectados pela Ficha de Avaliação do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT) (Apêndice 1). Os dados antropométricos e a identificação do membro inferior avaliado são apresentados na Tabela 1.

TABELA 1 – Idade, dados antropométricos e membro inferior avaliado (MIA) no grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12)

Voluntários	Idade(anos)	Peso(N)	Altura(m)	MIA
1	21 anos	500 N	1,62 m	Esquerdo
2	18 anos	590 N	1,61 m	Direito
3	20 anos	425 N	1,58 m	Esquerdo
4	22 anos	630 N	1,68 m	Direito
5	19 anos	530 N	1,63 m	Direito
6	18 anos	563 N	1,74 m	Esquerdo
7	24 anos	601 N	1,71 m	Direito
8	22 anos	518 N	1,55 m	Direito
9	22 anos	418 N	1,63 m	Direito
10	19 anos	430 N	1,51 m	Direito
11	25 anos	604 N	1,70 m	Esquerdo
12	23 anos	660 N	1,68 m	Esquerdo
Média	20 anos	539,1 N	1,63 m	
Desvio padrão	2 anos	82,9 N	0,07 m	

Os critérios de inclusão para o grupo com síndrome de dor femoropatelar foram os seguintes:

- presença de dor em pelo menos 3 das seguintes atividades: agachar por tempo prolongado; subir ou descer escadas; ajoelhar; correr; permanecer muito tempo sentado; ao contrair de forma estática o músculo quadríceps femoral; e ao praticar esportes (COWAN et al., 2002; LOUDON et al., 2002);
- reprodução de dor igual ou maior que 2cm na Escala Visual Analógica (EVA - 0-10cm) nos sete dias que precederam o teste durante a realização das atividades supracitadas (COWAN et al., 2002);
- apresentar dor, de qualquer grandeza, em dois testes funcionais com duração de 30 segundos cada um (agachar a 90 graus e descer um *step* com 25 cm de altura) (COWAN et al., 2002) (Tabela 2);
- presença de no mínimo 3 dos seguintes sinais e sintomas clínicos:
 - ângulo Q igual ou maior que 16 graus (BOUCHER et al., 1992; DOUCETTE & GOBLE, 1992);
 - teste de compressão da articulação femoropatelar positivo;
 - crepitação patelar (THOMEÉ et al., 1995; HUNG & GROSS, 1999);

- pronação subtalar excessiva (WISE et al., 1984; WAY, 1999);
- patela alta (INSALL, 1979; WOODALL & WESH, 1990);
- retração do trato iliotibial – teste de Ober ou Noble positivo (MAGEE, 2002);
- dor na palpação das bordas patelares (MORRISH & WOLEDGE, 1997; COWAN, 2001);
- torção tibial externa (FOX, 1975);
- mal alinhamento patelar – patela medializada ou lateralizada;
- presença de hipo ou hipermobilidade patelar;
- sinal da Baioneta positivo (MONTEIRO-PEDRO, 1997).

A distribuição percentual de sinais e sintomas no grupo com síndrome de dor femoropatelar é mostrada na Tabela 3. Na Tabela 4 estão as medidas, em graus, do ângulo Q, do ângulo do retropé e do ângulo do arco longitudinal apresentadas pelos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP).

TABELA 2 – Intensidade da dor referida pelos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12) na última semana, antes (A) e depois (D) dos testes de agachamento e *step*

Voluntários	Dor na última semana (cm)	Agachamento		<i>Step</i>	
		A (cm)	D (cm)	A (cm)	D (cm)
1	2,3 cm	0,0 cm	1,6 cm	0,5 cm	2,1 cm
2	2,6 cm	0,0 cm	2,7 cm	1,1 cm	2,2 cm
3	7,0 cm	2,3 cm	7,4 cm	2,3 cm	5,8 cm
4	6,4 cm	0,1 cm	2,5 cm	0,3 cm	5,3 cm
5	7,6 cm	0,0 cm	1,1 cm	0,6 cm	2,3 cm
6	2,3 cm	0,0 cm	1,4 cm	0,5 cm	2,1 cm
7	2,3 cm	1,0 cm	3,0 cm	2,2 cm	2,2 cm
8	6,4 cm	0,0 cm	1,6 cm	0,4 cm	1,4 cm
9	2,8 cm	0,0 cm	0,9 cm	0,0 cm	0,3 cm
10	2,1 cm	1,0 cm	1,0 cm	1,0 cm	1,5 cm
11	3,2 cm	2,0 cm	5,0 cm	2,2 cm	3,2 cm
12	6,0 cm	0,0 cm	2,3 cm	0,9 cm	3,1 cm
Média	4,3 cm	0,5 cm	2,5 cm	1,0 cm	2,6 cm
Desvio padrão	2,2 cm	0,8 cm	1,9 cm	0,8 cm	1,6 cm

TABELA 3 – Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12)

SINAIS E SINTOMAS	% DE SUJEITOS
Torção tibial externa	41,6 %
Pronação subtalar excessiva	8,3 %
Ângulo Q maior que 16 graus	83,3 %
Sinal da baioneta	91,6 %
Noble	0 %
Sobressalto	8,3 %
Hipermobilidade patelar	50 %
Hipomobilidade patelar	0 %
Patela medializada	33,3 %
Patela alta	0 %
Dor à palpação das bordas patelares	25 %
Teste de apreensão	58,3 %
Teste de compressão	83,3 %
<i>Tilt</i> patelar	41,7 %
Creptação patelar	50 %
Dor no arco de movimento 0-120 graus	91,6 %
<i>Navicular Drop test</i>	16,7 %

TABELA 4 – Valores em graus do ângulo Q, ângulo do retropé e ângulo do arco longitudinal nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar (n=12)

Sujeitos	Ângulo Q (graus)	Ângulo do retropé (graus)	Ângulo do Arco (graus)
1	22 °	10 °	136 °
2	20 °	16 °	140 °
3	15 °	12 °	130 °
4	22 °	12 °	156 °
5	22 °	12 °	142 °
6	26 °	18 °	162 °
7	18 °	14 °	138 °
8	14 °	18 °	140 °
9	18 °	10 °	146 °
10	18 °	18 °	154 °
11	19 °	7 °	123 °
12	20 °	12 °	148 °
Média	19,5 °	13,3 °	142,9 °
Desvio padrão	3,3 °	3,6 °	11,1 °

* valores de referência: ângulo Q < 16°; ângulo do retropé > 12°; e ângulo do arco longitudinal < 127°

3.1.2. Grupo controle

Para avaliação dos sujeitos do grupo controle (GC), foi escolhido o membro dominante, definido como aquele utilizado para chutar uma bola, avaliado por meio da

Ficha de Avaliação do LAIOT (Apêndice 1). Os dados antropométricos e o membro inferior avaliado são apresentados na Tabela 5.

TABELA 5 – Idade, características antropométricas e membro inferior avaliado (MIA) no grupo controle (n=15)

Voluntários	Idade (anos)	Peso (N)	Altura (m)	MIA
1	29 anos	517 N	1,64 m	Direito
2	20 anos	562 N	1,64 m	Direito
3	19 anos	561N	1,61 m	Direito
4	21 anos	722 N	1,77 m	Direito
5	19 anos	620 N	1,63 m	Direito
6	19 anos	495 N	1,56 m	Dreito
7	19 anos	600 N	1,70 m	Direito
8	23 anos	533 N	1,65 m	Direito
9	21 anos	590 N	1,65 m	Direito
10	20 anos	526 N	1,64 m	Direito
11	26 anos	547 N	1,66 m	Direito
12	22 anos	622 N	1,70 m	Direito
13	22 anos	600 N	1,63 m	Direito
14	23 anos	505 N	1,47 m	Direito
15	22 anos	607 N	1,66 m	Direito
Média	22 anos	573,8 N	1,65 m	
Desvio padrão	3 anos	58,7 N	0,05 m	

Os critérios de inclusão (WITVROUW, 1996; POWERS, 2000; COWAN et al., 2002; LOUNDON et al., 2002) para o grupo controle foram os seguintes:

- ❑ ausência de história algica, trauma, lesão meniscal ou ligamentar na articulação do joelho;
- ❑ sem presença de doença neurológica ou do sistema osteomioarticular;;
- ❑ sem qualquer problema nas articulações do quadril e do pé;
- ❑ sem cirurgia e/ou tratamento fisioterapêutico no membro inferior;
- ❑ sem dor, de qualquer grandeza, durante a realização dos testes funcionais com duração de 30 segundos cada um (agachar a 90 graus; /descer um step com 25cm de altura) (COWAN et al., 2002) (Tabela 6);
- ❑ presença de no máximo 2 dos sinais clínicos considerados no grupo com síndrome de dor femoropatelar.

TABELA 6 – Intensidade da dor referida pelos sujeitos do grupo controle (n=15) na última semana, antes (A) e depois (D) dos testes de agachamento e *step*

Voluntários	Dor na última semana	Agachamento		Step	
		A	D	A	D
1	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
2	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
3	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
4	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
5	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
6	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
7	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
8	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
9	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
10	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
11	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
12	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
13	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
14	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
15	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
Média	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm
Desvio padrão	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm	0,0 cm

A Tabela 7 evidencia a distribuição percentual de sinais e sintomas nos sujeitos do grupo controle que serviram de base para a seleção da amostra.

Na Tabela 8 estão as medidas em graus do ângulo Q, do ângulo do retro pé e do ângulo do arco longitudinal apresentado pelos sujeitos do grupo controle obtidas a partir da Ficha de Avaliação do LAIOT

TABELA 7 – Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos sujeitos do grupo controle (n=15)

SINAIS E SINTOMAS	% DE SUJEITOS
Torção tibial externa	13,3 %
Pronação subtalar excessiva	0 %
Ângulo Q maior que 16 graus	66,6 %
Sinal da baioneta	60 %
Noble	0 %
Sobressalto	0 %
Hipermobilidade patelar	13,3 %
Hipomobilidade patelar	0 %
Patela medializada	40 %
Patela alta	0 %
Dor à palpação das bordas patelares	0 %
Teste de apreensão	0 %
Teste de compressão	13,3 %
Tilt patelar	0 %
Creptação patelar	33,3 %
Dor no arco de movimento 0-120 graus	13,3 %
Navicular Drop test	6,6 %

TABELA 8 – Valores em graus do ângulo Q, ângulo do retropé e ângulo do arco longitudinal nos sujeitos do grupo controle (n=15)

Sujeitos	Ângulo Q	Ângulo do retropé	Ângulo do Arco
1	15 °	14 °	150 °
2	18 °	20 °	145 °
3	18 °	12 °	160 °
4	10 °	14 °	143 °
5	24 °	12 °	144 °
6	24 °	8 °	156 °
7	22 °	18 °	152 °
8	15 °	12 °	144 °
9	20 °	6 °	160 °
10	16 °	10 °	156 °
11	18 °	12 °	146 °
12	16 °	20 °	154 °
13	17 °	7 °	143 °
14	18 °	16 °	150 °
15	18 °	16 °	142 °
Média	17,9 °	13,1 °	149,7 °
Desvio padrão	3,6 °	4,4 °	6,4 °

* Valores de referência: ângulo Q < 16°; ângulo do retropé > 12°; e ângulo do arco longitudinal < 127°

Os critérios de exclusão, tanto para o grupo com síndrome de dor femoropatelar como grupo controle, foram:

- ❑ presença de doença neurológica (LAPRADE, CULHAM & BROUWER, 1998);
- ❑ história de trauma nos membros inferiores, lesão meniscal ou ligamentar do joelho (COWAN et al., 2001);
- ❑ luxação patelar recidivante;
- ❑ história de cirurgia no joelho ou membros inferiores (POWERS, 2000);
- ❑ presença de processo inflamatório (THOMEÉ et al., 1995); e
- ❑ realização de tratamento fisioterapêutico prévio (no mínimo 6 meses).

3.2. Instrumentação

3.2.1. Eletromiógrafo

Foi utilizado um eletromiógrafo EMG-8 (EMG System do Brasil) de 8 canais de entrada, conectado a um computador pessoal e contendo uma placa conversora analógica/digital de 12 bits de faixa de resolução (Figura 2) dinâmica e frequência de amostragem utilizada durante a coleta dos sinais elétricos musculares de 2 KHz com faixa de entrada de ± 10 V. Todos os sinais da atividade elétrica muscular foram filtrados por filtro passa-banda configurado entre 20-500Hz. A aquisição dos dados foi obtida pelo software AqDados 7.02.06.

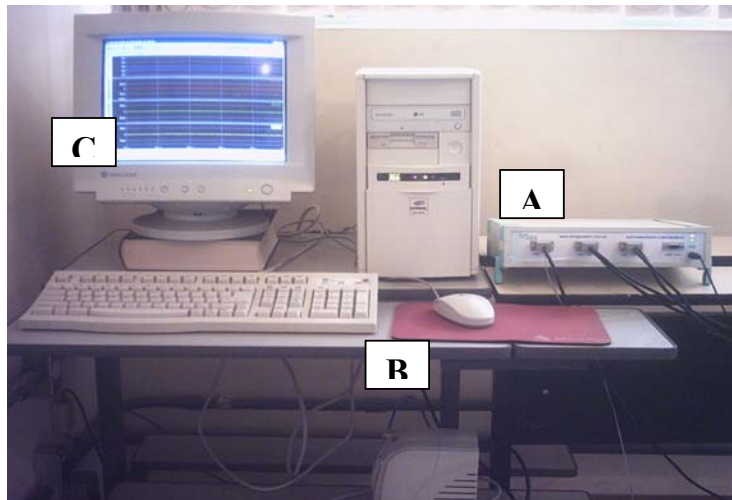


FIGURA 2 – A – Módulo Condicionador de Sinais de 8 canais (EMG System do Brasil Ltda.); B – microcomputador Pentium II; C – AqDados 7.02.06 visualizado na tela

3.2.2. Eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro é formado por cabos flexíveis de 2 metros, fios blindados 30 AWG, abertura de 0 a 255 graus, saída analógica de 0 a 5 V e duas hastes de madeira interligadas por um potenciômetro linear de $5K\Omega$, cujas variações de tensão durante o movimento das hastes são convertidas por calibração em graus de posição

articular (Figura 3A). Dessa maneira, o potenciômetro foi utilizado para mensurar os graus de flexão da articulação do joelho durante o caminhar na esteira com e sem inclinação. O eletrogoniômetro foi conectado a um canal do eletromiógrafo, de forma que seus registros estivessem sincronizados com os sinais elétricos musculares, permitindo dessa forma a coleta simultânea desses dois dados. O eletrogoniômetro foi fixado sobre o eixo articular de rotação da articulação do joelho, o que permitiu o registro angular de forma contínua e automática

Foram coletados os valores do ângulo de flexão do joelho no momento do contato inicial (0% do ciclo do caminhar). Além disso, foram registrados os valores médio, máximo, mínimo e a diferença (máximo-mínimo) durante todo o ciclo do caminhar (0-100%).

3.2.3. Eletrodos

Para um posicionamento adequado de eletrodos a pele deve ser preparada de forma adequada. Dessa forma, o presente estudo seguiu as recomendações para preparação da pele sugeridas pela Internacional Society of Electromyographic and Kinesiology (ISEK) (SENIAM, 1999).

Para adequada fixação dos eletrodos o presente estudo utilizou os fundamentos anatômicos e eletromiográficos preconizados por LIEB & PERRY (1968), WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS (1989), HANTEN & SCHULTIES (1990), BEVILAQUA-GROSSI et al. (2004) e já utilizados em outros estudos (ANDRADE et al. 2001; NUNES, 2002; PULZATTO et al., 2005; COQUEIRO et al., 2005; SERRÃO et al., 2005; GRAMANI-SAY, 2006).

O registro da atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO foi obtido por meio de eletrodos de superfície bipolares simples diferenciais (EMG System do Brasil), constituídos por duas barras de prata-cloreto de prata com 10 mm de comprimento, 1 mm de largura e 2 mm de altura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre

si por 10mm (Figura 3C). Estes eletrodos são acoplados a uma cápsula de poliuretano contendo um microcircuito elétrico permitindo que o sinal seja pré-amplificado com um ganho de 20 vezes por eletrodo, sendo que, combinado com o ganho de 50 vezes do eletromiógrafo, totaliza um ganho de 1000 vezes por canal. Estes eletrodos possuem ainda um modo de rejeição comum > 100 dB.

Os eletrodos foram colocados nos ventres musculares de forma que as superfícies de detecção estivessem orientadas de forma perpendicular ao comprimento das fibras musculares (JACOBSON, GABEL & BRAND, 1995), seguindo os seguintes pontos de referência (Figura 4):

- VLO: localizou-se o epicôndilo lateral do fêmur e o início e meio do ventre muscular com uma inclinação de 50° em relação ao eixo do fêmur (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2004);
- VMO: aproximadamente 4cm superior a borda superomedial da patela (HANTEN & SCHULTHIES, 1990) e orientado 55° em relação ao eixo do fêmur (LIEB & PERRY, 1968);
- VLL: posicionados aproximadamente 11cm superior a borda superolateral da patela com inclinação de 15° ao eixo do fêmur (WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS, 1989); de acordo com o estudo anatômico de WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS (1989), a posição do eletrodo do VLL no presente estudo seria similar a colocação do eletrodo para o músculo VL nas outras investigações (McCONNELL, 1996; CERNY, 1995; BOUCHER et al., 1992; POWERS, 2000; OWINGS & GRABINER, 2002; COWAN et al., 2002).

Também foi utilizado um eletrodo de referência tipo garra com superfície de metal condutor de 2,5 x 3,5cm (Figura 3B), fixado no tornozelo na altura dos maléolos lateral e medial

3.2.4. Sensor tipo *footswitch*

O sensor consiste de duas micro-membranas de contato seco revestidas por papel maleável de 7cm² e 1mm de espessura que enviava uma intensidade diferente de voltagem quando em contato com o solo, permitindo identificar o momento do contato inicial no caminhar, bem como um sinal de contato visível na tela de aquisição do software AqDados (Figura 3D). Este sensor foi fixado na superfície inferior do calcanhar do membro a ser avaliado e também foi conectado ao eletromiógrafo o que permitiu que seus sinais estivessem sincronizados com os sinais do eletromiógrafo.

