



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

**ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS  
ESTABILIZADORES DA PATELA EM INDIVÍDUOS  
PORTADORES DA SÍNDROME DA DOR  
FEMOROPATELAR DURANTE EXERCÍCIOS  
REALIZADOS NO *STEP*.**

**FLÁVIO PULZATTO**

**SÃO CARLOS – SP**  
**FEVEREIRO 2005**

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

**ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS  
ESTABILIZADORES DA PATELA EM INDIVÍDUOS  
PORTADORES DA SÍNDROME DA DOR  
FEMOROPATELAR DURANTE EXERCÍCIOS  
REALIZADOS NO *STEP*.**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia, Área de Concentração em Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

**Aluno: Flávio Pulzatto**

**Orientadora: Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Vanessa Monteiro-Pedro**

**SÃO CARLOS – SP**  
**FEVEREIRO 2005**

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

P983ae

Pulzatto, Flávio.

Atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos portadores da síndrome da dor femoropatelar durante exercícios realizados no step / Flavio Pulzatto. -- São Carlos : UFSCar, 2005.

89 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2005.

1. Sistema musculoesquelético. 2. Articulação do joelho. 3. Exercícios no step. 4. Dor femoropatelar. 5. Eletromiografia. I. Título.

CDD: 616.7 (20<sup>a</sup>)

## **DEDICATÓRIA**

*À **Deus**, pela benção de vida e oportunidade de convívio com as pessoas que amo.*

*Aos meus avós, **Albina, Dionísio, Olga e Juvenal**, inesquecíveis...*

*Aos meus pais **Zenaide e Inácio**, pelo apoio incondicional, pela estrutura familiar e incentivo, sem os quais eu não teria dado mais este passo em minha vida, a eles toda minha gratidão.*

*Ao meu irmão **Glauber**, pelo companheirismo.*

*À minha namorada **Alessandra**, pelo carinho e apoio durante esta caminhada, dedico este trabalho com todo meu respeito e amor.*

*Amo à todos...*

***AGRADECIMENTO ESPECIAL***

***À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Vanessa Monteiro-Pedro,***

*Pela maneira acolhedora como fui recebido em seu laboratório e por tudo o que proporcionou nestes três anos de convívio, mostrando ser um exemplo de luta contra as adversidades da vida.*

*Ensinou-me a enxergar a ciência de uma maneira diferente.*

*Obrigado por ensinar além do que está escrito nos livros...*

## AGRADECIMENTOS

Às **voluntárias**, pela dedicação do tempo ao experimento, tornando este estudo possível.

À **Ana Paula e Heitor**, secretários da pós-graduação, pela ajuda e dedicação ao programa.

Ao **Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho**, pelo aceite do convite e pelas valiosas considerações a respeito desta dissertação.

Ao **Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão**, pela convivência sadia e agradável, pelo aceite do convite, disponibilidade e pelas importantes considerações sobre este trabalho.

Ao **Prof. Dr. José Carlos Pereira e ao Prof. Dr. Carlos Dias Maciel** do Departamento de Engenharia Elétrica da USP – São Carlos, pela prestatividade e dedicação do tempo na programação das rotinas utilizadas neste estudo, muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Jorge Oishi**, pela receptividade e paciência na ajuda com a análise estatística.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Stela Mattiello Rosa**, pela passagem muito proveitosa em sua disciplina e pela maneira sempre prestativa com que sempre me atendeu.

À **Prof. Dr.<sup>a</sup>. Anamaria Siriani de Oliveira**, pela ajuda e esclarecimentos importantes no desenvolvimento deste trabalho.

Ao **CNPq**, pela bolsa concedida nos últimos doze meses de curso.

Aos colegas e amigos do LAIOT, **Alessandra, Daniel Lobato, Daniel Coelho, Verena, Ana Cristina, Gilmar, Kelly** pelo companheirismo e amizade, e à **Karina**, amiga de grande integridade e que sempre me ajudou nos momentos em que precisei.

Aos colegas de mestrado, **Paulo Koeke, Bia, Patrícia, Tatiana, Ana, Adriana, Wober, Renata, Mariana e Lúcia**.

À **Iolanda**, pela alegria e pela força sempre.

Aos amigos que passaram pela república: **Adriano, Fábio, Gustavo, Beto, Eduardo, Paulo, Rafael, Evâneo e Luciano** por tornarem a vida mais alegre e pelo convívio saudável.

## ÍNDICE DE TABELAS

---

TABELA 1	Idade, dados antropométricos e comprimento do membro inferior (MI) avaliado no grupo SDFP (n=12).	22
TABELA 2	Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo SDFP (n=12).	22
TABELA 3	Medidas (em graus) do ângulo Q, ângulo do retropé e do ângulo do arco longitudinal no grupo SDFP (n=12).	23
TABELA 4	Intensidade da dor referida na última semana, antes (A) e imediatamente após (IA) a realização dos testes funcionais de agachamento e <i>step</i> no grupo SDFP (n=12).	23
TABELA 5	Idade, dados antropométricos e comprimento do membro inferior (MI) avaliado no grupo Controle (n=15).	24
TABELA 6	Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo Controle (n=15).	25
TABELA 7	Medidas (em graus) do ângulo Q, ângulo do retropé e do ângulo do arco longitudinal no grupo Controle (n=15).	25
TABELA 8	Intensidade da dor referida na última semana, antes (A) e imediatamente após (IA) a realização dos testes funcionais de agachamento e <i>step</i> no grupo Controle (n=15).	26
TABELA 9	Média e desvio padrão dos valores do tempo relativo de ativação (valores em ms) entre os músculos VMO, VLO e VLL durante a realização dos exercícios de subida no <i>step</i> frontal nos grupos Controle (n=15) e SDFP (n=12).	40
TABELA 10	Média e desvio padrão dos valores do tempo relativo de ativação (valores em ms) entre os músculos VMO, VLO e VLL durante a realização dos exercícios de subida no <i>step</i> posterior nos grupos Controle (n=15) e SDFP (n=12).	40
TABELA 11	Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO/VLO e VMO/VLL nos exercícios de <i>step</i> frontal: subida (SFS) e descida (SFD) e posterior: subida (SPS) e descida (SPD) nos ângulos de 45° e 75° - Grupo Controle (n=15) e Grupo SDFP (n=12).	43

TABELA 12	Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO/VLO nos exercícios de subida e descida do <i>step</i> frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo Controle (n=15).	44
TABELA 13	Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO/VLO nos exercícios de subida e descida do <i>step</i> frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo SDFP (n=12).	45
TABELA 14	Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO/VLL nos exercícios de subida e descida do <i>step</i> frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo Controle (n=15).	46
TABELA 15	Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO/VLL nos exercícios de subida e descida do <i>step</i> frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo SDFP (n=12).	46

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

FIGURA 1	Eletromiógrafo EMG-8 (EMG System do Brasil) de 8 canais conectado ao computador equipado com o software AqDados 7.02.06 (na tela).	27
FIGURA 2	Eletrogoniômetro (A); eletrodo de referência (B); eletrodo diferencial simples de superfície (C) e sensor pressão (D).	28
FIGURA 3	Step utilizado para a execução dos exercícios com mecanismo tipo gaveta que permite o ajuste de sua altura.	28
FIGURA 4	Modelo do posicionamento dos eletrodos ativos de superfície nos músculos VMO, VLO e VLL mostrando a linha de referência entre o centro da patela e a espinha íliaca ântero-superior.	31
FIGURA 5	A: Posição do voluntário realizando a descida frontal ou a subida posterior, B: posição do voluntário realizando a subida frontal ou a descida posterior.	33
FIGURA 6	Exemplo de um sinal elétrico selecionado meio do <i>software</i> AqDAnalysis 7.02.06. mostrando: sensor de pressão (A), eletrogoniômetro (B), músculo VMO (C), músculo VLO (D) e músculo VLL (E).	34
FIGURA 7	Exemplo do sinal elétrico processado para o cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória.	35
FIGURA 8	Exemplo do sinal elétrico processado para a identificação do tempo de início da ativação.	36
FIGURA 9	Porcentagem de voluntários em que a ativação do músculo VMO ocorreu: Antes (VMO ativou mais de 10ms antes VLL ou VLO), Após (VMO ativou mais de 10ms após VLL ou VLO) Simultaneamente (VMO ativou até 10ms antes ou após VLL ou VLO) durante o exercício de <i>Step</i> Frontal em ambos os grupos.	41
FIGURA 10	Porcentagem de voluntários em que a ativação do músculo VMO ocorreu: Antes (VMO ativou mais de 10ms antes VLL ou VLO), Após (VMO ativou mais de 10ms após VLL ou VLO) Simultaneamente (VMO ativou até 10ms antes ou após VLL ou VLO) durante o exercício de <i>Step</i> Posterior em ambos os grupos	41

## RESUMO

---

A proposta deste estudo foi avaliar, nos aspectos temporal e de amplitude, a atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral longo (VLL) e vasto lateral oblíquo (VLO) nos exercícios de *step* frontal: subida (SFS) e descida (SFD) e *step* posterior: subida (SPS) e descida (SPD). Foram avaliados 27 indivíduos do sexo feminino divididos em dois grupos: 15 clinicamente normais – Grupo Controle (21,13 ± 2,17 anos) e 12 portadores da Síndrome da Dor Femoropatelar - SDFP (21,08 ± 2,31). A altura do *step* foi regulada para dois ângulos - 45° e 75° - de flexão da articulação do joelho. Um metrônomo auxiliou os voluntários quanto ao tempo de execução do exercício, um eletrogoniômetro foi utilizado para controlar o ângulo de flexão do joelho e um sensor de pressão foi utilizado para informar quanto ao início e o final de cada exercício. A atividade elétrica foi captada por meio de eletrodos ativos diferenciais simples de superfície, um eletromiógrafo de 8 canais (EMG System do Brasil) e um programa de aquisição de dados (AqDados 7.02.06). O sinal elétrico captado foi tratado por rotinas do *software* Matlab 6.1 que calcularam o tempo de início da ativação elétrica para cada músculo (análise temporal) e a integral matemática da área abaixo da envoltória do sinal retificado e filtrado (análise de amplitude). Os valores da integral foram normalizados pela média das três contrações para cada músculo e posteriormente calculada as relações VMO: VLO e VMO: VLL. O tempo relativo de ativação foi determinado subtraindo-se o tempo de ativação do VLL e do VLO do tempo de ativação do VMO (VMO - VLO e VMO-VLL). O teste *t - Student* ( $p \leq 0,05$ ) revelou que, no exercício de subida no *step* a 75°, houve diferença significativa no tempo relativo de ativação entre os grupos, tanto para o *step* frontal: VMO-VLO ( $p = 0,000$ ) e VMO-VLL ( $p = 0,000$ ), quanto para o *step* posterior: VMO-VLO ( $p = 0,000$ ) e VMO-VLL ( $p = 0,000$ ). No grupo Controle prevaleceu uma ativação antecipada do VMO em relação aos músculos VLL e VLO; já no grupo SDFP houve prevalência da ativação simultânea e tardia do VMO em relação aos demais músculos. A ANOVA *three-way* e o teste de Duncan ( $p \leq 0,05$ ) revelaram diferenças na relação VMO:VLO e VMO:VLL quando comparados os grupos Controle e SDFP ( $p = 0,014$ ). Os valores da relação VMO:VLO e VMO:VLL foram significativamente maiores no *step* a 45° do que a 75° ( $p = 0,000$  e  $p = 0,016$ , respectivamente) nos dois grupos. A comparação entre os exercícios realizados dentro de uma mesma angulação de *step* revelou que tanto a relação VMO:VLO quanto VMO:VLL sempre foram maiores no SFS quando comparado ao SFD ( $p = 0,010$ ), ao SPS ( $p = 0,040$ ) e ao SPD ( $p = 0,000$ ). Não houve diferença entre a SFD e a SPS ( $p=0,570$ ) ou a SPD ( $p = 0,090$ ). No grupo Controle o SPS foi menor que a SPD ( $p = 0,030$ ), enquanto que no grupo SDFP ocorreu o inverso nas duas relações em ambos os *steps*. Nossos resultados sugerem haver diferenças no controle motor entre os grupos quanto ao recrutamento muscular, tanto no *step* frontal quanto no posterior no ângulo de 75°. Na análise da amplitude, o *step* a 45 ° parece recrutar mais seletivamente o músculo VMO em relação ao VLL e VLO do que no *step* a 75°, podendo ser utilizado preferencialmente no tratamento de indivíduos portadores de SDFP. Quanto à modalidade de *step*, o exercício de subida frontal (SFS) parece ser o mais indicado quando o objetivo for a ativação seletiva do músculo VMO principalmente no *step* a 45°.