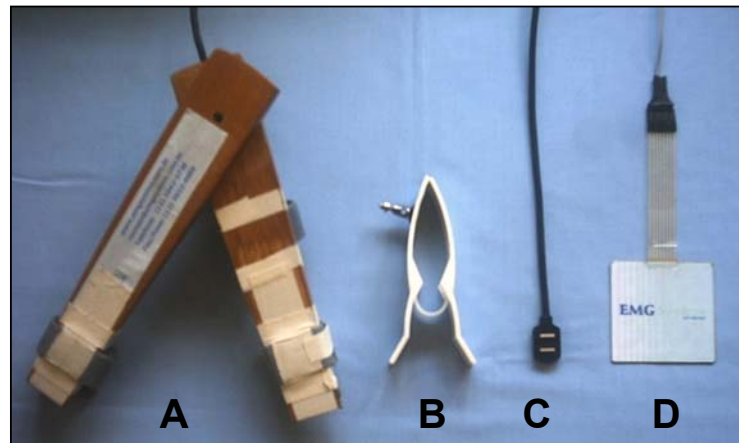


FIGURA 3: Eletrogoniômetro (A), eletrodo de referência (B), eletrodo de superfície simples diferencial (C) e sensor tipo *footswitch* (D)

3.5.5. Esteira elétrica

Foi utilizada uma esteira elétrica com controle da velocidade e do grau de inclinação (*Pro-action Fitness*). A esteira foi utilizada por ser um instrumento/equipamento muito utilizado em estudos sobre o caminhar (STRATHY, CHAO & LAUGHMAN, 1983; MURRAY et al., 1985; ALTON et al., 1998; MATSAS et al., 2000) bem como possibilita um meio controlado e adequado para teste e treinamento permitindo caminhar em uma pequena área. Dessa forma, a esteira

oferece vantagens, pois os sujeitos permanecem em caminhar estacionário e o registro por equipamentos eletromiográficos, cinéticos e cinemáticos pode ser realizado mais facilmente (GABEL & BRAND, 1994; STOLTZE et al., 1997)

Para assegurar a validade dos dados de caminhar obtidos na esteira é essencial que os mesmos sejam similares aos obtidos durante caminhar no solo. STRATHY et al. (1983), mostraram que o caminhar na esteira em relação ao caminhar no solo mostrou-se similar, resultados similares aos encontrados por MATSAS et al. (2000), após um caminhar na esteira por um tempo mínimo de 6 minutos, procedimento implementado no presente estudo. Além disso, em relação a dados eletromiográficos, ARSENAULT (1986) mostrou que não existe diferença significativa entre caminhar no solo e na esteira.

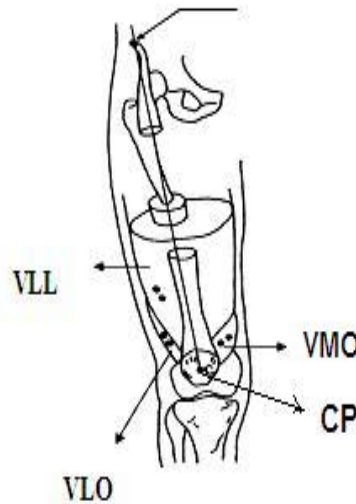


FIGURA 4 Representação esquemática da fixação dos eletrodos ativos de superfície nos músculos VMO, VLO e VLL mostrando a linha de referência entre o centro da patela (CP) e a espinha íliaca ânterosuperior (EIAS). (Com permissão de BEVILAQUA-GROSSI et al.. Análise funcional dos estabilizadores patelares. **Acta Ortop. Brás.** 12(2):99-104, 2004)

3.5.6. Outros Materiais

Goniômetro universal de plástico (Carci), caneta dermatográfica, paquímetro, fita métrica, algodão, álcool 90%, lixa fina de papel e lâmina para tricotomia.

3.3. Procedimentos experimentais

Todos os testes foram realizados no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT) pertencente ao Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. O laboratório possui sala específica para realização dos testes e todos os equipamentos para o processo de coleta de dados.

Após os sujeitos estarem devidamente informados sobre o procedimento de coleta de dados, todos assinaram um Termo de Consentimento Formal (Anexo 1). Essa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (Anexo 2) da Universidade Federal de São Carlos.

O primeiro passo foi a realização da avaliação física por meio da Ficha de Avaliação do LAIOT (Apêndice 1), que permitiu a classificação dos sujeitos para o grupo com síndrome de dor femoropatelar ou para o grupo controle. Neste momento também foi avaliada a dor através da escala visual analógica. A escala consiste de uma linha horizontal de 10 cm, com as extremidades definidas com o mínimo (nenhuma dor) e o máximo (dor extrema) de dor percebida. Cada sujeito deveria colocar uma marca na linha, indicando a intensidade da dor. A quantidade de dor indicada na linha foi convertida para um valor numérico baseado na distância (em centímetros) do escore *sem dor* até a marca assinalada (CHESSWORTH et al., 1989).

Entre a avaliação física e a avaliação eletromiográfica houve um intervalo de aproximadamente 1 – 3 dias. Durante todas as avaliações a temperatura da sala foi monitorada (23 – 26 °C).

Previamente a avaliação eletromiográfica, os canais dos eletrodos ativos diferenciais simples de superfície e do eletrogoniômetro foram calibrados conforme as instruções do manual do fabricante. No dia da avaliação eletromiográfica foi definida a velocidade habitual, obtida após cada sujeito caminhar em linha reta 5 metros por 3 vezes. A velocidade definida para cada sujeito, foi obtida pela média das três repetições. Na tabela 9 estão as médias obtidas pelos sujeitos dos grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar em relação a velocidade do caminhar. Observa-se que não houve diferença significativa entre os dois grupos

TABELA 9 – Média, desvio padrão e teste t de Student da média da velocidade do caminhar nos sujeitos do grupo controle-GC (n=15) e grupo com síndrome de dor femoropatelar-SDFP (n=12).

	Média	Desvio padrão	Diferença	t	p
GC	3,9 km/h	±0,3 km/h	0,1 km/h	-0,37	0,71
Grupo SDFP	3,8 km/h	±0,4 km/h			

Os procedimentos utilizados para a coleta dos dados de eletromiografia e eletrogoniometria foram:

- ❑ duas repetições de alongamento com duração de um minuto para os grupos musculares dos membros inferiores;
- ❑ preparação da pele para a colocação dos eletrodos, isto é, tricotomia no local de fixação dos eletrodos, limpeza com álcool hidratado e abrasão suave com lixa fina; estes procedimentos tinham como objetivo diminuir a impedância da pele (EARL, SCHMITZ & ARNOLD et al., 2001);
- ❑ definição do traçado da linha que serviu como referência para a medida dos ângulos de inclinação de todos os eletrodos; essa linha foi traçada da espinha ilíaca anterosuperior (EIAS) até o centro da patela (CP) (Figura 4) com o sujeito deitado em decúbito dorsal;
- ❑ fixação dos eletrodos dos músculos VMO, VLO e VLL;
- ❑ fixação do eletrodo de referência;
- ❑ colocação do eletrogoniômetro e

- colocação do sensor tipo *footswitch*.

Após fixação dos instrumentos de coleta de dados no sujeito (Figura 5), foi permitido um período de adaptação à esteira de aproximadamente dois (2) minutos. Após o período de adaptação iniciou-se o processo de coleta dos dados, que foi realizado após seis (6) minutos de caminhar na esteira. O tempo de seis minutos foi definido de acordo com o estudo de MATSAS et al. (1999), que relataram alta correlação e nenhuma diferença significativa entre caminhar na esteira por 6 minutos comparado com o caminhar no solo. Aproximadamente de 30 a 60 segundos após o sexto minuto foi realizada a aquisição dos sinais de caminhar em superfície plana. Após a aquisição a esteira foi inclinada a 5° e aproximadamente 30-60 segundos após a inclinação foi feita a aquisição dos sinais na superfície inclianda. Todos os sinais (do eletromiógrafo; do eletrogoniômetro; do sensor tipo *footswitch*) foram sincronizados através do módulo de condicionamento de sinais, sendo a aquisição feita durante um período de tempo de 12 segundos em cada condição (superfície plana e inclinada). O tempo total de coleta foi de aproximadamente 10 minutos. Todas as coletas foram realizadas com os sujeitos calçando uma meia, porém sem sapatos.



FIGURA 5 – Ilustração de um voluntário preparado para a realização do teste.

3.4. Processamento do sinal eletromiográfico

Toda a coleta e processamento dos dados foram realizados pelo software AqDAnalysis 7.02.06, que permitiu a seleção, dentro do registro de 12 segundos, de cada passada a partir do sinal gerado pelo sensor tipo *footswitch*. Esta seleção foi realizada manualmente e a partir dela foram gerados os arquivos com a extensão TXT para posterior processamento via MatLab (Figura 6). Os dados foram avaliados visualmente a fim de verificar sinais de artefato (balanço de cabos e movimento de eletrodos).

Cada passada foi identificada no sinal coletado do sensor tipo *footswitch* por meio do controle manual de um cursor. A seleção manual pelo controle do cursor segue os critérios utilizados por WINTER (1984a). O sinal do sensor “on” sinaliza o período do caminhar em que há contato do pé com o solo, enquanto que o sinal “off” sinaliza o período em que o pé não está em contato com o solo. Cada passada foi definida como o intervalo entre dois sinais “on” consecutivos do sensor *footswitch*, com cada sujeito gerando 8 passadas tanto no caminhar em superfície plana como na superfície inclinada. Segundo YANG & WINTER (1985) e ARSENAULT et al. (1986), três (3) passadas são suficientes para representar adequadamente o padrão do caminhar. Contato do calcanhar no solo ao contato calcanhar no solo ipsilateral foi considerado 100% do tempo da passada (WINTER & YACK, 1987).

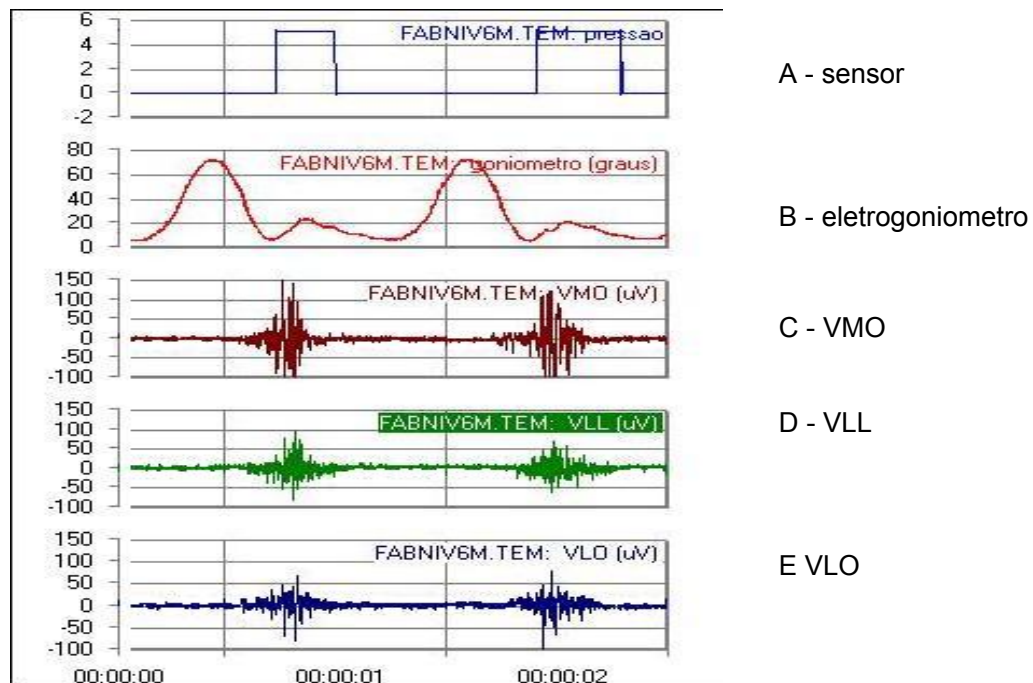


FIGURA 6: Exemplo de um sinal elétrico selecionado através do software AqDAnalysis 7.02.06 mostrando os sinais do sensor *footswitch* (A), eletrogoniômetro (B), músculos VMO (C), VLL (D) e VLO (E).

3.4.1. Integral da atividade eletromiográfica

Para o cálculo da integral da área abaixo da envoltória do sinal e para o cálculo do início da atividade eletromiográfica (*onset*) foi elaborada outra rotina (ENERGIA) no programa MatLab pelo professor Doutor Carlos Dias Maciel do Laboratório de Instrumentação Microeletrônica/LIM do Departamento de Engenharia Elétrica da USP – São Carlos. A amplitude do sinal eletromiográfico foi determinada para todos os músculos em função do toque do calcanhar no solo através da integral trapezoidal do envelope linear (BENOIT et al., 2003).

Os processamentos matemáticos para o cálculo da integral matemática do sinal eletromiográfico foram:

- ❑ filtro passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz;
- ❑ retificação por onda completa;
- ❑ envoltório linear (butterworth de 5 Hz);

- Redução para 100 pontos;
- Cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória resultante destes procedimentos (Figura 7).

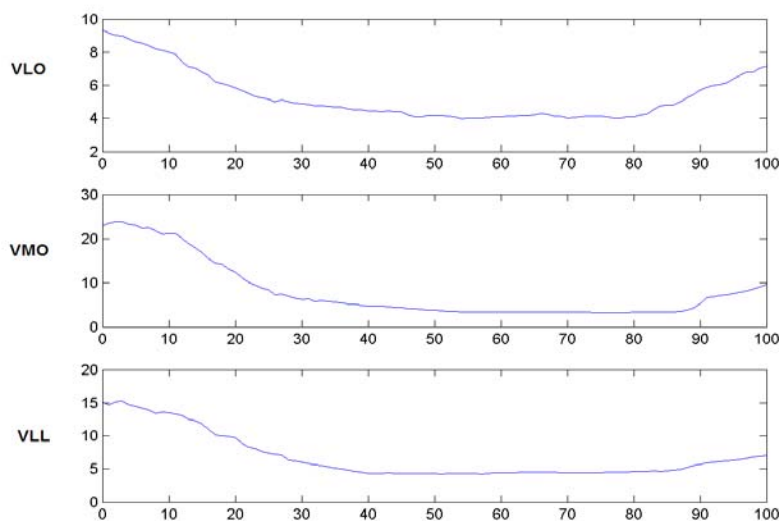


FIGURA 7 – Exemplo dos sinais elétricos (μV) dos músculos VLO, VMO e VLL processados para o cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória

As amplitudes do envoltório linear foram normalizadas pelo valor médio da atividade muscular no ciclo do caminhar bruto retificado. Todos os ciclos do caminhar foram normalizados no tempo pela duração total da passada ajustada de 0% até 100% com intervalos de 1%, usando como referência os sinais do toque do calcanhar no solo, e uma rotina matemática adequadamente elaborada no programa MatLab 6,08. A normalização pela média, principalmente em atividades dinâmicas, baseia-se em estudos de YANG & WINTER (1984), WINTER (1984b) e BURDEN et al. (2003), que notaram maior eficiência e aplicabilidade desse tipo de normalização durante atividades dinâmicas, além de demonstrarem menor coeficiente de variabilidade (KNUTSON, SODERBERG & BALLANTYNE, 1994) quando comparados a outros métodos.

3.4.2. Tempo de início da atividade eletromiográfica (*onset*)

O *onset* dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo foi obtido após o sinal ter sido tratado da seguinte forma:

- ❑ filtro passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz;
- ❑ retificação por onda completa e
- ❑ envoltório linear (butterworth de 50 Hz) (Figura 8).

O *onset* foi definido como aquele que excedia três (3) desvios-padrão da média da atividade elétrica de repouso (obtida em um período com duração de 200 ms antes da contração) por pelo menos 25 ms (COWAN et al., 2001; COWAN et al., 2002; HINMAN et al., 2002(a)). Todos os sinais foram avaliados visualmente pelo pesquisador para certificar que o *onset* não fosse identificado de maneira incorreta devido a interferências externas ou ruído.

A diferença relativa no *onset* foi expressa em relação ao *onset* do músculo VMO, isto é, VMO-VLO e VMO-VLL. Assim, um valor positivo indica que o *onset* do VLL ou VLO precedeu o *onset* do VMO e um valor negativo na diferença relativa do *onset* mostra o oposto. A utilização da diferença relativa do *onset* permite que o cálculo do *onset* não seja influenciado pelas diferenças nas latências reflexas absolutas, que podem variar de acordo com a altura do sujeito (KARST & WILLETT, 1995). Os valores foram obtidos a partir da média de 3 passadas por sujeito e estão em milisegundos. Além disso, para a distribuição dos sujeitos em cada grupo foram considerados três (3) extratos para o tempo de início da atividade, ou seja:

- ❑ VMO mais de 10 ms antes de VLO ou VLL;
- ❑ VMO mais de 10 ms depois de VLO ou VLL; ou
- ❑ VMO simultaneamente com VLO ou VLL– diferença menor que 10 ms.

O tempo de 10 ms, antes, depois ou simultâneo, foi considerado sempre em relação ao primeiro músculo da relação (músculo VMO). Os valores foram expressos em percentuais de sujeitos em cada grupo.