Palavras – chave: Joelho, Dor Femoropatelar, EMG, Step, Exercícios, Quadríceps.

## ABSTRACT

---

The purpose of this study was to evaluate the electric activity (EMG) in the temporal and amplitude aspects of the vastus medialis obliquus (VMO), vastus lateralis longus (VLL) and vastus lateralis obliquus (VLO) muscles during forward step tasks: step-down (SFD) and step-up (SFS), and backward step tasks: step-down (SPD) and step-up (SPS). Twenty seven females were evaluated and separated in two groups: fifteen normal subjects – Control Group ( $21.13 \pm 2.17$  years) and twelve subjects with Patellofemoral Pain Syndrome – PPS ( $21.08 \pm 2.31$  years). The height of the step was regulated for two angles  $45^\circ$  and  $75^\circ$  - of knee's flexion joint. A metronome was used to help the volunteers about the time to performance the tasks, a eletrogoniometer was used in the control of the knee angle and a pressure sensor was used to determinate the start and the end of the electromyography register. The electric activity was recorded by surface (Ag/AgCl) electrodes, an EMG apparatus with 8 channels (EMG System Brazil) and a software of acquisition data – AqDados 7.02. The EMG data was processed by the software Matlab 6.1 that calculated both the onset timing of the muscles and the integrated of the EMG signal. The EMG was normalized by the mean of the three muscle contractions and was calculated de ratio VMO/VLL and VMO/VLO for comparisons between groups and exercises. The relative onset timing was determinate by the difference VMO-VLO and VMO-VLL. The t-tests showed that in the step up exercise ( $75^\circ$  of the knee flexion), there are differences when compared the groups, either in frontal step VMO/VLL ( $p = 0.000$ ) and VMO/VLO ( $p = 0.000$ ), than posterior step VMO/VLL ( $p = 0.000$ ) and VMO/VLO ( $p = 0.000$ ). In the control group there is a prevalence of an early contractions of de VMO muscle, however in the PPS group, the VMO onset occurred at the same time or after the VLO and VLL muscles in the mayor of the cases. The Anova three-way and Duncan *post hoc* showed that in step at  $45^\circ$ , the ratio VMO/VLO ( $p = 0,000$ ) and VMO/VLL ( $p = 0,016$ ) was greater then step at  $75^\circ$  in both groups. When compared the steps in  $45^\circ$  and  $75^\circ$  into the groups, were found differences either in the VMO:VLO ratio ( $p = 0,000$ ) than VMO:VLL ratio ( $0,016$ ) with greater values in the step at  $45^\circ$ . The comparison between the exercises performed in the same step height showed that both VMO:VLO and VMO:VLL ratios always was greater in the SFS than SFD ( $p = 0,01$ ), SPS ( $p = 0,04$ ) and SPD ( $p = 0,000$ ). There is no difference between SFD and SPS ( $p = 0,570$ ) or SPD ( $p = 0,090$ ). In the Control group the SPS was smaller then SPD, on the other hand, in the SDFP group the SPS was greater than SPD ( $p = 0,30$ ). Our results suggest that there is a difference in the motor control between groups about muscle recruitment either in frontal than posterior step-up at  $75^\circ$ . In the amplitude aspect, the step at  $45^\circ$  seem to recruit selectively the VMO muscle in comparison with VLL and VLO, thus, this step height should be used preferentially in the SDFP treatment programs. Regarding of the mode of execution, the frontal step (SFS) seems to be the most indicated when the objective is the selective activation of the VMO muscle mainly in the step at  $45^\circ$ .

Key words: Knee, Patellofemoral Pain, EMG, Step, Exercises, Quadriceps.

# SUMÁRIO

---

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>5</b>
2.1. Anatomia e Biomecânica da Articulação Femoropatelar	5
2.2. Características Clínicas da Síndrome da Disfunção Femoropatelar (SDFP)	6
2.2.1. Definição, Incidência e Bases do Tratamento.	6
2.3. Exercícios em Cadeia Cinética Fechada – CCF	8
2.3.1. Estudos Eletromiográficos em CCA e CCF	8
2.4. Eletromiografia na Síndrome da Disfunção Femoropatelar (SDFP)	10
2.4.1. Músculos Estabilizadores da Patela	10
2.4.2. Tempo de Início de Ativação	11
2.4.3. Amplitude da Atividade Elétrica	16
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>20</b>
3.1. Amostra	20
3.2. Instrumentação	26
3.2.1. Eletromiógrafo, Eletrodos e Programa de Aquisição de Dados.	26
3.2.2. Sensor de Pressão e Eletrogoniômetro	27
3.2.3. <i>Step</i>	28
3.2.4. Outros Materiais	29
3.3. Procedimentos	29
3.3.1. Avaliação Física	29
3.3.2. Avaliação Eletromiográfica	30
3.3.3. Posicionamento e Fixação dos Eletrodos	30

3.3.4. Exercícios	31
3.4. Processamento do Sinal Eletromiográfico	33
3.4.1. Integral do Sinal e Tempo de Início da Atividade EMG	34
3.4.2. Normalização	36
3.5. Análise Estatística	37
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>39</b>
4.1. Tempo de Início da Ativação EMG.	39
4.2. Relação da Atividade EMG	42
<b>5. DISCUSSÃO</b>	<b>48</b>
5.1 . Da Amostra	48
5.2 . Dos Procedimentos	49
5.2.1. Fixação dos Eletrodos	49
5.2.2. O <i>Step</i>	49
5.3 . Do Tratamento do Sinal Elétrico	50
5.4 . Dos Resultados	51
5.4.1. Tempo de Início da Ativação Elétrica	51
5.4.2. Relação da Atividade Elétrica	56
5.5. Encaminhamentos Futuros	62
<b>6. CONCLUSÕES</b>	<b>64</b>
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>68</b>
<b>8. APÊNDICE I</b>	<b>79</b>
<b>9. APÊNDICE II</b>	<b>86</b>
<b>10. ANEXOS</b>	<b>89</b>

---

## **1. INTRODUÇÃO**

## 1. INTRODUÇÃO

---

A Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) é definida como uma desordem dolorosa da articulação femoropatelar resultante do mau alinhamento patelar (THOMEÉ et al, 1999). Seu sintoma principal é a dor difusa na região anterior do joelho ou retropatelar cujos efeitos causam prejuízos funcionais aos indivíduos portadores da síndrome. De início insidioso, atinge principalmente mulheres jovens, adolescentes e atletas de ambos os sexos (CERNY, 1995 e SALSICH et al, 2002). A dor pode ser intensificada após a realização de atividades como: correr, agachar-se, subir e descer escadas ou ladeiras, permanecer muito tempo sentado ou levantar-se da posição sentada (SHEEHY et al, 1998; COWAN et al, 2001a).

A etiologia da SDFP não está bem estabelecida, porém, alguns fatores têm sido citados na literatura como contribuintes para seu desenvolvimento, entre eles: desequilíbrio entre os músculos estabilizadores da patela e *overuse* (THOMEÉ et al, 1999), e ainda valgo ou varo de joelho, ângulo Q aumentado, patela alta, hipermobilidade patelar, anteversão femoral, pronação subtalar excessiva (MACINTYRE et al, 1992; WITVROUW et al, 1996).

Alterações no controle neuromotor resultando na ativação inadequada do músculo vasto medial oblíquo (VMO) em relação ao músculo vasto lateral (VL) sobre a patela, favorecem o deslocamento lateral excessivo da patela (KARST & WILLETT, 1995; SHEEHY et al, 1998; COWAN et al, 2000; COWAN et al, 2001A) e conseqüente choque contra o côndilo lateral do fêmur. Estas alterações na ativação muscular podem ser evidenciadas pela amplitude da atividade elétrica ou pela ordem de recrutamento muscular.

O tratamento conservador tem como princípio o fortalecimento seletivo do músculo VMO (McGINTY et al. 2000), ou mesmo a reeducação do controle motor dos músculos estabilizadores patelares (GRABINER et al., 1994; COWAN et al., 2002b) objetivando o restabelecimento da estabilidade articular. No tratamento da SDFP, os exercícios no *step* são recomendados nas fases intermediária e final sendo muito estudados por reproduzirem atividades funcionais (MONTEIRO-PEDRO et al., 1997; SHEEHY et al, 1998; WITVROUW et al., 2004), sendo bem tolerados pelos pacientes com SDFP.

Na literatura consultada, os trabalhos com portadores da SDFP analisaram principalmente os músculos VMO e VL, e ainda há controvérsias sobre o comportamento destes músculos e suas contribuições na estabilização patelar. Alguns autores verificaram alterações temporais na ativação destes músculos (WITVROUW et al, 1996; COWAN et al. 2001A; COWAN et al. 2002A; COWAN et al., 2002B), enquanto que outros não encontraram diferenças significativas (KARST & WILLETT, 1995; POWERS et al, 1996; SHEEHY et al., 1998; OWINGS & GRABINER, 2002; WITVROUW et al., 2003). Do mesmo modo, alguns trabalhos evidenciaram desequilíbrios na amplitude da atividade dos músculos VMO e VL (SOUZA & GROSS, 1991; TASKIRAN et al., 1998), enquanto que outros autores não observaram esta alteração (CERNY, 1995; SHEEHY et al, 1998).

Importante ressaltar que, com exceção ao trabalho de MORRISH & WOLEDGE, (1997), não há na literatura estudos sobre o tempo de início de ativação envolvendo o músculo vasto lateral oblíquo (VLO) e seu comportamento em relação aos outros estabilizadores patelares, permanece pouco esclarecido. Do mesmo modo, não foram encontrados estudos que investigassem simultaneamente o comportamento

temporal e de amplitude dos músculos VMO, VLL e VLO em indivíduos portadores da SDFP.

Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a ordem de recrutamento muscular e a amplitude da atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL durante a realização de exercícios de subida e descida, tanto posterior quanto anterior, de um *step* de altura regulável para os ângulos de 45° e 75° de flexão do joelho em indivíduos normais e portadores da SDFP.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

---

### 2.1. Anatomia e Biomecânica da Articulação Femoropatelar

A articulação femoropatelar é uma articulação plana modificada (MAGEE, 2002). É composta pela patela, porções distais e anteriores do fêmur, superfícies articulares e estruturas locais de suporte (THOMEÉ et al, 1999).

A patela é um componente essencial do joelho por aumentar a vantagem mecânica do músculo quadríceps femoral além de proteger a cartilagem articular da tróclea e dos côndilos femorais (LEE et al, 2003).

Em condições dinâmicas de flexão do joelho, a área de contato patelar com o fêmur se torna cada vez mais proximal com o aumento do ângulo de flexão. À 20° de flexão, somente a superfície distal da patela se articula com o fêmur, ao atingir 45° é a superfície intermédia que está em contato os côndilos femorais, e finalmente, aos 90° de flexão, a superfície proximal está em contato com as superfícies articulares do fêmur (THOMEÉ et al, 1999; MAGEE, 2002).

A perfeita incursão da patela entre os côndilos femorais depende de dois mecanismos de estabilização patelares, são eles: o mecanismo estático e o dinâmico.

Os estabilizadores estáticos ou passivos são: a configuração das superfícies articulares da patela e do fêmur, os retináculos laterais e mediais e os ligamentos articulares. O mecanismo de estabilização dinâmico é composto pelos músculos da pata de ganso e semimembranoso, o bíceps femoral, os adutores magno e longo, a banda iliotibial e principalmente pelo quadríceps femoral (SHEEHY et al, 1998).