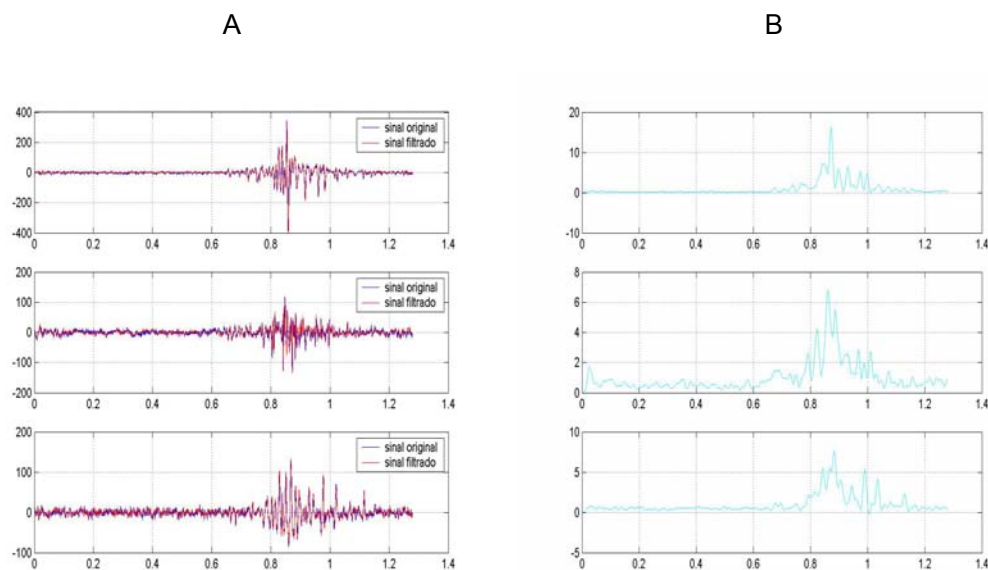


FIGURA 8 – Exemplo do processamento do sinal elétrico dos músculos VMO, VLO e VLL: (A) sinal bruto e filtrado (Passa faixa 20-500 Hz e Butterworth de 50 Hz) sobrepostos; e (B) envoltório linear, pronto para a identificação do tempo de início da atividade elétrica

3.5. Análise estatística dos dados

Foram aplicados os seguintes testes estatísticos:

TESTE DE WILK-SHAPIRO: utilizado para testar a normalidade de todas as variáveis do presente estudo;

ESTATÍSTICA DESCRITIVA: foi realizada nas variáveis obtidas a partir da Ficha de Avaliação do LAIOT

TESTE U DE MANN-WHITNEY: foi efetuado na intensidade de dor obtida nos 2 testes funcionais realizados (agachamento; *step*), afim de verificar a diferença entre os 2 grupos (GCXSDFP).

TESTE DO QUI QUADRADO: utilizado para comparar a diferença na distribuição percentual de sujeitos no grupo controle do grupo com síndrome de dor femoropatelar referente aos subgrupos obtidos pelo *onset* relativo nas relações VMO:VLO e VMO:VLL. Para tanto, os sujeitos dos grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) foram distribuídos em três (3) situações relacionadas ao tempo

nos quais os *onsets*: das relações VMO-VLL e VMO-VLO ocorreram, ou seja: (1) mais que 10ms antes; (2) mais que 10 ms depois; ou (3) se houve ativação simultânea – diferença menor que 10 ms. O tempo de 10 ms, antes, depois ou simultâneo, foi considerado sempre em relação ao músculo vasto medial obíquo. Nesse teste foi considerado como valor esperado os valores do grupo Controle, e como valor observado, os encontrados no grupo SDFP.

TESTE “t” PARA AMOSTRA INDEPENDENTES:

- ❑ para testar a homogeneidade dos sujeitos (idade, altura e peso);
- ❑ para verificar diferença na atividade EMG dentro de cada grupo, os dados de cada músculo (análise intramúsculo) foram analisados separadamente entre as duas condições de caminhar
- ❑ para testar se houve diferença no *onset* relativo dentro de cada grupo, os dados para cada músculo (análise intramúsculo) foram analisados separadamente entre as duas condições de caminhar.

ANOVA:

- ❑ para determinar se a atividade EMG foi diferente entre os grupos e músculos (análise intergrupos), foi realizada uma análise de variância (ANOVA) 2X3 (gruposXmúsculos) com medidas repetidas na variável músculo. Esta análise foi repetida tanto para o caminhar em superfície plana como inclinada.
- ❑ afim de verificar se o ângulo de flexão do joelho variou entre os grupos e as condições do caminhar, foi calculada uma ANOVA 2X2 (gruposXesteira) com medidas repetidas para a variável esteira.
- ❑ afim de determinar a diferença entre os músculos (análise intermúsculos) de cada grupo em cada situação foi realizada ANOVA *one way*.
- ❑ para comparar as relações VMO:VLL e VMO:VLO o tratamento estatístico adotado foi a Análise de Variância – ANOVA *two-way*.

- todas as análises de variância usaram *Post Hoc* teste de Newman-Keuls para identificar as comparações significativas.

Todos os testes usaram nível de significância de $p \leq 0,05$.

4. RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados inicialmente os dados referentes a amostra, seguidos de alguns sinais e sintomas obtidos pela aplicação da Ficha de Avaliação do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT), dados relativos ao ângulo de flexão do joelho, dados referentes a integral da atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLO e VLL, com análise inter e intragrupos e dados do tempo de início da atividade eletromiográfica (*onset*) dos músculos VMO, VLO e VLL.

4.1. Amostra

A tabela 10 apresenta a média, desvio padrão, valor mínimo e máximo referentes à idade, peso e altura dos grupos controle (GC) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP).

TABELA 10 – Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo das variáveis idade, peso e altura dos grupos SDFP e controle

Variáveis	SDFP (12)			GC (15)		
	\bar{X}	Mín	Máx	\bar{X}	Mín	Máx
Idade (anos)	21(\pm 2) anos	18	25	22 (\pm 3) anos	19	29
Peso (kg)	53,9 (\pm 8,3) kg	41,8	63	57,03 (\pm 6,27) kg	49,5	72,2
Altura (m)	1,60 (\pm 0,01) m	1,51	1,74	1,65 (\pm 0,05) m	1,47	1,77

O teste t de Student, evidenciou que não houve diferença significativa entre os dois grupos nas variáveis idade ($p=0,57$), peso ($p=0,17$) e altura ($p=0,92$).

4.2. Análise de sinais e sintomas (ângulo Q; e intensidade da dor em atividades funcionais, na palpação da bordas patelares e no exercício isométrico de extensão resistido), entre os grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar

Na tabela 11 e nas figuras 8, 9, 10, 11, 12 e 13 serão apresentadas algumas variáveis obtidas através da Ficha de Avaliação do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT). Os dados apresentados são referentes ao membro dominante nos sujeitos do grupo controle e no membro com maior comprometimento nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar.

A tabela 11 evidencia que não houve diferença significativa no valor do ângulo Q entre os sujeitos dos grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar, embora os sujeitos do SDFP apresentem maiores valores que os sujeitos do grupo controle.

TABELA 11 – Média, desvio padrão e teste t para os valores do ângulo Q dos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15) e grupo SDFP (n=12)

Variável	GC (n=15)	GDFP (n=10)	t	p
Ângulo Q	17,9 ° ($\pm 3,6$)	19,5 ° ($\pm 3,3$)	1,16	0,25

A figura 9 evidencia os valores referentes à média da intensidade de dor percebida nos sete dias que precederam o teste (US) e no dia do teste (DT) para os sujeitos dos Grupos Controle e SDFP. O teste U de Mann-Whitney mostrou que os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar apresentaram valores significativamente maiores ($p=0,01$) de dor do que os sujeitos do grupo controle tanto na última semana como no dia de teste. Também deve ser salientado que nenhum sujeito do grupo controle apresentou dor na articulação femoropatelar, ao contrário dos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar, onde todos perceberam dor nessa articulação.

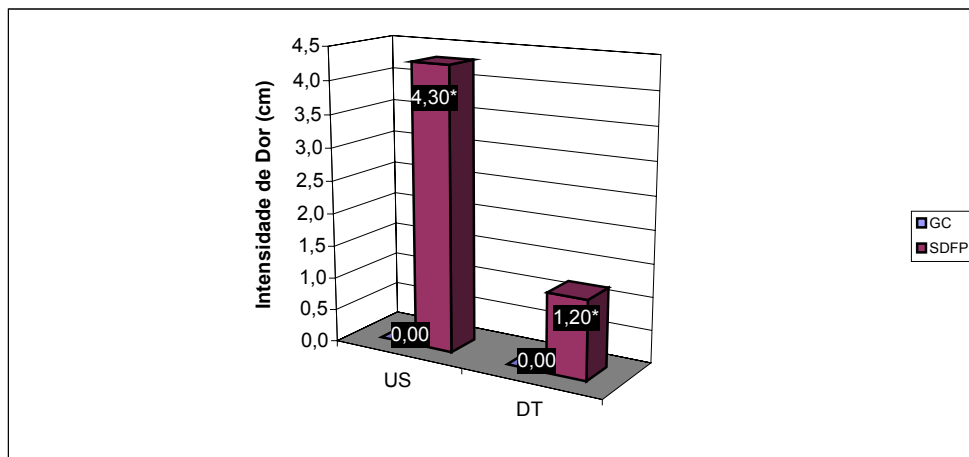


FIGURA 9 – Intensidade de dor percebida nos sujeitos do grupo SDFP (n=12) e grupo controle (GC) (n=15) nos sete dias que precederam o teste (US) e no dia do teste (DT) *significativamente maior em relação aos sujeitos do GC

Na figura 10 são mostrados os dados de intensidade de dor antes e após a realização dos testes de agachamento (AG), “step”(ST) e caminhar na esteira (EST), pelos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar e do grupo controle (GC). O teste U de Mann-Whitney, evidenciou que os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar apresentaram intensidade de dor significativamente maior do que os sujeitos do grupo controle durante os testes de agachamento (depois $p=0,00001$) e de “step” (antes $p=0,00006$; depois $p=0,00001$). Embora não houvesse diferença significativa tanto no teste de agachamento (apenas antes da realização do teste) como durante o caminhar na esteira, verificou-se tendência de dor sempre maior nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar. Os resultados também mostraram que os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar já apresentavam alguma dor antes da realização dos testes, com variações de 0,5; 1; e 0,2 na intensidade da dor para os testes de agachamento, “step” e caminhar na esteira, respectivamente.

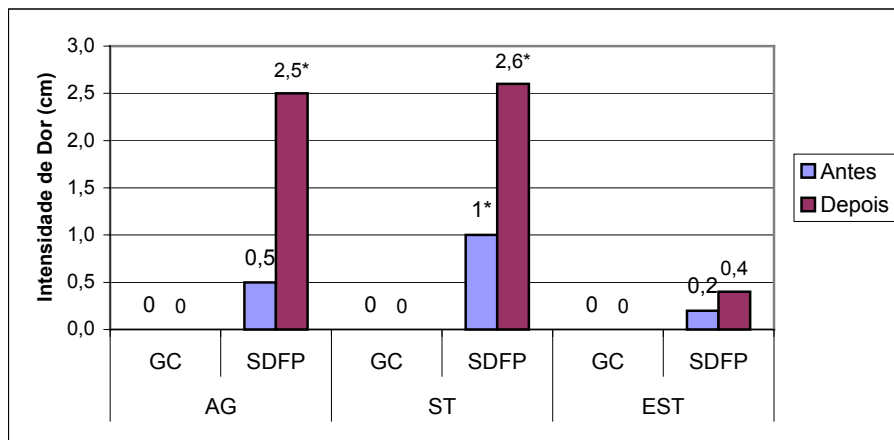


FIGURA 10 – Intensidade de dor percebida pelos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15) e grupo SDFP (n=12) nos testes de agachamento (AG), “step”(ST) e caminhar na esteira (EST) em superfície plana e inclinada
*significativamente maior em relação aos sujeitos do GC

Outra variável obtida com a Ficha de Avaliação do LAIOT foi a presença de dor à palpação das bordas patelares (medial, lateral, inferior e superior). A figura 11 evidencia que os indivíduos do grupo controle não apresentaram sensibilidade dolorosa a palpação das bordas patelares. No entanto, nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar a maioria apresentou sensibilidade dolorosa na palpação das bordas patelares. O teste Qui-Quadrado evidenciou maior percentual ($\chi^2=33,64$; $p=0,00001$) de sujeitos do grupo SDFP com dor à palpação das bordas patelares do que nos sujeitos do grupo controle.

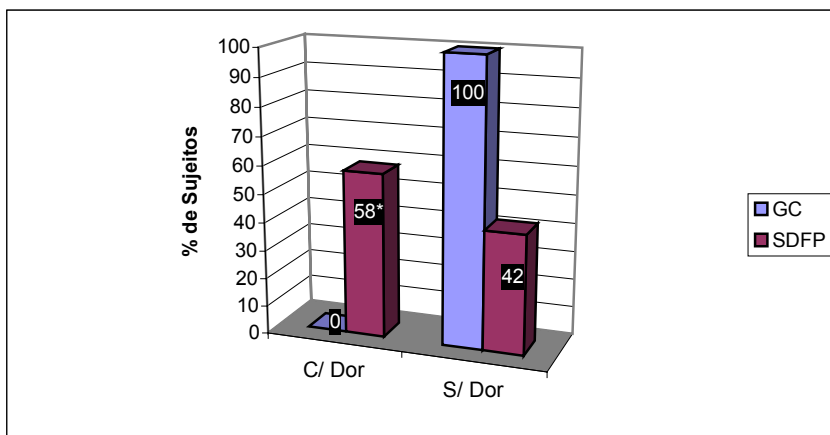


FIGURA 11 – Distribuição percentual de sujeitos com dor (C/ Dor) e sem dor (S/ Dor) à palpação das bordas patelares nos grupos controle (GC, n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP, n=12)

* significativamente maior no grupo SDFP do que nos sujeitos do GC

Quanto a presença de dor durante a realização de exercício isométrico de extensão resistida de joelho em 0, 30, 60, 90 e 120 graus de flexão, a figura 12 evidencia que a maioria dos indivíduos do grupo com síndrome de dor femoropatelar apresentou dor nos ângulos de 0 (66,7%) e 30 (83,3%) graus, fato que não ocorreu nos demais ângulos. No grupo controle, a maior parte dos indivíduos não apresentou sensibilidade dolorosa nos diferentes graus de flexão do joelho.

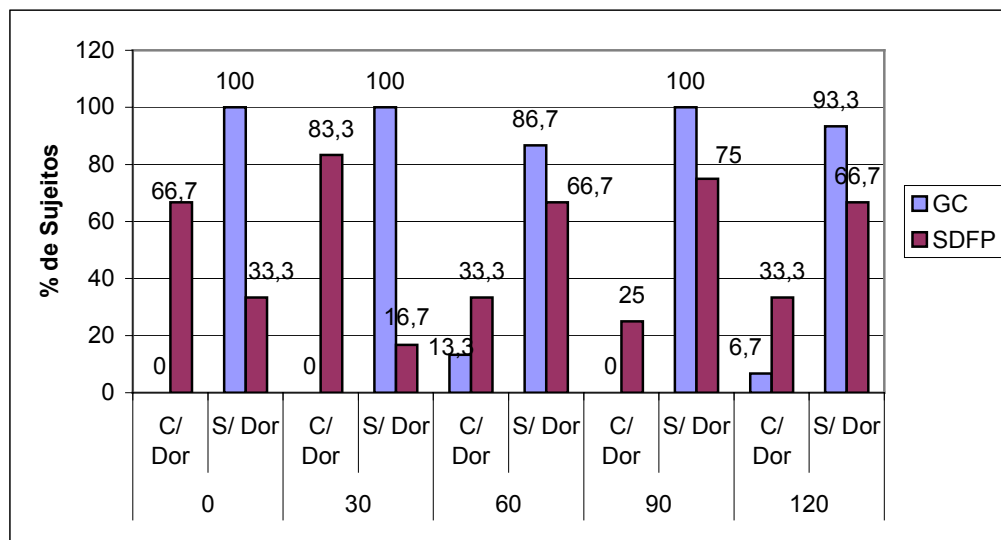


FIGURA 12 – Percentual de sujeitos com dor (C/ Dor) e sem dor (S/ Dor) durante a realização de exercício estático de extensão resistida do joelho em 0, 30, 60, 90 e 120 graus de flexão do joelho nos grupos controle (GC, n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP, n=12)

4.3. Análise dos registros do ângulo de flexão do joelho

4.3.1. Intergrupos

A tabela 12 mostra as médias obtidas para os valores mínimo, máximo e a diferença máximo-mínimo (diferença) do ângulo da articulação do joelho no grupo controle e grupo com síndrome de dor femoropatelar durante o caminhar na esteira sem e com inclinação de 5 graus. O teste t de Student evidenciou valores significativamente maiores para o grupo controle, independente da condição, tanto no

ângulo máximo de flexão do joelho no caminhar em superfície plana ($p=0,01$) e superfície inclinada ($p=0,05$), quanto no ângulo mínimo de flexão do joelho nas duas condições ($p=0,01$ na plana; $p=0,05$ na inclinada). No entanto, em relação a diferença máximo-mínimo não foi encontrada diferença significativa entre os dois grupos.

TABELA 12 – Média e desvio padrão, em graus, dos valores máximo, mínimo e a diferença máximo-mínimo no ângulo da articulação do joelho no grupo controle (GC) ($n=15$) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) ($n=12$) durante caminhar em superfície plana e inclinada

VARIÁVEIS	SUPERFÍCIE PLANA		SUPERFÍCIE INCLINADA	
	GC	SDFP	GC	SDFP
Máximo	66 °*(±15,92)	54 °(±13,73)	68 °*(±13,72)	50 °(±12,91)
Mínimo	8 °*(±6,57)	4 °(±2,70)	11 °*(±4,15)	2 °(±2,78)
Diferença	58 °(±12,09)	50 °(±13,97)	57 °(±12,87)	48 °(±12,77)

*significativamente maior em comparação com os sujeitos do SDFP

Na figura 13 são apresentados os valores do ângulo de flexão do joelho no momento do contato inicial (0% do ciclo do caminhar). O ângulo foi significativamente maior no grupo controle, nas duas situações do caminhar na esteira. A diferença intergrupos, durante o caminhar em superfície inclinada e plana, de 13° e 6°, respectivamente, mostrou-se estatisticamente significativa ($p=0,01$).