O músculo quadríceps da coxa é formado por quatro porções anatomicamente distintas: Vasto Lateral (VL), Vasto Intermédio (VI), Vasto medial (VM) e Reto femoral (RF) (MORRISH & WOLEDGE, 1997). O músculo vasto medial se origina das

linhas intertrocantérica, áspera e supracondilar do fêmur e do tendão dos músculos adutor magno e longo e septo intramuscular (BOSE et al, 1980) e sua inserção se dá na porção central da borda medial da patela num ângulo de 50-55° (LIEB & PERRY, 1968; LARSON, 1979), possui duas porções, sendo uma longa: Vasto Medial Longo – VML e outra oblíqua: Vasto Medial Oblíquo – VMO (LIEB & PERRY, 1968). O músculo VL também é dividido em duas porções: uma proximal com origem no fêmur e inserção no terço médio do músculo quadríceps, chamada de Vasto Lateral Longo – VLL e outra distal formada por fibras póstero-laterais que se originam do tracto iliotibial, sendo mais oblíquas em sua direção, e inserem-se na base e borda lateral da patela (JAVADPOUR et al, 1991) num ângulo de 50,4° (BEVILAQUA-GROSSO, 1996) formando o Vasto Lateral Oblíquo – VLO (SCHARF et al, 1986; HALLISEY et al, 1987; WEINSTABL et al, 1989; BEVILAQUA-GROSSI et al, 2004).

## **2.2. Características Clínicas da Síndrome da Disfunção Femoropatelar (SDFP)**

### **2.2.1. Definição, Incidência e Bases do Tratamento.**

A Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) é definida como uma desordem dolorosa da articulação femoropatelar caracterizada por mau alinhamento patelar (THOMEÉ et al, 1999), resultando em alterações físicas e bioquímicas na articulação femoropatelar (JUNH, 1999; TANG et al, 2001). Tem como principal sintoma a dor anterior no joelho ou retropatelar cujos efeitos causam prejuízos funcionais aos indivíduos acometidos.

A dor femoropatelar é uma das reclamações mais comuns nos centros e clínicas ortopédicas (SALSICH et al, 2002; IRELAND et al, 2003). Atinge principalmente mulheres jovens, adolescentes e atletas de ambos os sexos (CERNY, 1995 e POWERS et al, 1996). A dor é referida como difusa, sendo agravada geralmente após a realização

de atividades como: correr, agachar-se, subir e descer escadas ou ladeiras, permanecer muito tempo sentado ou levantar-se da posição sentada (HILYARD, 1990; SHEEHY et al, 1998; COWAN et al, 2001A).

O tratamento cirúrgico raramente é indicado na SDFP, e a intervenção conservadora mais frequentemente recomendada é baseada em programas de fortalecimento e alongamento dos músculos envolvidos (THOMMÉ et al, 1999; FULKERSON, 2002). Os programas de exercício, por sua vez, objetivam o fortalecimento do quadríceps e mais seletivamente do músculo VMO, considerado essencial na manutenção do alinhamento patelar (McGINTY et al. 2000, FONSECA et al. 2001).

Segundo FULKERSON (2002), técnicas auxiliares como *taping* (MCCONNELL, 1986) também são eficientes e trazem benefícios aos portadores de SDFP, pois alteram o *tilt* patelar combatendo a instabilidade.

Na abordagem da SDFP, porém, é necessária uma avaliação biomecânica sistemática do membro inferior, análise da marcha e atividades funcionais visto que nem todos os pacientes apresentam anormalidades e/ou ausência de controle motor (POWERS, 2003).

Desse modo, a origem da dor deve ser investigada, esta pode ser provocada por alterações nos mecanismos estáticos ou dinâmicos, ou mesmo em ambos, responsáveis pela estabilidade articular (MANSKE & DAVIES, 2003).

Na prática clínica, exercícios no *step* estão indicados nas fases intermediária e final do tratamento da SDFP (MCCONNELL, 1986), pois facilitam a co-contração dos músculos quadríceps e isquiotibiais em padrões de movimentos funcionais.

### **2.3. Exercícios em Cadeia Cinética Fechada - CCF**

Por definição, os exercícios de membro inferior em Cadeia Cinética Fechada – CCF são aqueles nos quais os pés estão fixos e sem movimentação. Assim um movimento da articulação do joelho é acompanhado por movimento das articulações do quadril e tornozelo (ESCAMILLA et al. 1998).

O uso clínico de exercícios em CCF tem crescido muito nos últimos anos e uma das razões desse crescimento é o fato desta modalidade de exercício simular e reproduzir atividades funcionais (McGINTY et al. 2000; CABRAL & MONTEIRO-PEDRO, 2003). Além disso, os exercícios em CCF provocam co-contração muscular promovendo estabilidade e menor sobrecarga sobre a articulação femoropatelar, isso faz com que os exercícios em CCF sejam melhor tolerados por pacientes com SDFP (POST, 1998), exibindo melhores resultados funcionais após o programa de reabilitação (WITVROUW et al. 2004).

Entretanto, nas atividades realizadas no *step* as cargas sobre a patela podem atingir 2,5 vezes o peso corporal na subida e 3,5 vezes na descida (MAGEE, 2002). Desse modo, qualquer desequilíbrio entre os músculos estabilizadores da patela pode acarretar em níveis ainda mais altos de compressão patelar, o que corrobora ainda mais com a execução de novos trabalhos com esta modalidade de exercício.

#### **2.3.1. Estudos de Atividades em CCA e CCF**

TANG et al. (2001), estudaram a relação VMO:VL da atividade elétrica obtida em CCA no dinamômetro isocinético e CCF durante agachamento dinâmico em indivíduos normais e portadores de SDFP. Foram avaliados os ângulos de 15°, 30°, 45°, 60°, 75° e 90°. No agachamento, a relação VMO:VL foi maior que 1 na contração concêntrica a 60° e 90° e na contração excêntrica a 60° e 75° de flexão no grupo SDFP.

No grupo normal a relação foi maior que 1 na contração excêntrica a 60 ° de flexão. Os autores sugerem que o exercício em CCF de 0° a 60° induz a máxima ativação do VMO.

Segundo WITVROUW et al. (2004), não há diferença entre programas de reabilitação em CCA ou CCF, quando comparados os resultados em longo prazo. Ao avaliar os indivíduos após 5 anos do término do tratamento em cadeia aberta ou fechada, os autores concluíram que os dois programas promoveram bons resultados funcionais em longo prazo.

STENSDOTTER et al. (2003), estudaram 10 indivíduos normais durante o movimento de extensão em CCA e CCF com o indivíduo sentado, quadril a 90° e joelho a 30° de flexão. O tempo de início de ativação dos músculos VMO, VL, vasto medial longo (VML) e reto femoral (RF) foi avaliado e os resultados mostraram que em CCF a atividade muscular foi simultânea, já na atividade em CCA o músculo VMO foi o último a ser ativado. Para os autores, exercícios em CCF realizados por indivíduos com SDFP, podem fazer com que o músculo VMO seja ativado antes dos demais músculos, proporcionando uma situação de normalidade em relação ao recrutamento muscular.

POWERS et al. (2003), analisaram o deslocamento patelar por meio de ressonância magnética dinâmica em 6 mulheres com história de subluxação patelar, os voluntários realizaram movimento de extensão do joelho de 0° a 45° em CCA e CCF. Os resultados mostraram que no exercício em CCA houve deslocamento lateral da patela mais acentuado quando comparado ao exercício em CCF entre 30° e 12° de extensão.

BRECHTER & POWERS (2002), compararam o estresse na articulação femoropatelar entre indivíduos normais e portadores de SDFP durante subida e descida de um *step* de 20,5cm utilizando um modelo biomecânico matemático auxiliado pela imagem de ressonância magnética. Os resultados mostraram não haver diferenças entre

os dois grupos em relação ao estresse patelar, porém, o grupo SDFP pareceu manter níveis mais próximos do normal, isto devido a menor cadência e reduzido momento extensor observado neste grupo.

Em outro estudo envolvendo a cinemática do exercício de *step*, CROSSLEY et al (2004), observaram que os indivíduos portadores de SDFP flexionam menos os joelhos tanto na fase de apoio quanto balanço quando comparado aos indivíduos normais. Segundo os autores este pode ser um mecanismo compensatório para diminuir as forças atuantes sobre a articulação femoropatelar e conseqüentemente reduzir a dor durante este exercício.

Para MCGINTY et al. (2000), tanto exercícios em CCA quanto CCF podem ser incluídos nos programas de reabilitação da articulação femoropatelar, porém, devem respeitar a amplitude de movimento que o paciente não refira dor. Dentre os exercícios em CCF indicados estão o *step*, agachamento, *leg-press*.

## **2.4. Eletromiografia na Síndrome da Disfunção Femoropatelar (SDFP)**

### **2.4.1. Músculos Estabilizadores da Patela**

Os músculos estabilizadores da patela têm sido muito estudados nos últimos anos. Os músculos VMO e VL são considerados os principais agentes estabilizadores da articulação femoropatelar e por isso têm sido alvo de diversos estudos eletromiográficos (SOUZA & GROSS, 1991; KARST & WILLETT, 1995; SHEEHY et al, 1998; COWAN et al, 2001a; WITVROUW et al, 2003).

A partir de estudos anatômicos (HALLISEY et al, 1987; WEINSTABL et al, 1989) e eletromiográficos (MORRISH & WOLEDGE, 1997), o músculo VLO passou a ser considerado importante para a estabilização patelar como antagonista ao VMO tracionando lateralmente a patela. Mais recentemente, BEVILAQUA-GROSSI et al.,

(2004), também em um estudo anatômico, concluíram que o músculo VLO é de fato uma porção independente do músculo VL e ainda, que esta porção muscular possui fibras inserindo-se no retináculo lateral constituindo-se um importante estabilizador dinâmico da patela.

#### **2.4.2. Tempo de Início de Ativação**

Diferenças no tempo de início de ativação têm sido propostas como fator desencadeador da SDFP, já que uma ativação desordenada dos músculos estabilizadores da patela poderia prejudicar o perfeito deslocamento patelar no sulco troclear acarretando em mau-alinhamento e conseqüente desenvolvimento da SDFP (VOIGHT & WIEDER, 1991; GILLEARD et al, 1998; POWERS et al, 1996; COWAN et al, 2000).

Entretanto, o estudo temporal da atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela, tanto em indivíduos normais como portadores de SDFP, tem gerado controvérsias quanto ao padrão de ativação muscular. Estes trabalhos encontrados na literatura enfocam principalmente o comportamento elétrico dos músculos VMO e VL.

WITVROUW et al. (1996), estudaram o tempo de resposta do reflexo patelar nos músculos VMO e VL em indivíduos normais e portadores de SDFP. Os resultados mostraram um tempo de resposta menor para o músculo VMO em relação ao VL no grupo normal, enquanto que no grupo SDFP ocorreu o padrão inverso. Os autores sugerem que a SDFP está associada a um distúrbio neuromotor entre estes músculos.

COWAN et al. (2001a) analisaram o início da ativação elétrica dos músculos VMO e VL na atividade de subir e descer degraus de 20 cm de altura cada. Seus resultados mostraram que no grupo com SDFP, o músculo VL ativou antes do VMO

tanto na subida quanto da descida dos degraus, enquanto que no grupo normal, não foram encontradas diferenças significativas na ativação desses dois músculos.

Em outro trabalho, COWAN et al. (2002a) estudaram o recrutamento muscular do VMO e VL em duas tarefas posturais: ficar na ponta dos pés (*rise task*) e ficar apoiado nos calcanhares (*rock task*), realizadas por indivíduos saudáveis e portadores de SDFP. Os autores relatam que no grupo SDFP o músculo VMO foi ativado depois do músculo VL em ambas as tarefas, enquanto que os indivíduos saudáveis ocorreu o inverso, com o músculo VMO sendo ativado antecipadamente ao VL. Estes resultados indicariam diferenças no controle motor em indivíduos portadores de SDFP.

Alguns estudos sugerem que a ordem de recrutamento muscular pode ser modificada em certas situações de intervenção conservadora.

GILLEARD et al. (1998), estudaram 40 indivíduos portadores de dor anterior do joelho durante subida e descida de escadas em duas situações: com e sem *taping* patelar. Sem o uso do *taping* não foram encontradas diferenças entre o início da ativação do VMO em relação ao VL, porém na situação com o uso do *taping* a ativação do VMO foi antecipada em relação ao músculo VL. De acordo com os autores, o *taping* seria uma maneira de alterar o recrutamento muscular, talvez pela diminuição da dor. Esta intervenção contribuiria assim, para melhorar o deslocamento patelar na atividade de subida e descida de escadas.