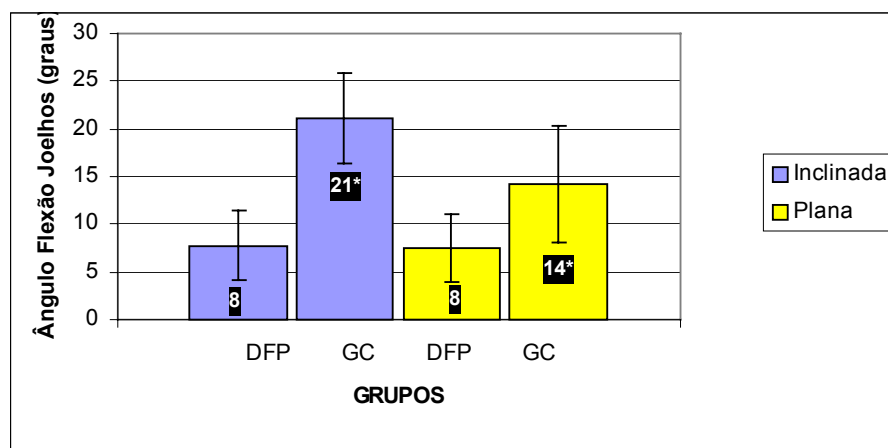


FIGURA 13 – Valor do ângulo de flexão do joelho, em graus, no contato inicial (0% do ciclo) no GC ($n=15$) e SDFP ($n=12$) durante caminhar em superfície plana e inclinada. *significativamente maior em relação aos sujeitos do SDFP

4.3.2. Intragrupo

No grupo controle o ângulo de flexão do joelho foi significativamente maior durante caminhar em superfície inclinada ($p=0,003$). No entanto, no grupo com síndrome de dor femoropatelar não foram encontradas diferenças significativas entre as duas situações de caminhar (tabela 13).

TABELA 13 – Média, desvio padrão e teste t de Student para o ângulo de flexão do joelho no contato inicial do ciclo do caminhar no grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) (n=12) e grupo controle (GC) (n=15).

	Média	Desvio padrão	Diferença	t	p
SDFP plano	8 °	±3,54°	1°	-0,28	0,78
SDFP inclinado	9 °	±3,59°			
GC plano	15 °	±6,15°	7°	-3,24	0,003
GC inclinado	22* °	±4,72°			

*significativamente maior em relação ao caminhar no plano

4.4. Análise da integral da atividade eletromiográfica no grupo controle

4.4.1. Intramúsculo

O teste t de Student mostrou que não houve diferença significativa na atividade elétrica entre o caminhar em superfície plana e o caminhar em superfície inclinada nos três músculos (tabela 14).

TABELA 14 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs), de cada músculo separadamente (análise intramúsculo), entre o caminhar em superfície plana e em superfície inclinada nos sujeitos do grupo controle (GC) (n=15).

SITUAÇÃO	MÚSCULOS		
	VMO	VLO	VLL
Plana	682,8 (\pm 182,1) μ VXs	539,1 (\pm 110,4) μ VXs	662,7 (\pm 69,5) μ VXs
Inclinada	735,9 (\pm 223,4) μ VXs	581,0 (\pm 113,2) μ VXs	682,8 (\pm 84,1) μ VXs

4.4.2. Intermúsculos

Os resultados (tabela 15) da análise de variância (ANOVA) mostraram haver diferença significativa entre os três músculos tanto no caminhar em superfície plana quanto inclinada. O teste de Newman-Keuls mostrou que durante o caminhar em superfície plana a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral longo (VLL) foram significativamente maiores ($p=0,02$ para ambos músculos) em comparação com a atividade elétrica do músculo vasto lateral oblíquo (VLO); entretanto, durante o caminhar em superfície inclinada apenas o músculo vasto medial oblíquo ($p=0,02$) mostrou-se significativamente maior que o músculo vasto lateral oblíquo. Apesar de não serem encontradas diferenças significativas, em ambas as situações do caminhar entre os músculos VMO e VLL, houve tendência do primeiro sempre apresentar maiores valores que o segundo.

TABELA 15 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs) entre os músculos (análise intermúsculo) VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície plana e inclinada nos sujeitos do grupo controle (GC) ($n=15$).

SITUAÇÃO	MÚSCULOS		
	VMO	VLO	VLL
Plana	682,8* ($\pm 182,0$) μ VXs	539,1 ($\pm 110,4$) μ VXs	662,7* ($\pm 69,5$) μ VXs
Inclinada	735,9** ($\pm 223,4$) μ VXs	581,0 ($\pm 113,2$) μ VXs	682,8 ($\pm 84,2$) μ VXs

*VMO e VLL significativamente maiores que VLO;

** VMO significativamente maior que VLO

4.5. Análise da integral da atividade eletromiográfica no grupo com síndrome de dor femoropatelar

4.5.1. Intramúsculo

Os resultados (tabela 16) mostraram que a amplitude da atividade eletromiográfica durante o caminhar na superfície inclinada foi significativamente maior

quando comparada com o caminhar na superfície plana nos músculos VMO ($p=0,004$), VLO ($p=0,01$) e VLL ($p=0,007$).

TABELA 16 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs), de cada músculo separadamente (análise intramúsculo), entre o caminhar em superfície plana e em superfície inclinada nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar ($n=12$).

SITUAÇÃO	MÚSCULOS		
	VMO	VLO	VLL
Plana	651,8 ($\pm 167,1$) μ VXs	537,3 ($\pm 87,1$) μ VXs	656,4 ($\pm 106,4$) μ VXs
Inclinada	783,6* ($\pm 129,4$) μ VXs	670,6* ($\pm 61,0$) μ VXs	818,2* ($\pm 168,5$) μ VXs

*significativamente maior quando comparada com caminhar em superfície plana

4.5.2. Intermúsculos

No grupo com síndrome de dor femoropatelar a amplitude da atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral longo (VLL) no caminhar em superfície plana foi significativamente maior ($p=0,004$ e $p=0,003$, respectivamente) quando comparada à atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral oblíquo (VLO). No entanto, durante o caminhar em superfície inclinada foi encontrada diferença significativa ($p=0,05$) apenas entre os músculos VLL e VLO. Embora não tenha sido encontrada diferença significativa entre os músculos VMO e VLL, independente da condição do caminhar, houve tendência do segundo sempre apresentar maiores valores que o primeiro (tabela 17).

TABELA 17 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica (em μ VXs) entre os músculos (análise intermúsculo) VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície plana e inclinada nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar ($n=12$).

SITUAÇÃO	MÚSCULOS		
	VMO	VLO	VLL
Plana	651,8* ($\pm 167,1$) μ VXs	537,3 ($\pm 87,1$) μ VXs	656,4* ($\pm 106,4$) μ VXs
Inclinada	783,6 ($\pm 129,5$) μ VXs	670,6 (± 61) μ VXs	818,1** ($\pm 168,5$) μ VXs

*VMO e VLL significativamente maiores que VLO;

** VLL significativamente maior que VLO

4.6. Análise intergrupos da integral da atividade eletromiográfica

4.6.1. Superfície plana

Na figura 14 são evidenciados os valores da amplitude da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLL) para os grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar durante o ciclo do caminhar realizada em superfície plana. A análise de variância evidenciou que não houve diferença significativa tanto entre os grupos como na interação (grupos x músculos) durante o caminhar em superfície plana. Apesar de não haver diferença significativa os resultados mostraram tendência dos sujeitos do grupo controle apresentarem maior atividade eletromiográfica do que os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar em todos os músculos estudados.

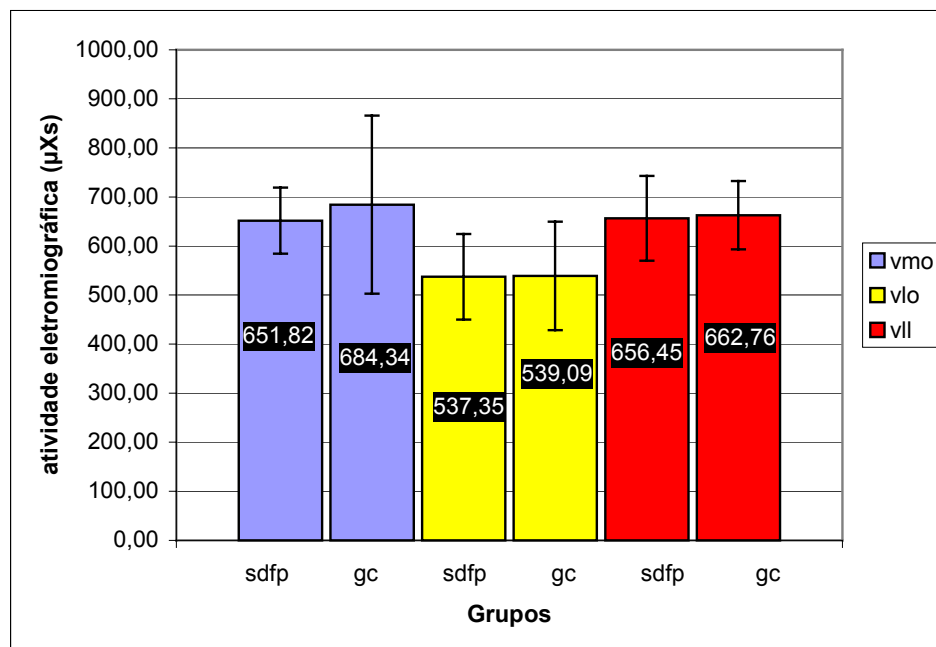


FIGURA 14 – Média e desvio padrão da atividade eletromiográfica em todo ciclo do caminhar (μ Vs), dos músculos VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície plana nos grupos controle (GC – n=15) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP – n=12)

4.6.2. Superfície inclinada

A figura 15 apresenta a amplitude da atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLL) no grupo controle (GC) e no grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP) durante o ciclo do caminhar realizada em superfície inclinada. A atividade eletromiográfica foi significativamente maior ($p=0,01$) no músculo VLL nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar durante caminhar em superfície inclinada quando comparada com os sujeitos do grupo controle. Embora não tenha sido observada diferença significativa entre a atividade elétrica dos músculos VMO e VLL, observou-se tendência dos sujeitos do grupo SDFP apresentarem maior atividade eletromiográfica do segundo músculo em relação ao primeiro, ocorrendo o inverso no grupo controle nas duas situações estudadas.

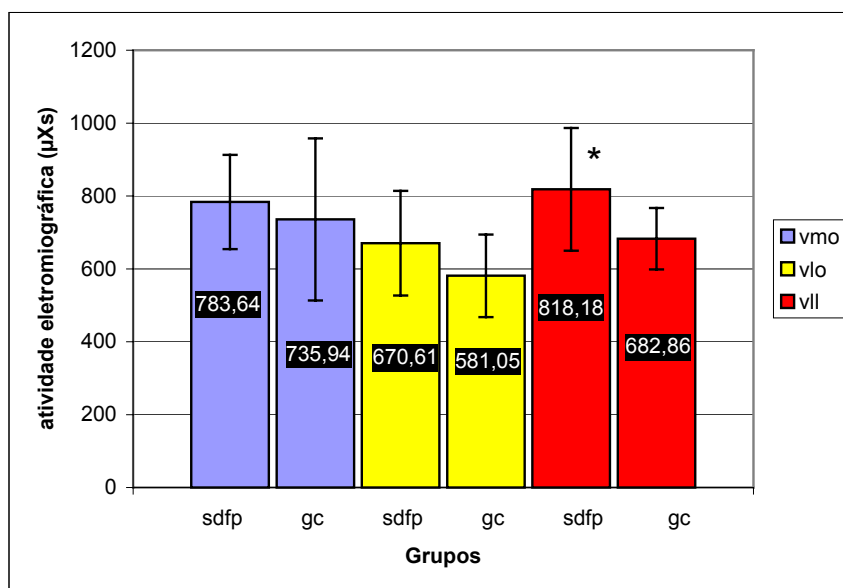


FIGURA 15 – Atividade eletromiográfica no ciclo do caminhar (μ Vs), dos músculos VMO, VLO e VLL durante o caminhar em superfície inclinada nos grupos controle (GC – $n=15$) e com síndrome de dor femoropatelar (SDFP – $n=12$).

*VLL do SDFP significativamente maior do que no GC

4.7. Análise das relações da atividade eletromiográfica

Relação VMO:VLL

Os resultados desse estudo não evidenciaram diferença estatisticamente significativa na relação VMO:VLL entre o grupo controle e o grupo com síndrome de dor femoropatelar (tabela 18). Embora não fosse encontrada diferença significativa entre os dois grupos, houve tendência da relação VMO:VLL ser maior nos sujeitos do grupo controle, independente da condição (esteira plana ou inclinada à 5°).

TABELA 18 – Relação eletromiográfica integrada VMO:VLL durante o caminhar na esteira em superfície plana e inclinada a 5° em sujeitos grupo controle (GC-n=15) e do grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP-n=12)

CONDIÇÃO	MÉDIA (\pm DP)		F	P
	GC	SDFP		
Sup. Plana	1,03 (\pm 0,25)	1,01 (\pm 0,17)	0,59	0,45
Sup. Inclinada	1,08 (\pm 0,30)	0,99 (\pm 0,24)		

Relação VMO:VLO

Os resultados desse estudo também não evidenciaram diferença estatisticamente significativa na relação VMO:VLO entre o grupo controle e o grupo com síndrome de dor femoropatelar (tabela 19). Embora não fosse encontrada diferença significativa entre os dois grupos, houve tendência da relação VMO:VLO ser maior nos sujeitos do grupo controle, independente da condição (esteira plana ou inclinada à 5°).

TABELA 19 – Relação eletromiográfica integrada VMO:VLO durante o caminhar na esteira em superfície plana e inclinada a 5° em sujeitos do grupo controle (GC-n=15) e do grupo com síndrome de dor femoropatelar (SDFP-n=12)

CONDIÇÃO	MÉDIA (\pm DP)		F	P
	GC	SDFP		
Sup. Plana	1,28 (\pm 0,26)	1,24 (\pm 0,27)	0,44	0,51
Sup. Inclinada	1,28 (\pm 0,34)	1,20 (\pm 0,25)		

4.8. Tempo de início da atividade elétrica muscular (*onset*)

O tempo de início de ativação foi calculado para cada músculo (VMO, VLO e VLL) durante o caminhar em superfície plana e inclinada.

Superfície plana

O *onset* relativo entre VMO-VLL e VMO-VLO durante o caminhar em superfície plana para os sujeitos do grupo controle (GC) e grupo com síndrome de dor femoropatelar são apresentados na figura 16. O teste t de Student mostrou diferença significativa no *onset* relativo entre o grupo controle e o grupo com síndrome de dor femoropatelar no *onset* VMO-VLL ($p=0,04$). Os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar apresentaram início de atividade elétrica no músculo VLL antes do VMO enquanto o contrário ocorreu nos sujeitos do grupo controle. No *onset* relativo VMO-VLO não foi encontrada diferença significativa entre os dois grupos.

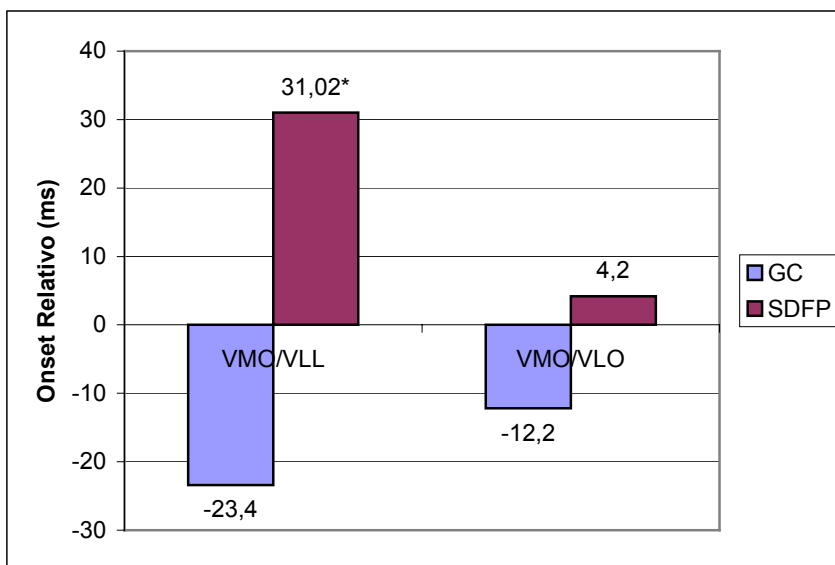


FIGURA 16 – Média e desvio padrão do *onset* relativo (em milissegundos) dos músculos (análise intergrupos) VMO:VLL e VMO:VLO durante o caminhar em superfície plana nos sujeitos do grupo controle (n=15) e grupo SDFP (n=12).

**onset* relativo do SDFP significativamente maior que GC

Superfície inclinada

A figura 17 evidencia o *onset* relativo VMO-VLL e VMO-VLO durante o caminhar em superfície inclinada para os sujeitos dos grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar. O teste t de Student evidenciou diferença significativa no *onset* relativo VMO-VLL ($p=0,01$) entre o grupo controle e o grupo com síndrome de dor femoropatelar. Os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar apresentaram início de atividade EMG no músculo vasto lateral longo antes do músculo vasto medial oblíquo enquanto que o contrário ocorreu nos sujeitos do grupo controle. No *onset* relativo VMO-VLO não foi encontrada diferença significativa entre os dois grupos.