COWAN et al. (2002b) observaram mudanças no início de ativação dos músculos VMO e VL em indivíduos portadores de SDFP divididos em dois grupos. Um grupo recebeu um programa de treinamento fisioterapêutico que incluía: *taping* patelar, *biofeedback*, exercícios em CCF (agachamento, step) e alongamento durante seis semanas. Outro grupo recebeu tratamento placebo com: *taping* placebo, ultrassom desligado e aplicação de gel não-terapêutico. A avaliação eletromiográfica, realizada na

atividade de subida e descida de dois degraus de 20 cm de altura, mostrou que na avaliação pré-tratamento o músculo VL ativou antes do VMO em ambos os grupos. Entretanto, ao término das seis semanas de tratamento, o grupo tratado apresentou uma ativação antecipada do músculo VMO quando comparada ao VL na atividade excêntrica enquanto que na atividade concêntrica, os dois músculos foram recrutados ao mesmo tempo. Os autores sugerem a efetividade do tratamento na alteração do controle motor de indivíduos portadores de SDFP.

COWAN et al. (2003), aplicaram o mesmo protocolo de tratamento e placebo do estudo acima em 40 indivíduos portadores de SDFP. A avaliação eletromiográfica consistiu em ficar na ponta dos pés e sobre os calcanhares. Na avaliação pré-intervenção, os dois grupos apresentaram ativação antecipada do músculo VL em relação ao VMO, enquanto que após a intervenção, o grupo realmente tratado não apresentou diferença no tempo de ativação em os dois músculos, já o grupo placebo continuou apresentando ativação antecipada do músculo VL. De acordo com os autores, as alterações citadas nos trabalhos acima estão relacionadas com o controle motor, isto é, um mecanismo envolvendo o Sistema Nervoso Central (SNC) denominado *feedforward* ou pré-ativação. Este mecanismo envolve experiências de movimentos já realizados em que o SNC prevê os resultados destes movimentos e planeja uma estratégia apropriada para superar a instabilidade provocada por estes. Ainda, este mecanismo pode estar alterado nos portadores de SDFP, porém pode ser restabelecido por meio de programas de treinamento que incluam ativação voluntária do músculo VMO em tarefas funcionais.

Por outro lado, outros estudos não observaram diferenças significativas no padrão de ativação muscular entre os músculos estabilizadores da patela quando comparados indivíduos normais e portadores de SDFP.

KARST & WILLETT, (1995) estudaram o tempo de início da ativação elétrica dos músculos VMO e VL em três atividades: reflexo de extensão do joelho por meio da percussão no tendão patelar, extensão ativa do joelho sem carga e 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 VMO e VL em qualquer uma das atividades tanto no grupo normal quanto no portador de SDFP.

POWERS et al. (1996) investigaram a atividade elétrica dos músculos VMO, vasto medial longo (VML), VL, vasto intermédio (VI) durante atividades de: subida e descida de uma escada com degraus de 15 cm de altura, caminhada no plano e com 12° de inclinação realizadas por indivíduos normais e portadores de SDFP. Os autores não encontraram diferenças significativas tanto no tempo de início como final da ativação elétrica entre os músculos estudados de ambos os grupos em qualquer atividade.

Em outro estudo utilizando-se o *step*, SHEEHY et al. (1998) analisaram um grupo de sujeitos normais e um grupo portador de SDFP durante subida e descida de degraus (altura: 17,8cm). Foi analisado o momento em que ocorreu o pico de atividade elétrica dos músculos VMO e VL na subida e na descida do *step*. Os resultados não mostraram diferenças significativas na ordem de ocorrência dos picos de atividade entre esses músculos para ambos os grupos.

OWINGS & GRABINER, (2002), analisaram o tempo de ativação elétrica dos músculos VMO e VL em indivíduos normais e portadores de SDFP. 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 VMO e VL.

HINMAN et al. (2002B), estudaram a atividade temporal dos músculos VMO e VL em 41 indivíduos com osteoartrite e 33 indivíduos normais durante a atividade de subida e descida de um *step* de 15 cm de altura. Nenhuma diferença foi observada quanto ao tempo de início de ativação dos músculos VMO e VL em ambos os grupos. Para os autores, a osteoartrite pode ser uma consequência tardia da SDFP, porém, não está relacionada com alterações no comportamento temporal de ativação muscular. Desse modo, programas de treinamento que envolvam componentes isolados do quadríceps não estão indicados para esta desordem do joelho.

WITVROUW et al. (2003), analisaram o efeito de dois programas de treinamento no tempo de resposta reflexa dos músculos VMO e VL em indivíduos com dor anterior do joelho divididos em dois grupos. O primeiro grupo foi tratado com exercícios de fortalecimento em cadeia cinética aberta - CCA e o segundo com exercícios de fortalecimento em cadeia cinética fechada - CCF. Os resultados não demonstraram diferenças no tempo de ativação reflexa (percussão do tendão patelar) dos músculos estudados para ambos os grupos. Assim, os autores concluíram que nenhum regime de exercício utilizado pode alterar o tempo de resposta reflexa dos músculos VMO e VL como também não alteram o tempo de resposta reflexa relativo entre estes dois músculos.

Tendo em vista os resultados conflitantes apresentados neste tópico, ainda não está bem estabelecida a maneira como o SNC desempenha o controle motor sobre os músculos estabilizadores da patela e como este controle pode estar ou não alterado nos indivíduos portadores de SDFP. Do mesmo modo, as consequências destas alterações ainda são desconhecidas (HINMAN et al, 2002A), sugere-se na literatura, a partir de estudos com modelos experimentais que, um atraso de 5 ms na ativação do VMO (em relação ao VL) resulta em aumento de 26% na carga lateral da articulação femoropatelar

(NEPTUNE et al., 2000), o que hipoteticamente poderia resultar no aparecimento da dor anterior no joelho.

Para COWAN et al. (2000), considerando uma população sadia, uma diferença maior que 12,20 ms durante a subida e 11,56 ms na descida de um *step* poderia ser considerada como diferença significativa no tempo de início de ativação entre os músculos VMO e VL.

### **2.4.3. Amplitude da Atividade Elétrica**

Segundo GRABINER et al., (1994), o músculo VMO é seletivamente atrofiado nas situações resultantes em SDFP, por isso, são necessários programas de fortalecimento seletivo deste músculo. O fortalecimento do VMO pode, assim, restabelecer o equilíbrio das forças mediais e laterais que atuam sobre a patela influenciando em seu deslocamento e alterando os padrões de pressão patelar.