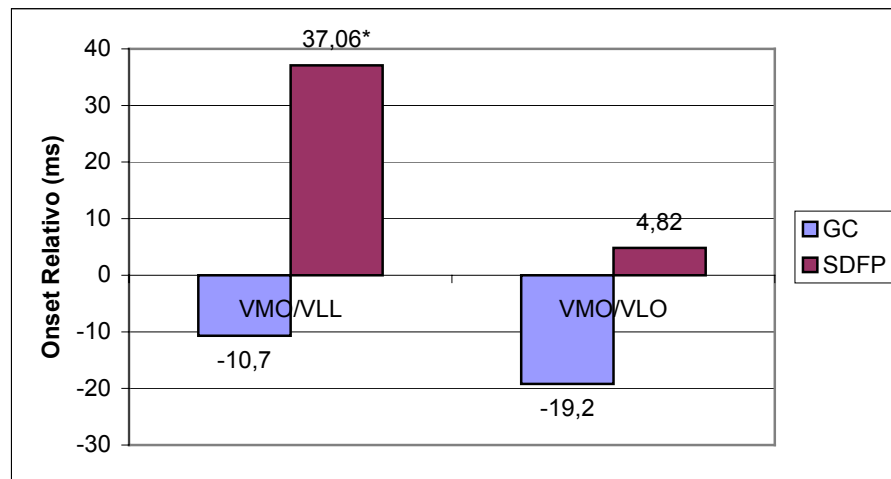


FIGURA 17 – Média e desvio padrão do *onset* relativo (em milissegundos) nas músculos (análise intergrupos) VMO-VLL e VMO-VLO durante o caminhar em superfície inclinada nos sujeitos do grupo controle (n=15) e grupo SDFP (n=12).
**onset* relativo do SDFP significativamente maior que GC

Distribuição percentual

A figura 18 mostra o percentual dos sujeitos de cada grupo, no qual o *onset* do músculo vasto medial oblíquo (VMO) precedeu, foi após ou ocorreu simultaneamente com o músculo vasto lateral longo (VLL) e com o músculo vasto lateral oblíquo (VLO).

No grupo com síndrome de dor femoropatelar o *onset* do músculo VMO ocorreu após o dos músculos VLL e VLO por mais de 10 ms na maioria dos sujeitos

(58,33% tanto em VMO-VLL como VMO-VLO). No grupo controle o *onset* do músculo VMO foi antes do músculo VLL e do músculo VLO por mais de 10 ms na maioria dos sujeitos (53,3% e 46,7%, respectivamente). Além disso, o teste Qui-Quadrado evidenciou maior percentual de sujeitos do grupo SDFP com *onset* do músculo VMO após o do músculo VLL ($\chi^2=147,09$; $p=0,0001$) e após o do músculo VLO ($\chi^2=147,43$; $p=0,0001$) do que os sujeitos do grupo controle.

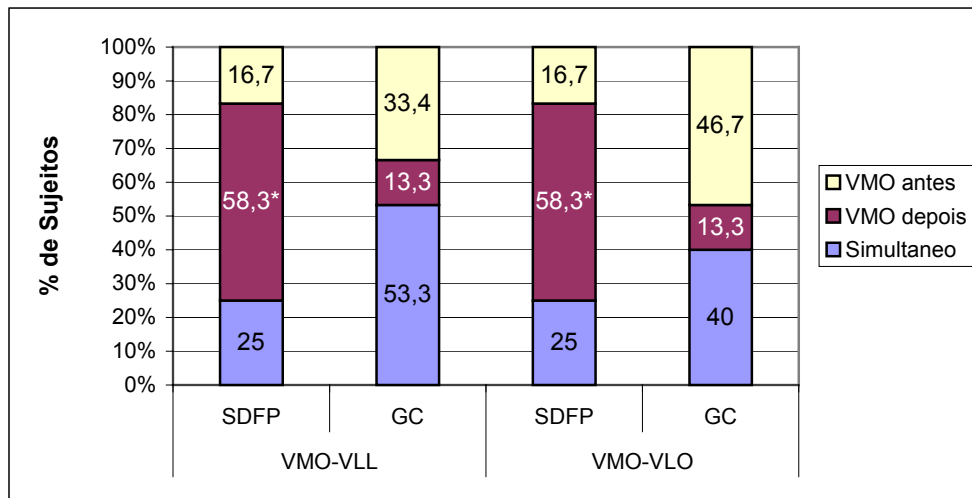


FIGURA 18 – Porcentagem dos sujeitos nos quais o *onset* do VMO ocorreu antes (10 ms antes), depois (10 ms depois) ou simultaneamente (até 10 ms) com o VLL e VLO, no GC (n=15) e SDFP (n=12).

*significativamente maior em relação aos sujeitos do GC.

5. DISCUSSÃO

Inicialmente serão discutidos alguns aspectos metodológicos utilizados no presente estudo e posteriormente, os resultados (ângulo de flexão do joelho, dados referentes a integral da atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL, com análise inter e intragrupos e dados do tempo de início da atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL) obtidos durante caminhar na esteira em superfície plana e inclinada.

5.1. Amostra

A amostra utilizada no presente estudo foi formada por mulheres jovens, não praticantes de atividade física regular. O teste t de *Student*, evidenciou não haver diferença significativa entre os grupos em relação à idade ($p=0,57$), peso ($p=0,17$) e altura ($p=0,92$), mostrando homogeneidade entre os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar e controle.

Apesar de haver dificuldade na classificação bem como do quadro clínico (sinais e sintomas) da síndrome de dor femoropatelar, os critérios de inclusão e exclusão adotados no presente estudo, permitiram caracterizar os voluntários com uma distinção entre os indivíduos do grupo controle e os portadores de síndrome de dor femoropatelar. No entanto, cabe ressaltar que ao se analisar vários estudos na literatura (DILLON, UPDYKE & ALLEN, 1983; DEVERAUX & LACHMANN, 1984; McCONNELL, 1986; SOUZA & GROSS, 1991; DOUCETTE & GOBLE, 1992; McINTYRE & ROBERTSON, 1992; KARST & WILLET, 1995; CERNY, 1995; POWERS, LANDEL & PERRY, 1996; MORRISH & WOLEDGE, 1997; NADEAU et al., 1997; POWERS et al., 1999; COWAN, BENNELL & HODGES, 2002; HINMAN et al., 2002; MOHR et al., 2003; entre outros), observou-se que na maioria os critérios de inclusão são incompletos, baseados geralmente apenas na presença de dor na

articulação femoropatelar, não explorando critérios de inclusão funcionais. Dessa forma, os sujeitos desses estudos foram agrupados com etiologias ou graus diferentes de dor femoropatelar, o que tornou difícil a comparação com o presente estudo. Segundo POWERS (2003), nem todos pacientes com a síndrome de dor femoropatelar apresentam alterações ou deficiência no controle dinâmico dos membros inferiores em contrações estáticas. Sendo assim, acredita-se na necessidade de uma avaliação mais abrangente para a classificação dos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, especialmente envolvendo tarefas funcionais e a avaliação da dor durante essas atividades.

Os resultados deste estudo mostraram um quadro (clínico) diferente entre os sujeitos dos grupos controle e com síndrome de dor femoropatelar, permitindo diferenciar os 2 grupos. Sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentaram, no mínimo, dor em 3 atividades funcionais ($4 \pm 1,0$) bem como história de dor na articulação femoropatelar, resultados estes não apresentados pelos sujeitos do grupo controle.

Na avaliação da dor percebida, pela escala visual analógica, nos sete dias que precederam o teste, os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentaram intensidade de dor significativamente maior do que os sujeitos controle ($p = 0,01$). Os valores estipulados para cada grupo foram no mínimo 2 cm para o grupo síndrome de dor femoropatelar e 0 cm para o grupo controle. Neste estudo, os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentaram intensidade da dor nos sete dias que precederam o teste de 4,7cm enquanto que os sujeitos controle apresentaram nível de dor 0 cm, evidenciando as características sintomáticas no grupo com síndrome de dor femoropatelar. A intensidade de dor apresentada pelos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar foi superior ao estipulado como critério de inclusão no presente estudo bem como no de COWAN et al. (2001), que foi de 3 cm. Embora a intensidade da dor no dia do teste não tenha sido considerada nos outros estudos (COWAN et al., 2001; COWAN, BENNELL & HODGES, 2002; COWAN et al., 2002; CROSSLEY et al.,

2004), verificou-se que a mesma também foi significativamente maior ($p=0,01$) nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar em comparação aos sujeitos do grupo controle, sugerindo que essa variável também poderia ser um critério de inclusão a ser adotado.

Em relação ao exercício de extensão do joelho contra a resistência, os resultados do presente estudo mostraram que a maioria dos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentaram dor nos ângulos próximos a extensão total (0 e 30 graus). Segundo ADAMS (2004), sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentam dor em algum ponto da amplitude de movimento durante exercícios contra resistência. No presente estudo o teste foi feito em cadeia cinética aberta com resistência manual ao movimento de extensão; nessa circunstância, o peso move-se além do centro de rotação enquanto a extensão do joelho continua. Assim, a tensão dos tendões quadricipital e patelar aumenta continuamente com a diminuição da flexão do joelho. Pelo fato da força de reação da articulação femoropatelar ser uma função não somente das forças absolutas dos tendões do quadríceps e patelar, mas também do ângulo entre elas, a força de reação da articulação femoropatelar sob carga em princípio aumenta com a extensão progressiva do joelho (FULKERSON, 2000). Isto poderia explicar a sensibilidade dolorosa apresentada pelos sujeitos deste estudo durante a realização do teste de resistência manual à extensão do joelho. STEINKAMP et al. (1993) estudaram exercícios terapêuticos na articulação femoropatelar. Os autores mediram o momento no joelho, a força de reação na articulação femoropatelar e o estresse femoropatelar em quatro ângulos de flexão do joelho durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta e fechada. Os resultados mostraram que todos os parâmetros avaliados aumentaram durante o exercício nos ângulos de 0 e 30° de flexão do joelho em cadeia cinética aberta.

O ângulo Q é um sinal que tem sido associado com a síndrome de dor femoropatelar (WOODALL & WELSH, 1990; SCHULTHIES et al., 1995; LOHMAN III, 2002). Os resultados deste estudo mostraram não haver diferença entre os dois

grupos, corroborando estudos previamente publicados (LIVINGSTON & MANDIGO, 1999; SANFRIDSSON et al., 2001) bem como os achados de CAYLOR, FITES & WORRELL (1993) que mostraram não haver boa validade para a caracterização da síndrome de dor anterior pela mensuração do ângulo Q.

LIVINGSTON & MANDIGO (1999) e POWERS (2003), concluíram que o ângulo Q pode não estar relacionado com os sinais clínicos e sintomas da síndrome de dor femoropatelar, bem como pode ser uma variável inconsistente em determinadas subpopulações de sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, onde fatores etiológicos não relacionados ao ângulo Q podem ser mais determinantes na origem dessa síndrome. Dessa forma, ainda que o ângulo Q tenha sido investigado durante o processo de avaliação deste estudo, acredita-se que somente esta medida não tenha relação direta com a incidência da síndrome de dor femoropatelar, no entanto, sua associação com outras variáveis (testes funcionais, dor, ângulo de flexão do joelho, entre outros) poderia ajudar na identificação de sujeitos com a síndrome. Além disso, acredita-se que a síndrome de dor femoropatelar está associada a situações dinâmicas e que o ângulo Q, medido estaticamente, não possui ligação com essas atividades.

5.2. Resultados

5.2.1. Análise dos registros do ângulo de flexão do joelho

Resultados desse estudo evidenciaram menor ângulo de flexão do joelho no contato inicial no caminhar nos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar quando comparados com sujeitos do grupo controle, tanto durante o caminhar em superfície plana como em superfície inclinada. Estes achados estão de acordo com DILLON, UPDYKE & ALLEN (1983) e NADEAU et al. (1997) que também encontraram menor ângulo de flexão do joelho em sujeitos com síndrome de dor femoropatelar.

Segundo esses autores, a diminuição no ângulo de flexão do joelho seria uma estratégia utilizada durante o caminhar com a finalidade de evitar a contração do quadríceps diminuindo dessa forma a força de reação na articulação femoropatelar e conseqüentemente a dor.

Segundo PERRY (1992), indivíduos com quadríceps femoral fraco ou doloroso evitam a flexão do joelho na resposta a carga, pois é neste ponto do ciclo do caminhar que as exigências musculares e as forças de reação articulares são maiores. Embora os estudos de MESSIER et al. (1992), KAUFMANN et al. (2001) e CHILDS et al. (2004) tenham sido realizados em sujeitos com osteoartrose, esses autores também encontraram menor amplitude na flexão do joelho durante a fase de apoio do caminhar.

KIRTLEY, WHITTLE & JEFFERSON (1985), relataram que a diminuição na flexão do joelho poderia ser causada pela diminuição na velocidade do caminhar. No presente estudo, a velocidade do caminhar foi similar entre os dois grupos. Dessa forma, acredita-se que a modificação no padrão cinemático do caminhar, ou seja, a diminuição no ângulo de flexão do joelho, não poderia ser atribuída a velocidade do caminhar. É importante salientar que os resultados deste estudo não mostraram diferença significativa na intensidade de dor após caminhar na esteira, independente da condição, entre os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar e os sujeitos do grupo controle. Entretanto, os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar apresentaram alguma intensidade de dor, resultado não evidenciado nos sujeitos do grupo controle.

Alguns autores investigaram os fatores da caracterização da síndrome de dor femoropatelar, tais como joelho valgo (MILGROM KEREM & FINESTONE, 1991), patela hiper móvel (WITVROUW, 2000), ângulo de pronação subtalar (CALLAGHAN & BALTZPOULOS, 1994), ângulo Q (PAPAGELOPOULOS & SIM, 1997), entre outros. Acredita-se que a redução no ângulo de flexão do joelho, durante o caminhar na esteira, também poderia ser considerada um fator etiológico nesses sujeitos, sendo

um dado importante na avaliação e na reabilitação funcional e não somente uma compensação utilizada pelos indivíduos com síndrome de dor femoropatelar.

Importante ressaltar que no presente estudo não foi feita avaliação sobre a influência da diminuição no ângulo de flexão do joelho na articulação femoropatelar durante um tempo maior de caminhar na esteira em superfície plana e inclinada. Em estudos realizados em sujeitos com osteoartrose, a menor flexão do joelho associada a menor velocidade provocaram mudanças nos momentos das articulações adjacentes e conseqüentemente alterações no padrão de caminhar (HURWITZ, 2000; MUNDERMANN, DYRBY & ANDRIACCHI, 2005). Segundo RADIN et al. (1991) e MESSIER et al. (1992), essas alterações poderiam estar associadas a uma força de reação do solo maior a partir do toque do calcanhar no solo. A maior força de reação do solo poderia ocasionar nos tecidos moles o início ou a propagação de fissuras na cartilagem, similar ao que é visto na cartilagem de sujeitos com osteoartrose (KARIN et al., 2003). Até que ponto a diminuição no ângulo de flexão do joelho em sujeitos com síndrome de dor femoropatelar poderia também levar a alterações na cartilagem permanece ainda sem resposta e necessita ser mais investigado.

5.2.2. Análise da integral da atividade eletromiográfica

5.2.2.1. Análise intragrupo

Grupo controle

Análise intramúsculo

Os resultados desse estudo evidenciaram atividade eletromiográfica similar entre o caminhar em superfície inclinada e superfície plana em todos os músculos estudados. Embora POWERS, LANDEL & PERRY (1996), tenham calculado a amplitude do sinal elétrico pela raiz quadrada média (RMS), esses autores também

não encontraram diferença nas porções musculares estudadas (vasto medial oblíquo e vasto lateral) tanto durante o caminhar em superfície plana como em superfície inclinada nos sujeitos controle. Por outro lado, LANGE et al. (1996), verificaram maior atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral no caminhar em superfície inclinada em comparação o caminhar em superfície plana, embora tenham utilizado inclinações diferentes (12 e 24 graus) da utilizada no presente estudo (5 graus), o que poderia justificar este resultado controverso.

Análise intermúsculo

Os resultados do presente estudo revelaram maior atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo em relação ao músculo vasto lateral oblíquo nas duas condições testadas.

Esta menor atividade do músculo vasto lateral oblíquo, não sustenta a teoria da participação desse músculo na estabilidade patelar sugerida por alguns autores (WEINSTABL, SCHARF & FIRBAS, 1989; MORRISH and WOLEDGE, 1997; BEVILAQUA-GROSS et al., 2004). É possível que a controvérsia com este estudo ocorreu por que foi analisado uma atividade dinâmica, onde as características biomecânicas, anatômicas e funcionais são diferentes daquelas encontradas em atividades estáticas. Existe evidência de que a atividade muscular é específica para cada tipo de exercício, de forma que a atividade muscular pode não necessariamente ser a mesma em movimentos dinâmicos quando comparada as contrações estáticas (MORRISH, WOLEDGE & HADDAD, 2003).

Embora não tenha sido encontrada diferença significativa entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo, o que caracteriza equilíbrio e possível antagonismo entre essas duas porções do músculo quadríceps, houve tendência do músculo vasto medial oblíquo apresentar maior atividade elétrica em relação ao músculo vasto lateral longo independente da condição testada. Assim, acredita-se que os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo são os vetores de força

responsáveis pelo controle do movimento e, provavelmente, da estabilidade patelar durante o caminhar.

Grupo síndrome de dor femoropatelar

Intramúsculo

Os resultados do presente estudo mostraram em todos os músculos maior atividade EMG durante o caminhar em superfície inclinada quando comparada com a plana. Por outro lado POWERS, LANDEL & PERRY (1996), não constataram diferença significativa tanto na atividade do músculo vasto medial oblíquo como na do vasto lateral entre o caminhar em superfície plana e subindo uma rampa com 12 graus de inclinação. Os resultados mostraram que a inclinação de 5° foi suficiente para modificar a atividade eletromiográfica em todos os músculos dos sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar.

É possível que a combinação da inclinação de 5 graus utilizada na esteira com a redução no ângulo de flexão do joelho poderiam diminuir a superfície de contato na articulação femoropatelar, o que ocasionaria maior instabilidade e, conseqüentemente, a necessidade de maior ativação dos estabilizadores primários para compensar a redução da estabilidade anatômica. Segundo HUNGERFORD & BARRY (1979), a patela articula-se com a tróclea aproximadamente em 20° de flexão do joelho, o que permitiria iniciar contato das superfícies articulares e, conseqüentemente, maior estabilidade. No presente estudo, os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentaram ângulo de flexão do joelho (plana-8,35°; inclinada-8,76°) que não favorece a estabilidade funcional da patela com a tróclea. Outra possível explicação para maior atividade elétrica durante o caminhar em superfície inclinada talvez esteja relacionada a um fator mecânico. Segundo SMIDT (1973), o braço de alavanca do músculo quadríceps femoral é maior com o aumento da flexão da articulação do joelho. Como os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar apresentaram menor

ângulo de flexão do joelho quando comparados com os sujeitos controle, é possível que seja necessário uma maior ativação do músculo quadríceps femoral com o objetivo de compensar a diminuição no braço de alavanca e, conseqüentemente, no momento extensor do joelho.

Intermúsculos

Os resultados também evidenciaram maior ativação dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo em relação ao músculo vasto lateral oblíquo durante o caminhar em superfície plana, novamente indicando menor atividade do músculo vasto lateral oblíquo na função de estabilidade patelar. No entanto, é possível que o músculo vasto lateral oblíquo, apesar de sua menor atividade, tenha participação na contenção estática da patela, devido a interdigitação de suas fibras com o retináculo lateral e com o tracto iliotibial (BEVILAQUA-GROSS et al., 2004).

Por outro lado, em superfície inclinada, o músculo vasto lateral longo apresentou atividade significativamente maior do que o músculo vasto lateral oblíquo. Já em relação ao músculo vasto medial oblíquo a diferença encontrada não foi significativa. Apesar de nossos resultados não mostrarem diferença significativa entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo, resultado esse similar ao encontrado em estudos anteriores (McINTYRE, 1992, POWERS, LANDEL & PERRY, 1996), houve tendência do músculo vasto lateral longo apresentar maior atividade elétrica em relação ao músculo vasto medial oblíquo, independente da condição testada.

5.2.2.3. Análise intergrupos

No caminhar em superfície inclinada, os resultados mostraram que a atividade elétrica do músculo vasto lateral longo foi maior nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar quando comparada com os sujeitos controle. Por outro lado, os

músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo mostraram atividade elétrica similar durante o caminhar em superfície plana e inclinada em relação aos sujeitos do grupo controle. Esse resultado discorda de estudos previamente publicados. POWERS et al. (1996; 1997), ao analisarem atividades funcionais verificaram que sujeitos com síndrome de dor femoropatelar mostraram menor atividade no músculo quadríceps femoral quando comparada com sujeitos do grupo controle durante o caminhar em superfície plana e inclinada.

É possível que diferenças metodológicas possam ter gerado esses achados contraditórios. Para calcular a amplitude da atividade muscular em cada grupo, esses autores utilizaram a porcentagem de um teste de contração isométrica voluntária máxima enquanto que no presente estudo foi calculada a integral matemática do envelope linear. Outra possível explicação para os achados do presente estudo estaria relacionada a presença de dor mínima (0,3 cm em uma escala de 0 a 10 cm) nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, tanto antes como depois do caminhar na esteira nas duas condições avaliadas. Segundo SPENCER, HAYES & ALEXANDER (1984) a diminuição na atividade do músculo quadríceps tem origem na inibição reflexa, provocada pela dor e efusão.

5.4.3. Relações da atividade eletromiográfica

No presente estudo não foram encontradas diferenças significativas nas relações VMO:VLL e VMO:VLO entre os sujeitos do grupo controle e com síndrome de dor femoropatelar. Embora não fosse encontrada diferença significativa, houve tendência do valor da relação VMO:VLL ser maior no grupo controle do que no grupo com síndrome de dor femoropatelar, independente da condição, isto é, tanto caminhar em superfície plana (GC-1,03; SDFP-1,01) como em superfície com inclinação de 5° (GC-1,08; SDFP-0,99). Estes resultados estão de acordo com os obtidos por CERNY (1995), que também não encontrou diferença significativa entre sujeitos com e sem

síndrome de dor femoropatelar, embora o tipo de exercício seja diferente. Além disso, esse autor mostrou que nos exercícios em cadeia cinética fechada (“wall slide”; descer escada; simulação de uma passada) os sujeitos clinicamente normais apresentaram maior relação VMO:VL do que os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, resultado também similar ao encontrado no presente estudo. Segundo BOUCHER et al. (1992) a relação VMO:VL nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar é similar a dos sujeitos clinicamente normais quando o mal alinhamento mecânico do membro inferior é leve (ângulo Q menor que 22°). No presente estudo o ângulo Q dos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar foram menores que 22 graus. Além disso, acreditamos que a atividade proposta, por ser um exercício em cadeia cinética fechada e, conseqüentemente, com sustentação de peso poderia dificultar o deslocamento lateral da patela (POWERS et al., 2003) fazendo com que pacientes com síndrome de dor femoropatelar tolerem melhor os exercícios em cadeia cinética fechada e, conseqüentemente, exibam melhores resultados funcionais.

Embora a razão mais comum para diminuição na relação VMO:VLL seja a redução na atividade do músculo vasto medial oblíquo (McCONNELL, 1986; BOUCHER et al., 1992; McCONNELL, 1996), os resultados deste estudo indicaram que a redução no valor da relação VMO:VLL verificada nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, está relacionado a um maior recrutamento do músculo vasto lateral longo, especialmente durante o caminhar em superfície inclinada. Além disso, os resultados mostraram que para os sujeitos do grupo controle houve aumento na relação VMO:VLL entre as duas condições testadas, especialmente na atividade do músculo vasto medial oblíquo. Estes resultados mostraram existir um possível padrão no comportamento da atividade dos músculos estabilizadores primários da patela tanto no sujeitos do grupo controle como no sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar.

Na relação VMO:VLO, embora também não tenha sido encontrada diferença significativa, houve tendência do valor da relação ser maior no grupo controle do que

no grupo com síndrome de dor femoropatelar, independente da condição, isto é, tanto caminhar em superfície plana (GC-1,28; SDFP-1,24) como em superfície com inclinação de 5° (GC-1,28; SDFP-1,20). PULZATTO (2005), estudando as relações VMO:VLL e VMO:VLO em *steps* com diferentes alturas (45 e 75 graus de flexão do joelho) também mostrou não haver diferença significativa entre os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar.

Outros aspectos importantes foram o tempo de duração de avaliação do caminhar, que foi de aproximadamente 10 minutos, bem como a velocidade da esteira, que foi pré-programada de acordo com a velocidade habitual dos sujeitos. Embora não tenhamos analisado o comportamento da atividade eletromiográfica no domínio temporal, determinando o perfil da curva dessa variável, acredita-se que o maior recrutamento do músculo vasto lateral longo nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar poderia levar ao desequilíbrio na relação VMO:VLL e contribuir para o deslizamento lateral da patelar. SAKAI et al. (2000) reportaram que a maior ativação do vasto lateral levaria a inclinação (*tilt*) lateral da patela ocasionando a subluxação patelar. Dessa forma, acredita-se que a realização do caminhar em superfície inclinada por um tempo ou velocidade maiores poderia ajudar no desenvolvimento e manutenção da síndrome.

A avaliação da atividade elétrica durante o caminhar na esteira em superfície inclinada, se disponível, poderia ser um novo método a ser utilizado na avaliação dos da síndrome de dor femoropatelar, ajudando na caracterização dos sujeitos com a patologia. No entanto, os resultados sugerem que a utilização desse tipo de exercício como forma de tratamento poderia não ser seguro para pacientes com a síndrome. Além disso, os dados sugerem que a realização de atividade funcionais em superfícies inclinadas por mais de 10 minutos poderia gerar desconforto, dor e alteração no equilíbrio entre os estabilizadores patelares com efeitos deletérios na articulação femoropatelar.

5.4.3. Onset

Os resultados deste estudo mostraram diferença significativa no padrão de recrutamento muscular entre os sujeitos do grupo controle e do grupo com síndrome de dor femoropatelar. O *onset* relativo VMO-VLL mostrou que a ativação do músculo VLL foi significativamente anterior a ativação do músculo VMO nos sujeitos do grupo SDFP, enquanto que o contrário ocorreu nos sujeitos do grupo controle, independente da condição. Importante salientar que não foi encontrada diferença significativa no *onset* relativo VMO-VLO entre os dois grupos tanto no caminhar em superfície plana como inclinada.

Os resultados do presente estudo estão de acordo com os achados de VOIGHT & WIEDER (1991) e WITROUW et al. (1996) que também mostraram recrutamento do músculo vasto medial oblíquo precedendo o recrutamento do músculo vasto lateral nos sujeitos do grupo controle, enquanto que nos sujeitos com disfunção no mecanismo extensor ocorreu o inverso, ou seja, atividade do músculo vasto medial oblíquo após a ativação do músculo vasto lateral. Mais recentemente, PULZATTO et al. (2005), embora a atividade funcional seja diferente, investigaram o *onset* dos músculos VMO, VLO e VLL em um *step*. Estes autores também encontraram ativação significativamente adiantada do músculo VMO em relação ao músculo VLL nos sujeitos do grupo controle, bem como atividade adiantada do músculo VLL em relação ao músculo VMO nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar. Entretanto, estes autores relataram ativação significativamente adiantada do músculo VMO em relação ao músculo VLO nos sujeitos do grupo controle, fato que não ocorreu no presente estudo. Estes achados fornecem considerações clínicas relevantes, pois alguns autores (VOIGHT & WIEDER, 1991; COWAN et al., 2002) postularam que o músculo vasto medial oblíquo poderia estar sendo ativado após o músculo vasto lateral em sujeitos com síndrome de dor

femoropatelar e portanto ser um fator contribuinte para o contato lateral da patela no sulco troclear do fêmur.

Os resultados do presente estudo mostraram no caminhar em superfície plana e superfície inclinada que nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar o músculo vasto medial oblíquo ativou 31,02 ms e 37,06 ms depois do músculo vasto lateral longo, respectivamente. O *onset* relativo VMO-VLL, tanto em superfície plana como inclinada, é maior do que o encontrado por COWAN et al. (2001) (19,8ms). Por outro lado, nos sujeitos do grupo controle, durante o caminhar em superfície plana e inclinada, o músculo vasto medial oblíquo ativou 23,4 e 10,7 ms antes do músculo vasto lateral longo, respectivamente.

GRABINER et al. (1994) mostraram que a ativação do músculo vasto medial oblíquo precede (5,6 ms) a do músculo vasto lateral longo em sujeitos normais a fim de manter a posição patelar. Segundo NEPTUNE et al. (2000) um atraso de 5 ms no recrutamento do músculo vasto medial oblíquo em relação ao músculo vasto lateral resultaria no deslocamento lateral da patela. De acordo com os valores apresentados pode-se sugerir que os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar deslocam a patelar lateralmente durante o caminhar em superfície plana e superfície inclinada. No entanto, são necessários novos estudos que pudessem confirmar ou não os resultados encontrados no presente estudo.

A atividade posterior do músculo vasto medial oblíquo em relação ao músculo vasto lateral longo no caminhar em superfície inclinada (37,06 ms) também poderia explicar a potencialização do músculo vasto lateral longo nos sujeitos do grupo síndrome encontrada nos nossos resultados. Nessa situação ocorreria um período de tempo onde não há equilíbrio entre as forças lateral (vasto lateral longo) e medial (vasto medial oblíquo) na articulação femoropatelar, que poderia resultar em efeitos deletérios na mecânica patelar. Essa atividade assincrônica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo poderia causar uma contração insuficiente do músculo vasto medial oblíquo para controlar o alinhamento patelar, comprometendo a

função do músculo quadríceps femoral (COWAN et al., 2002). Apesar da diferença significativa no *onset* relativo VMO-VLL entre os grupos sugerir a lateralização da patela durante o caminhar em superfície plana e inclinada, o significado funcional dessa ativação anterior do músculo vasto lateral longo em relação ao músculo vasto medial oblíquo, nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, precisa ser mais estudado, especialmente o comportamento dessa variável em atividades funcionais no domínio temporal.

Importante salientar que a alteração no *onset* relativo VMO-VLL não parece originar de uma simples resposta a dor, visto que os sujeitos do grupo com síndrome de dor femoropatelar experimentaram dor mínima após a realização da atividade. Os resultados do presente estudo confirmaram os resultados de GRABINER et al. (1994) e MORRISH & WOLEDGE (1997) que também não encontraram dor após as atividades propostas, embora essas, em ambos os estudos tenham sido de natureza estática e realizadas em pequenas amplitudes (0-20° de flexão de joelho). Apesar disso, acreditamos que estes sujeitos possam usar informações de *biofeedback* para modificar o *onset* relativo VMO-VLL, desde que o sistema sensorial do paciente bem como o equipamento de *biofeedback* tenha resolução temporal suficiente para detectar essas diferenças relativas de *onset*.

Outro resultado deste estudo está relacionado a variabilidade na distribuição percentual dos sujeitos do grupo controle e com síndrome de dor femoropatelar em relação ao *onset* relativo VMO-VLO e VMO-VLL durante o caminhar em superfície plana e inclinada.

Os sujeitos do grupo controle mostraram maior percentual (53,3% e 46,7%) de sujeitos com ativação do músculo vasto medial oblíquo precedendo a ativação dos músculos vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo, respectivamente. Embora com menor percentual, houve no grupo controle sujeitos que apresentaram ativação do músculo vasto medial oblíquo após a ativação dos músculos vasto lateral longo (13,3%) e vasto lateral oblíquo (13,3%), bem como ativação simultânea em relação ao

músculo vasto lateral longo (33,4%) e ao músculo vasto lateral oblíquo (40%). Para COWAN et al. (2001), essa variabilidade é inerente quando se avaliam atividades funcionais, dessa forma, é possível acreditar que este padrão, ativação do músculo vasto medial oblíquo após ativação dos músculos vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo, poderia indicar um fator em potencial para o desenvolvimento da síndrome de dor femoropatelar nesses sujeitos.

No grupo com síndrome de dor femoropatelar, ocorreu maior percentual (58,3%) de sujeitos com ativação do músculo vasto medial oblíquo ocorrendo depois da ativação dos músculos vasto lateral oblíquo e vasto lateral longo. No entanto, novamente nossos resultados evidenciaram que alguns sujeitos do grupo com SDFP apresentaram comportamento diferente da maioria, apresentando ativação do músculo vasto medial oblíquo antes dos músculos vasto lateral longo (25%) e vasto lateral oblíquo (25%), além de ativação simultânea em relação ao músculo vasto lateral longo (16,7%) e músculo vasto lateral oblíquo (16,7%). De acordo com alguns autores (COWAN et al., 2001; TUMIA & MAFFULLI, 2002) a etiologia e patologia da síndrome de dor femoropatelar ainda não são totalmente conhecidas, o que poderia explicar a variabilidade na distribuição percentual encontrada no presente estudo. Dessa forma, acreditamos que essa variabilidade poderia estar relacionada a etiologia multifatorial da síndrome.

De acordo com MOHR (2003), na maioria dos estudos feitos na síndrome de dor femoropatelar os sujeitos são caracterizados com dor femoropatelar ou com dor na porção anterior do joelho, mas as etiologias não são especificadas. Dessa forma, pacientes com diferentes etiologias são colocados em um mesmo grupo, não respeitando a possibilidade desses diferentes perfis. Neste estudo, apesar do cuidado na avaliação dos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, ainda é possível que sujeitos com etiologias diferentes tenham sido selecionados .

5.5. Encaminhamentos futuros

Com o objetivo de melhor compreender a síndrome da dor femoropatelar e com isso ajudar tanto os Fisioterapeutas como os pacientes, tornam-se necessários mais estudos referentes à avaliação do comportamento do ângulo de flexão do joelho em diferentes atividades funcionais, visando definir valores que poderiam ajudar na caracterização de indivíduos com essa patologia.

Para que a esteira seja utilizada como exercício para os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, são necessários estudos envolvendo o domínio temporal bem como a inclinação que poderia ser utilizada sem causar efeitos deletérios na articulação.

Além disso, mais estudos incluindo cinemática e eletromiografia são necessários a fim de avaliar as correlações entre a função do músculo quadríceps femoral e as compensações utilizadas durante o caminhar.

6. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos nos procedimentos experimentais utilizados podemos concluir que:

- o ângulo de flexão do joelho no contato inicial foi significativamente menor nos sujeitos com SDFP, sugerindo um padrão compensatório durante o caminhar em superfície plana e inclinada podendo ser um possível fator para caracterizar os sujeitos com essa patologia;
- a atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL nos sujeitos com SDFP foi significativamente maior durante o caminhar em superfície inclinada quando comparada com a superfície plana, enquanto que nos sujeitos do grupo controle a diferença encontrada entre as duas condições não foi significativa; deste modo, concluímos que 5 graus de inclinação é suficiente para aumentar o recrutamento muscular em sujeitos com síndrome de dor femoropatelar
- a atividade elétrica do músculo VLL nos sujeitos do grupo SDFP foi significativamente maior do que a atividade nos sujeitos do grupo controle durante o caminhar em superfície inclinada. A atividade elétrica dos músculos VMO e VLO foi similar entre os dois grupos nas duas condições (caminhar em superfície plana e inclinada);
- a ativação do músculo VLL foi significativamente anterior a ativação do músculo VMO nos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, enquanto o contrário ocorreu no sujeitos do GC, independente da condição; já a ativação dos músculos VMO e VLO ocorreu de forma simultânea nos dois grupos, tanto no caminhar em superfície plana como inclinada;
- devido a maior magnitude da atividade elétrica dos músculos VMO e VLL do que a do VLO e *timing* de ativação sincrônico dos músculos VMO e VLO nos dois grupos e nas duas condições, concluímos que durante o caminhar os músculos VMO e VLL são os responsáveis pelo controle e estabilidade patelar

refutando nossa hipótese sobre a participação do músculo VLO como estabilizador primário da patela durante o caminhar;

- a diminuição no ângulo de flexão do joelho, maior atividade EMG e recrutamento anterior do VLL em comparação com o VMO são compensações apresentadas pelos sujeitos com síndrome de dor femoropatelar durante o caminhar;
- o caminhar em superfície inclinada evidenciou nos sujeitos com SDFP desequilíbrio na atividade EMG em relação à magnitude do VLL e ao *timing* VMO-VLL, que são as mesmas alterações no sistema de controle neuromotor da articulação femoropatelar encontradas em outras atividades funcionais. Estas alterações poderiam modificar o deslizamento patelar e conseqüentemente ser um fator potencial para a manutenção e/ou agravamento da síndrome. Dessa forma, concluímos que a utilização do caminhar em esteira com inclinação de 5 graus também poderia ser utilizada como atividade funcional para avaliar os sujeitos com síndrome de dor femoropatelar, mas não para o tratamento desses pacientes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADLER, N.; PERRY, J. & KENT, B. Electromyography of the vastus medialis oblique and vasti in normal subjects during gait. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, 23: 643-649, 1983.
- ADAMS, W.B. Treatment option in overuse injuries of the knee: patellofemoral syndrome, iliotibial band syndrome and degenerative meniscal tears. **Current Sport Medicine Reports**, 3: 256-260, 2004.
- AGLIETTI, P; INSALL, J.N. & CERULLI, G. Patellar pain and incongruence. I: Measurement of incongruence. **Clin Orthop**, 176:217-24, 1983.
- ALTON, F; BALDEY, L.; CAPLAN, S. & MORRISEY, M.C. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. **Clinical Biomechanics**, 13: 434-440, 1998.
- ANDRADE, P.H.; SOAD, E.C.; OLIVEIRA, T.C., ESTURION, H.C.; BEVILAQUA-GROSSO, D.; GIL, I.A.; BERZIN, F. & MONTEIRO-PEDRO, V. Effect of isometric exercise of knee extension at 90° associated with a rotation of the tibia in the electric activity of the muscles vastus lateralis oblique in subjects with the patellofemoral dysfunction. **12th Conference of the European Society of Biomechanics**, Dublin, p 348, 2000.
- ANDRADE, P.H.; BEVILAQUA-GROSSO, D.; BÉRZIN, F.; GIL, I.^a; MONTEIRO-PEDRO, V. Comparação da atividade elétrica do músculo Vasto Medial Oblíquo e Vasto Lateral Oblíquo em indivíduos com disfunção Femoropatelar. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, v.8, n.2, p.65-71, 2001.
- AREBLAD, M.; NIGG, P.M.; EKSTRAND, J.; OLSSON, K.O.. & EKSTROM, H. 3 dimensional measurement in rearfoot running. **Journal of Biomechanics**, 23(9): 933-940, 1990.
- ARSENAULT, A.B. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. **Ergonomics**. 29: 665-676, 1986.
- ARSENAUL, A.B.; WINTER, D.A.; MARTENIUK, R.G. & HAYES, K.C. How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? **Scand. J. Rehabil. Med.**, 18: 133-135, 1986.
- BENOIT, D.L.; LAMONTAGNE, M.; CERULLI, G. & LITI, A. The clinical significance of electromyography normalization techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. **Gait and Posture**, 18(2): 56-63, 2003.
- BEVILAQUA-GROSSI, D, MONTEIRO-PEDRO, V.; SOUSA, GC; SILVA, Z & BERZIN, F. Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the Vastus Laterallis Muscle. **Braz. J. Morphol Sci**. 21:47-52, 2004.
- BEVILAQUA-GROSSI, D, MONTEIRO-PEDRO, V. & BERZIN, F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. **Acta Ortop Bras**. 12(2): 99-104, 2004.

- BOUCHER, JP, KING, MA, LEFEBVRE, R & PEPIN, A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med.** 20:527–532, 1992.
- BRANDEL, BR. Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. **Amer. J. Phys. Med.**, 56(2):59-74, 1977
- BRECHTER, J.H. & POWERS, C.M. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. **Medicine and Science and Sports and Exercise**, 34(10); 1582-1593, 2002.
- BROWN, D.E.; ALEXANDER, A.H. & LICHTMAN, D.M. The Elmslie-Trilat procedure evaluation in patellar dislocation and subluxation. **Am. J. Sports Med.**, 12: 104-108, 1984.
- BUCHBINDER, R.; NAPORO, N. & BIGGS, E. The relationship of abnormal pronation to chondromalacia patellae in distance runners. **J. Am. Podiatry Assoc**, 69(2): 159,161, 1979.
- BURDEN A.M.; TREW M.; BALZPOULOS V. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. **J. of Electromyography and Kinesiolog.** 13(6):519-32, 2003.
- CALLAGHAN, M.J. & BALZPOULOS, V. Gait analysis in patients with anterior knee pain. **Clinical Biomechanics**, 9:79-84, 1994.
- CALLAGHAN, M.J.; OLDHAM, J.A. The role of quadriceps exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. **Sports Med.**, v.21, n.5, p.384-391, 1996.
- CAYLOR D, FITES R, WORRELL TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. **JOSPT**, 17(1):11-6, 1993.
- CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys Ther.** 75:672–683, 1995.
- CHESWORTH, B.M.; CUULHAM, E.G.; TATA, G.E. & PEAT, M. Validation of outcome measures in patients with patellofemoral syndrome. **JOSPT**, 5: 302-308, 1989.
- CHILDS, J.D.; SPARTO, P.J.; FITZGERALD, G.K.; BIZZINI, M. & IRRGANG, J.J. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**; 19:44-49, 2004.
- CICCOTTI, MG.; KERLAN, RK.; PERRY, J. & PINK, M. An electromyographic analysis of the knee during functional activities. The normal profile. **Am. J. Sports Med.**, 22(5):645-650, 1994.
- COOK T.M.; FARRELL F.P.; CAREY I.A.; GIBBS J.M. & WIGER G.E. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. **J Ortho Sports Phys Ther** ;25:236-244, 1997.
- COQUEIRO, K.R.R.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; BERZIN, F.; SOARES, A.B.; CANDOLO, C. & MONTEIRO-PEDRO, V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercise with and whitout hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. **J. of Electromyography and Kinesiolog.** 15: 596-603, 2005.

- COWAN, S.M.; BENNELL, K.L & HODGES, P.W. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. **Clinical Journal of Sports Medicine**. 12: 339-347, 2002.
- COWAN, S.M.; HODGES, P.W.; BENNELL, K.L. & CROSSLEY, K.M. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. **Arch Phys Med Rehabil**. 83: 989-995, 2002.
- COWAN, S.M.; HODGES, P.W.; BENNELL, K.L. , CROSSLEY, K.M. & MCCONNELL, J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**. 82:183-189, 2001
- CROSSLEY, K. M.; COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; MCCONNELL, J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. **Journal of Orthopedic Research**, 22: 267-274, 2004.
- CSINTALAN, RR; SCHULZ, MM; WOO, J; MCMAHON, PJ & LEE, TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 402:260-269, 2002.
- DAVIDSON, K. Patellofemoral pain syndrome. **Am. Fam. Physician**. 48: 1254-1262, 1993.
- DEVERAUX M.D. & LACHMANN, S.M. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a sports injury clinic. **Br J Sports Med** 18:18-21, 1984.
- DILLON, P.; UPDYKE, W. & ALLEN, W. Gait analysis with reference to chondromalacia patellae. **JOSPT**, 5:127-131, 1983.
- DOUCETTE, S.A. & GOBLE, E.M. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **The American J. of Spots Medicine**, 20(4): 434-440, 1992.
- DYE, S.F. Invited commentary. **JOSPT**. 29(7): 386-387, 1999.
- DYE, S.F. & VAUPEL, G.L. The pathophysiology of patellofemoral pain. **Sports Med Arthroscop Rev**. 2: 203-210, 1994.
- EARL, JE; SCHMITZ, RJ & ARNOLD, BL. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercise with and without isometric hip adduction. **J. Electromyography Kinesiology**. 11: 381-386, 2001.
- FOX, T.A. Dysplasia of the quadriceps mechanism: hypoplasia of the vastus medialis muscle as related to the hypermobile patella syndrome. **Surg. Clin North Am**. 55: 199-206, 1975.
- FRANKEL, V.H. & NORDIN, M. **Basic biomechanics of the skeletal system**. Philadelphia, Lea & Febiger, 1980.
- FULKERSON, J.P. **Patologia da articulação patelofemoral**, 2ed. Revinter, Rio de Janeiro, 2000.
- FULKERSON, J.P. & ARENDT, M.D. Anterior knee pain in females. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. 372:69-73, 2000.

- GABEL, R.H. & BRAND, R. The effect of signal conditioning on the statistical analysis of gait EMG. **Electroenceph. Clin. Neurophysiology**. 93: 188-201, 1994.
- GARRICK, JG. Anterior knee pain (chondromalacia patella). **Physician Sportsmed**. 17:75-84, 1989.
- GILLEARD, W.; McCONNELL, J. & PARSONS, D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. **Physical Therapy**, 78(1): 25-32, 1998.
- GOODFELLOW, J.; HUNGERFORD, D.S. & ZINDEL, M. Patellofemoral joint mechanics and pathology, I. Functional anatomy of the patellofemoral joint. **J Bone Joint Surg**. 58B: 287-290, 1979.
- GRABINER, M.D. et al.. Fatigue rates of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis during Static and Dynamic Knee Extension. **J. of Orthopedic Research**, v.9, p.391-397, 1991.
- GRABINER, M.D.; KOH, T.J. & ARNISH, J.T. Decreased excitation of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle activity persons with patellofemoral pain. **Eur. J. Exp. Musculoskel. Res.**, 1: 33-39, 1992.
- GRABINER, M.D.; KOH, T.J. & DRAGANICH, L.F. Neuromechanics of the patellofemoral pain. **Medicine and Science in Sports Exercise**. 26(1): 10-21, 1994.
- GRAMANI-SAY, K.; PULZATTO, F.; SANTOS, G.M.; VASSIMON-BARROSO, V.; SIRIANI DE OLIVEIRA, A.; BEVILAQUA-GROSSI, D. & MONTEIRO-PEDRO, V. Efeito da rotação do quadril na síndrome da dor femoropatelar. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. 10(1): 73-79, 2006.
- GRANA, W.A. & KRIEGSHAUSER, L.A. The scientific basis of extensor mechanism disorders. **Clin. Sports Med.** 4: 247-257, 1985.
- HALLISEY, M.J.; DOHERTY, N.; BENNETT, W.F.; FULKERSON, J.P. Anatomy of the junction of the vastus lateralis tendon and the patella. **J. Bone Joint Surg**. 69A (4): 545-549, 1987.
- HANTEN, WP & SCHULTHIES, SS. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Physical Therapy**. 70:561-565, 1990.
- HARRISON, E. & MAGEE, D. Patellofemoral Pain Syndrome: The Ongoing Challenges in Etiology, Diagnosis, and Management. **Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine**. 13(2): 253-268, 2001.
- HINMAN, R.S.; BENNELL, K.L.; METCALF, B.R. & CROSSLEY, K.M. Temporal activity of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in symptomatic knee osteoarthritis. **Am J Phys Med Rehabil**. 81(9):684-690, 2002a.
- HINMAN, R.S.; BENNELL, K.L.; METCALF, B.R.; CROSSLEY, K.M. Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. 83: 1080-1086, 2002b.

- HUNG, Y.; GROSS, M.T. Effect of foot position on electromyographic activity of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis during Lower extremity weight-bearing activities. **J. Orthopaedic & Sports Physical Ther.**, v.29, n.2, p.93-105, 1999.
- HUNGERFORD, DS & BARRY, M. Biomechanics of the patellofemoral joint. **Clin. Orthop.** 144: 9-15, 1979.
- HURWITZ, D.E.; RYALS, A.R.; BLOCK, J.A.; SHARMA, L.; SCHNITZER, T.J. & ANDRIACCHI, T.P. Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. **Journal Orthop. Research**, 18:572-579, 2000.
- INGERSOLL, CD & KNIGHT, KL. Patellar location changes following EMG biofeedback or progressive resistive exercises. **Med Sci Sports Exerc.** 23:1122-1127, 1991.
- INSALL, J. Patellar malalignment syndrome. **Orthop. Clin. North Am.** 10: 117-122, 1979.
- . Current concepts review: patellar pain. **J. Bone Joint Surgery.** 64A: 147-152, 1982.
- JACOBSON, WC; GABEL, RH & BRAND, RA. Surface vs. fine-wire electrode ensemble-averaged signals during gait. **J. Electromyography Kinesiology**, 5(1):37-44, 1995.
- JOHNSTON, L.B. & GROSS, M.T. Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. **JOSPT**, 34: 440-448, 2004.
- KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G. & COCHRAN, G.V.B. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **Journal of Orthopedic Research.** 7(6):849-860, 1989.
- KARIN, A.J.; COLEMAN, A.; WISNOM, M.R. & ADAMS, M.A. Propagation of surface fissures in articular cartilage in response to cyclic loading in vitro. **Clinical Biomechanics**, 18:960-968, 2003.
- KARST, G.M. & WILLET, G.M. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain. **Physical Therapy**, 75: 813-823, 1995.
- KAUFMAN, K.R.; HUGHES, C.; MORREY, B.F.; MORREY, M. & AN, K.N. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. **Journal of Biomechanics**, 34:907-915, 2001.
- KIRTLEY C., WHITTLE M.W., JEFFERSON R.J. Influence of walking speed on gait parameters. **J Biomed Eng.** 7(4):282-8, 1985.
- KNUTSON, L.M.; SODERBERG, G.L.; BALLANTYNE, B.T. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 4 (1): 47-59, 1994.
- LANGE, GW, HINTERMEISTER, RA, SCHLEGEL, T, DILLMAN, CJ & STEADMAN, JR. Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. **JOSPT.** 23(5):294-301, 1996.

- LAPRADE J., CULHAM E., BROUWER B., Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **JOSPT**. 27(3):197-204, 1998.
- LIEB, FJ & PERRY, J. Quadriceps function: an anatomic and mechanical study using amputated limbs. **J. Bone Joint Surg Am**. 50:1535-1548, 1968.
- LIVINGSTON, L.A. & MANDIGO, J.L. Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. **Clinical Biomechanics**, 14: 7-13, 1999.
- LOHMAN III, E.B. A critical review of patellofemoral pain syndrome in rehabilitation. **Critical Review in Physical and Rehabilitation Medicine**, 14(34): 197-222, 2002.
- LOUDON, J.K.; WIESNERT, D., GOIST-FOLEY, H.L.; ASJEST, C. & LOUDON, K. Intrarater reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Athletic Training**. 37(3):256-261, 2002
- MADELINE, P; VOIGHT, M. & ARENDT-NALESEN, L. Reorganisation of human step initiation during experimental muscle pain. **Gait & Posture**, 10: 240-247, 1999.
- MAGEE, D.J. Avaliação Musculoesquelética. 3ed, **Editora Manole**, 2002
- MANSKE, R.C. & DAVIES, G.J. A nonsurgical approach to examination and treatment of the patellofemoral joint, part 1: examination of the patellofemoral joint. **Critical Review in Physical and Rehabilitation Medicine**. 15(2): 141-166, 2001.
- MANSKE, R.C.; SMITH, B.S. & WYATT, F. Test-retest reliability of lower extremity functional tests after a closed kinetic chain isokinetic bout. **J. Sport Rehabilitation**. 12:119-132, 2003.
- MATSAS, A.; TAYLOR, N & MCBURNEY, H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. **Gait and Posture**, 11: 46-53, 2000.
- McCONNELL J.S.: The management of chondromalacia patellae: A long term solution. **Australian J Physiotherapy**, 32 (4): 215-223, 1986.
- Management of patellofemoral problems. **Man Manip Ther**. 1:60-66, 1996.
- McINTYRE, D.I. & ROBERTSON, G.E. Quadriceps muscle activity in women runners with and without patellofemoral pain syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**. 73: 10-14, 1992
- MERCHANT, A.C. Classification of patellofemoral disorders **Arthroscopy**. 4: 235-240, 1988.
- MESSIER, S.P.; LOESER, R.F; HOOVER, J.L.; SEMBLE, E.L. & WISE, C.M. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength and flexibility. **Arch. Phys. Med. Rehabilitation**, 73:29-36, 1992.
- MICHAEL, F. & POWERS, C.M. Practical management of patellofemoral pain. **Clinical Journal of Sport Medicine**. 12(1): 36-38, 2002.
- MILGROM, C.; KEREM, E. & FINESTONE, A. Patellofemoral pain caused by overactivity: a prospective study of risk factors in infantry recruits. **Journal Bone Joint Surgery American**, 73: 1041-1043, 1991.

- MOLLER, B.; KREBS, B; TIDEMAND-DAL, C. & AARIS, K. Isometric contractions in the patellofemoral pain syndrome. **Arch Orthop Trauma Surg.** 105: 24-27, 1986.
- MOHR, K.J.; KUITNE, R.S.; PINK, M.M.; FIDELER, B. & PERRY, J. Electromyography of the quadriceps in patellofemoral pain with patellar subluxation. **Clinical Orthopaedics and Related Research.** 415: 261-271, 2003.
- MONTEIRO-PEDRO, V. Electromyographic activity of Vastus Medialis Oblique muscle in the step-up and step-down exercises. **Brazilian J. Morphological Science**, v.14, n.1, p.19-23, 1997.
- MORRISH, G.M. & WOLEDGE, R.C. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. **Scand J Rehab Med.** 29:43-48, 1997.
- MORRISH, GM, WOLEDGE, RC & HADDAD, FS. Activity in three parts of the quadriceps recorded isometrically at two different knee angles and during a functional exercise. **Electromyogr Clin Neurophysiol.** 43(5):259-65, 2003.
- MOSS, M.P. Nuances determine management of patellofemoral pain – subtle anatomical differences affect biomechanics and must be accounted for when prescribing treatment. **Biomechanics.** 1: 43-45, 2003.
- MÜNDERMANN, A.; DYRBY, C.O. & ANDRIACCHI, T.P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis. **Arthritis & Rheumatism.** 52(9): 2835-2844, 2005.
- MURRAY, M.P.; SPURR, G.B.; SEPIC, S.B.; GARDNER, G.M. & MOLLINGER, L.A. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromiogram, and heart rate. **Journal of Applied Physiology.** 59(1):87-91, 1985.
- NADEAU, S.; GRAVEL, D.; HÉBERT, L.J.; ARSENAULT, A.B. & LEPAGE, Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. **Gait & Posture**, 5:21-27, 1997.
- NEPTUNE, R.R.; WRIGHT, I.C. & VAN DEN BOGERT, A.J. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. **Clinical Biomechanics**, 15: 611-618, 2000.
- NISSEN, C.W.; CULLEN, M.C.; HEWETT, T.E. & NOYES, F.R. Physical and arthroscopic examination techniques of the patellofemoral joints. **JOSPT.** 28(5): 277-285, 1998.
- NUNES, C. **Efeito do exercício isométrico de extensão do joelho associado à adução do quadril e a rotação da tíbia no Leg-press na atividade elétrica dos músculos Vasto Medial Oblíquo, Vasto Lateral Longo e Vasto Lateral Oblíquo.** São Carlos, 2002. 193p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos.
- OWINGS, T.M. & GRABINER, M.D. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. **Am J. Sports Med.** 30: 483-487, 2002.
- PAPAGELOPOULOS, P.J. & SIM, F.H. Patellofemoral pain syndrome: diagnosis and management. **Orthopedics.** 20: 148-157, 1997.

- PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Thorofare, Slack Inc, 1992.
- POWERS, CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. **JOSPT**. 345-34, 1998.
- . Patellar Kinematics, part 1: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. **Physical Therapy**. 80(10):956-964, 2000.
- The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **JOSPT**, 33(11): 639-646, 2003.
- POWERS, C.M.; HEINO, J.G.; RAO, S. & PERRY, J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. **Clinical Biomechanics**, 14: 722-728, 1999.
- POWERS, C.M.; LANDEL, R. & PERRY, J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. **Physical Therapy**, 76(9):945-955, 1996.
- POWERS, C.M.; PERRY, J.; HSU, A. & HISLOP H.J. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function. **Physical Therapy**, 77(10):1063-1078, 1997.
- POWERS, C.M.; PERRY, J & SHELLOCK, F.G. The relationship between vasti EMG patterns and patellar tracking during active knee extension (abstract). **Med Sci Sports Exerc**. 29: 281, 1997.
- POWERS, C.M.; WARD, S.R.; FREDERICSON, M.; GUILLET, M & SHELLOCK, F.G. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non—weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. **JOSPT**, 33(11):677-685, 2003.
- PULZATTO, F. **Atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos portadores da síndrome da dor femoropatelar durante exercícios realizado no step**. São Carlos, 2005. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos.
- PULZATTO, F.; GRAMANI-SAY, K; SIQUEIRA, A.C.B. de; SANTOS, G.M.; BEVILAQUA-GROSSI, D.; OLIVEIRA, ^aS. de; MONTEIRO-PEDRO, V. A influência da altura do *step* no exercício de subida posterior: estudo eletromiográfico em indivíduos saudáveis e portadores da síndrome da dor femoropatelar. **Acta Ortopédica Brasileira**. 13(4): 168-170, 2005.
- RADIN, E.L.; YANG, K.H.; RIEGGER, C.; KISH, V.L. & O'CONNOR, J.J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. **Journal of Orthop. Research**, 9:398-405, 1991.
- REYNOLDS, L; LEVIN, T.; MEDEIROS, J.; ALDER, N. & HALLUM, A EMG activity of VMO and VL and their role in patellar alignment. **Am J Phys Med**. 2: 61-71, 1983.
- RUFIN, M.T. & KININGHAM, R.B. Anterior knee pain: the challenge of patellofemoral syndrome. **Am. Fam. Phys**. 47: 185-194, 1993.

- SAKAI, N.; LUO, Z.P.; RAND, J.A. & AN, K.N. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. **Clinical Biomechanics**. 15: 335-339, 2000.
- SANCHIS-ALFONSO, V.; ROSELLO-SASTRE, E. Immunohistochemical analysis for neural markers of the lateral retinaculum in patients with isolated symptomatic patellofemoral malalignment. **Am. J. Sports Med.** 28: 725-731, 2000.
- SANCHIS-ALFONSO, V.; ROSELLO-SASTRE, E.; MONTEAGUDO-CASTRO, C. & ESQUERDO, J. Quantitative analysis of nerve change in the lateral retinaculum in patients with isolated symptomatic malalignment : a preliminary study. **Am J Sports Med.** 26(5): 703-709, 1998.
- SANFRIDSSON, J.; ARNBJÖRNSSON, A.; FRIDE, T.; RYD, L.; SVAH, G. & JONSSON, K. Femorotibial rotation and the Q angle related the dislocating patella. **Acta Radiológica**, 42: 218–224, 2001.
- SCHULTHIES, S.S.; FRANCIS, R.S.; FISCHER, A.G. & GRAAFF, V.D. Does the Q angle reflex the force on the patella in the frontal plane? **Physical Therapy**, 75(1): 30-36, 1995.
- SENIAM Surface EMG non-invasive assessment of muscle. **European Recommendations for Surface Electromyography**. Index 8- Roessing Research and Development, ISBN 90-75452-15-2, p.115, 1999.
- SERRÃO, F.V.; CABRAL, C.M.N.; BÉZIN, F.; CANDOLO, C.; MONTEIRO-PEDRO, V. Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. **Physical Therapy in Sports**, 6(1): 15-23, 2005
- SHEEHY, P.; BURDETT, R.G.; IRRGANG, J.J. & VANSWEARINGEN, J. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. **J. Orthop Sports Phys Ther** 27(6): 423-429, 1998.
- SHELTON G.L.; THIGPEN, L.K. Rehabilitation of patellofemoral dysfunction: A Review of literature. **J. Orthopaedic and Sports Physical Ther.**, v.14, n.6, p.243-249, 1991.
- SMIDT, GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. **J. Biomechanics**. 6:79-92, 1973
- SMITH, G.; HOWE, T.; OLDHAM, J.; PETTERSON, T.; TALLIS, R. & VICKERS, G. Assessing quadriceps muscle recruitment order using rectified average surface EMG in young normals and weak and healthy elderly subjects. **Clin Rehabil.** 9: 40-46, 1995.
- SOUZA, D.R., & GROSS, M.T. Comparison of vastus medialis obliquus: Vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. **Phys Ther.**, 71: 310–320, 1991.
- SPENCER J.D., HAYES, K.C. & ALEXANDER, I.J. Knee joint effusion and quadriceps reflex innibition in man. **Arch. Phys. Med. Rehabili.**, 65:171-177, 1984.

- STEINKAMP, L.A.; DILLINGHAM, M.F.; MARKEL, M.D.; HILL, J.A. & KAUFMAN, K.R. Biomechanical consideration in patellofemoral joint rehabilitation. **Am. J. Sports Medicine**, 21: 438-444, 1993.
- STOLTZE, H.; KUHTZ-BUSCHBECK, J.P.; MONDWURF, C.; BOCZEK-FUNCKE, A.; JÖHNK, K.; DEUSCHL, G. & ILLERT, M. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. **Electroenc. And Clin. Neurophysiology**. 105: 490-497, 1997.
- STRATHY, G.M.; CHAO, L.Y. & LAUGHMAN, R.K. Changes in knee function associated with treadmill ambulation. **Journal of Biomechanics**. 16: 517-522, 1983.
- TASKIRAN, E.; DINEDURGA, Z.; YAGIZ, A.; ULUDAG, B.; ERTEKIN, C. & LÖK, V. Effect of vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. **Knee Surg., Sports Traumatol. Arthrosc**, 6: 173-180, 1998.
- THOMEÉ, R.; RENSTRÖM, P.; KARLSSON, J. & GRIMBY, G. Patellofemoral pain syndrome in young women, I: a clinical analysis of alignment, common symptoms and functional activity level. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, 5: 237-244, 1995.
- TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. **JOSPT**, 9: 160-165, 1987.
- TUMIA, N.; MAFFULLI, N. Patellofemoral pain in female athletes. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 10:69-75, 2002.
- VOIGHT, M.L. & WIEDER, D.L. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction: an electromyographic study. **American Journal of Sports Medicine**. 19(2):131-135, 1991.
- WARD, S. R. & POWERS, C.M. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. **Clinical Biomechanics**. 19(10): 1040-1047, 2004.
- WAY, M. Effects of a thermoplastic foot orthosis on patellofemoral pain in a collegiate athlete: a single subject design. **J. Orthopaedic and Sports Physical Ther.**, v.29, n.6, p.331-338, 1999.
- WEINSTABL, R, SCHARF, W & FIRBAS, W. The extensor apparatus of knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. **Surgical Radiologic Anatomy**. 11: 17-22, 1989
- WISE, H.H.; FIEBERT, I.M.; KATES, J.L. EMG biofeedback as treatment for patellofemoral pain syndrome. **J. Orthopaedic and Sports Physical Ther.**, v.6, n.2, p.95-103, 1984.
- WITVROUW, E. Intrinsic risk factor for the development of anterior knee pain in an athletic population. **American Journal of Sports Medicine** 28:480-489, 2000.
- WITVROUW, E., SNEYERS, C., LYSSENS, R., VICTOR, J. & BELLEMANS, J. Reflex response times of VMO and VL in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain. **JOSPT**. 24: 160-165, 1996.

WINTER, D.A.(a) Pathological gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. **Archives Phys. Med. Rehabil.**, 65(July): 393-398, 1984.

WINTER, D.A.(b) Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science**, 3: 51-76, 1984.

--- **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2^a ed..Waterloo, University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D.A. & YACK H.J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subjects variability. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**. 67: 402-411, 1987.

WOODALL, W.; WELSH, J. A Biomechanical Basis for rehabilitation Programs Involving the patellofemoral joint. **J. Orthopaedic and Sports Physical Ther.**, v.11, n.11, p.535-542,1990.

YANG, J.F. & WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Archives Physical Medicine Rehabilitation**. 65:517-521, 1984.

--- Surface Emg profiles during different walking cadences in humans. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**. 60: 485-491, 1985.

VISTA LATERAL:

Cabeça () Extensão____ () Flexão____
 () Protusão____ () Retração____
Cervical () Retificação____ () Hiperlordose____
Ombros () Protusão____ () Rotação____
Tronco () Rotação____
Torácica () Hipercifose____ () Retificação____
Lombar () Hiperlordose____ () Retificação____
Pelve () Anteroversão____ () Retroversão () Rotação____
Joelho () Flexão____ () Recurvatum____
Tornozelo () Aumento do
 ângulo tibiotársico____

VISTA POSTERIOR:

Escápula () Alada____ () Abduzida____ () Aduzida____ ()
 Desvio____
 () Rotação Lat____ () Rotação Med.____
Escoliose () C. Concavidade () S Concavidade Superior () S
 Concavidade Inferior
Joelho () Linha Poplíteia Mais Alta____

DECÚBITO DORSAL:

MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES: (Hoppenfield)

	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
Medida Real (cm)		
Medida Aparente (cm)		

PERIMETRIA DA MUSCULATURA DA COXA: (Manske & Davies, 2003)

A partir da linha articular	JOELHO DIREITO	JOELHO ESQUERDO
10 cm		
20 cm		

JOELHO:
TESTES ESPECIAIS:

	JOELHO DIREITO	JOELHO ESQUERDO
ÂNGULO Q (Magee)		
SINAL DA BAIONETA (Magee)		
GAVETA ANTERIOR (Hoppenfield/ Magee)	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:	- rotação neutra: - rotação interna: - rotação externa:
GAVETA POSTERIOR (Hoppenfield/ Magee)	- rotação neutra: - rotação interna:	- rotação neutra: - rotação interna:
SOBRESSALTO		
NOBLE (Magee)		

MARCAÇÃO DA TORÇÃO TIBIAL EXTERNA

PATELA:

	PATELA DIREITA	PATELA ESQUERDA
	() normal () hipermóvel () hipomóvel	() normal () hipermóvel () hipomóvel
	() medializada () lateralizada	() medializada () lateralizada
PALPAÇÃO DAS FACETAS/BORDAS (Hoppenfield)	() medial () lateral () superior () inferior	() medial () lateral () superior () inferior
APREENSÃO (Hoppenfield)		
COMPRESSÃO (CLARCK) (Hoppenfield)		
PRESENÇA DE DERRAME (Hoppenfield)		
TILT PATELAR (Magee)		
ALTA (Insall,1979)	() medida patela () medida tendão	() medida patela () medida tendão
CREPITAÇÃO		

PROVA DE RETRAÇÃO MUSCULAR: (Hoppenfield)

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
GASTROCNÊMIO		
ISQUIOTIBIAIS		
PROVA DE THOMAS	() Reto Femoral () Iliopsoas	() Reto Femoral () Iliopsoas

DECÚBITO VENTRAL:

MARCAÇÃO DO ÂNGULO DO RETROPÉ
 TESTE DE APPELEY(Magee) () Direito () Esquerdo

SENTADO:

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
STRESS VALGO (Hoppenfield)		
STRESS VARO (Hoppenfield)		
ARCO DE MOVIMENTO Teste Mconnel – modificado		

DECÚBITO LATERAL:

PROVA DE RETRAÇÃO MUSCULAR: (Magee)

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
PROVA DE OBER		

PÉ:

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
TORÇÃO TIBIAL EXTERNA		
ÂNGULO DO RETROPÉ (Hung & Gross, 1999)		
ARCO LONGITUDINAL (Jonson & Gross, 1995)		
NAVICULAR DROP TEST Hanningan-Downs et al., 2000	Com descarga Sem descarga	Com descarga Sem descarga

AVALIAÇÃO MANUAL DA FORÇA MUSCULAR: (Kendall)

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
QUADRÍCEPS FEMORAL		
ISQUIOTIBIAIS		
ADUTORES		
ABDUTORES		
FLEXORES DO QUADRIL		
EXTENSORES DE QUADRIL		

APÊNDICE 2 – TERMO DE CONSENTIMENTO FORMAL



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
LABORATÓRIO DE AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO
EM ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

Prof^a. Dr.^a. Vanessa Monteiro Pedro

Via Washington Luiz, Km 235 - C.P.676 - 13565-905 -
 São Carlos/SP - Brasil

TEL: (16) 260-8111 R: 8754 /260-8341-FAX: (16) 261-
 2081

E-mail: vanessa@power.ufscar.br

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nome do projeto: ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DURANTE CAMINHAR NA ESTEIRA EM SUJEITOS COM SÍNDROME DE DOR FEMOROPATELAR.

Responsáveis:

Prof.a. Dra. Vanessa Monteiro-Pedro – Orientadora e Coordenadora do Projeto –
 Coordenadora do LAIOT- UFSCar

Prof. Ms Gilmar Moraes Santos – Fisioterapeuta - Aluno de Doutorado

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

- a) Serei submetido a uma avaliação física segundo a ficha de avaliação específica desse trabalho e a uma análise eletromiográfica do meu joelho no caminhar em uma esteira elétrica durante aproximadamente 10 minutos. Você deverá caminhar em duas situações, uma com a esteira nivelada com o solo e outra com a esteira inclinada 5 graus.
- b) Serei submetido a um exame de ressonância magnética e RX da articulação do joelho, em duas posições, uma visão lateral e outra vista de cima, sendo as

despesas responsabilidade dos pesquisadores. O Exame será realizado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeira Preto/USP.

- c) Sei que a coleta dos dados dos exercícios fornecerá maiores informações sobre a atividade elétrica dos músculos da coxa. Assim como, essas novas informações auxiliarão novos estudos e o tratamento de futuros pacientes com lesões iguais ou de maior intensidade que as minhas.
- d) Minha identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação da minha parte por escrito, autorizando tal procedimento.
- e) Não receberei qualquer forma de remuneração pela minha participação no experimento, e os resultados obtidos a partir dele serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de quaisquer forma, a critério dos mesmos.
- f) O risco ao qual me exponho no presente experimento, poderá ou não provocar uma possível dor muscular proveniente do esforço físico realizado. No caso de uma possível lesão muscular de maior magnitude (pouco provável); terei o atendimento imediato realizado no local pelos examinadores.
- g) Poderei ser submetido a uma nova avaliação física e teste na Esteira Elétrica no LAIOT.
- h) A minha recusa em participar do procedimento não me trará qualquer prejuízo, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento.

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

São Carlos, _____ de _____ de 2004.

Assinatura do Voluntário (a)

Responsáveis:

Prof^a. Dr.^a. Vanessa Monteiro-Pedro
Orientadora e Coordenadora do Projeto

Prof. Ms Gilmar Moraes Santos
Aluno de Doutorado do PPG-Ft

- Gilmar Moraes Santos -
Fone: 16- 3361-8252
16 - 260-8754

ANEXO 1 – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA DA UFSCar



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS
 Via Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676
 Fones: (016) 3351-8109 / 3351-8110
 Fax: (016) 3361-3176 - Telex 162369 - SCUF - BR
 CEP 13.565-905 - São Carlos - SP - Brasil
 End. Eletrônico: proppg@power.ufscar.br

Parecer N° 101/2005

Protocolo n° 136/04

Título do Projeto: Utilização de Sistemas de Medidas de Análise das Respostas Musculares em Cadeias Cinéticas
 Pesquisador (es) Responsável (is): Vanessa Monteiro Pedro, Gilmar Moraes Santos

1. Avaliação do projeto

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU: Com os documentos acrescentados, foi atendida a solicitação constante do parecer emitido em 28/12/2004. O projeto atende a resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

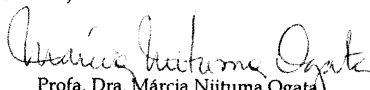
2. Conclusão:

Projeto aprovado

3. Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em ___/___/___ e ao término do estudo.

São Carlos, 14 de junho de 2005.


 Prof. Dra. Márcia Niituma Ogata
 Coordenadora do CEP/UFSCar