Alguns trabalhos a seguir analisaram a amplitude eletromiográfica dos principais estabilizadores patelares em diversos exercícios e situações.

Alterações na amplitude da atividade elétrica entre os músculos VMO e VL também têm sido sugeridas como causa de desequilíbrios no controle dinâmico da articulação femoropatelar (SOUZA & GROSS, 1991). Assim, o fortalecimento seletivo do músculo VMO tem sido fortemente indicado no processo de reabilitação de indivíduos com alterações no mecanismo extensor (WEINSTABL et al, 1989). No entanto, ainda existem controvérsias quanto aos tipos de exercícios a serem aplicados, em CCA ou CCF, isotônicos ou isométricos, excêntricos ou concêntricos.

SOUZA & GROSS (1991), estudaram a integral do sinal elétrico por meio da relação VMO:VL em duas situações: exercícios isotônicos de subida e descida de um *step* (25,4cm) e exercícios isométricos máximo e submáximo. Foram estudados 3

grupos divididos da seguinte forma: grupo 1 – formado por 7 indivíduos normais; grupo 2 – formado por portadores de SDFP unilateral em que se estudou o joelho acometido e grupo 3 - formado pelos mesmos indivíduos do grupo 2 estudando-se o membro contralateral ao afetado. Diferenças na relação VMO:VL foram observadas somente na comparação dos dados não-normalizados, nesta situação a relação VMO:VL foi maior no grupo 1 que nos demais grupos e ainda, foi maior durante os exercícios no *step* quando comparado aos exercícios isométricos. Estes resultados sugerem que no *step* o músculo VMO é seletivamente ativado. Quando os dados foram normalizados pela CIVM, as diferenças entre os grupos desapareceram, porém as diferenças quando as modalidades de exercícios permaneceram.

CERNY (1995), também avaliou a relação VMO:VL em 21 indivíduos normais e 10 portadores de SDFP em uma série de exercícios em CCA e CCF incluindo *step* de 22,9cm. Os resultados não evidenciaram diferenças na relação VMO:VL entre os grupos ou entre as diferentes atividades, mesmo quando aplicado o *taping* patelar. Os autores sugerem que tanto os exercícios realizados quanto o *taping* não foram efetivos na ativação preferencial do músculo VMO.

Analisando atividades funcionais, POWERS et al. (1996) observaram menor atividade dos músculos VMO, VML, VL e VI em indivíduos portadores de SDFP quando comparados a indivíduos normais durante exercícios de caminhada no plano e com inclinação de 12°. Estas diferenças não foram observadas nos exercícios de subida e descida de um *step* de 15 cm de altura.

MONTEIRO-PEDRO et al. (1997), demonstraram em 15 indivíduos normais que a atividade do músculo VMO foi maior na subida quando comparado à descida de um *step* de 17cm de altura. Os autores indicam os exercícios de subida no *step* na recuperação funcional deste músculo.

SHEEHY et al. (1998), analisaram a relação entre o pico de atividade elétrica VMO:VL em 15 indivíduos normais e 13 portadores de SDFP durante exercícios de subida e descida de um *step* de 17,8cm de altura. Os resultados não evidenciaram diferenças em a relação VMO:VL para o pico de atividade elétrica quando comparados os dois grupos estudados, porém, a relação foi menor na fase excêntrica de sustentação de peso quando comparada com a fase concêntrica. Para os autores, a redução na atividade do VMO na fase excêntrica poderia resultar em deslocamento anormal da patela e conseqüente desenvolvimento da dor anterior.

TASKIRAN et al. (1998), avaliaram a atividade elétrica dos músculos VMO e VL além da posição patelar via tomografia computadorizada em três grupos de indivíduos: grupo normal (1), grupo de portadores de dor femoropatelar (2) e grupo de portadores de instabilidade articular (3). Foram analisadas as situações de contração e relaxamento do quadríceps a 0°, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho em CCF e os dados eletromiográficos não foram normalizados. Em todos os ângulos de flexão foi observada uma relação VMO: VL equilibrada no grupo 1, nos outros grupos a atividade do VL foi maior que a do VMO exceto a 45° de flexão.

CABRAL (2001) estudou a atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL em 18 indivíduos com sinais clínicos da SDFP durante a realização de exercícios de subida e descida frontal, lateral e posterior de um *step* de altura regulável. Os resultados demonstraram que o músculo VMO foi o mais ativo em todas as modalidades analisadas, assim, o autor sugere que os exercícios no *step* estão indicados nos programas de tratamento de pacientes com SDFP já que o músculo VMO foi potencializado por todos os exercícios realizados.

### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

---

#### 3.1. Amostra

Foram avaliados 27 voluntários do sexo feminino na faixa etária de 18 a 30 anos, não atletas e que não praticassem atividade física mais do que 3 vezes por semana. Após avaliação física do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia – LAIOT (Apêndice 1), eram incluídas/excluídas no Grupo Controle ou Portador da Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP). Optou-se por estudar apenas indivíduos do sexo feminino considerando as grandes diferenças biomecânicas entre os sexos (POWERS, 2000; CSINTALAN et al. 2002) e a maior incidência de SDFP nesta população (GRABINER et al, 1994).

**Grupo SDFP** – Foi composto por 12 indivíduos ( $21,08 \pm 2,31$  anos) (Tabela 1). As tabelas 2 e 3 mostram a porcentagem de distribuição dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo SDFP que foram selecionados a partir dos seguintes critérios de inclusão:

- Presença de dor em pelo menos 3 das seguintes atividades: agachar por tempo prolongado, subir ou descer escadas, ajoelhar, correr, permanecer muito tempo sentado, contrair isometricamente o músculo quadríceps e praticar esporte (COWAN et al, 2002b; LOUNDON et al, 2002).
- Intensidade da dor mínimo 2cm (0 -10cm) na Escala Visual Analógica (EVA) no período da última semana durante a realização das atividades citadas acima e ainda, referir dor de qualquer grandeza durante a realização de dois testes funcionais: descida de um *step* de 25 cm de altura e agachamento bipodal com os joelhos fletidos a 90°, ambos realizados durante 30 segundos (COWAN et al, 2002b) (Tabela 4).

- Presença de no mínimo três dos sinais e sintomas clínicos a seguir:
  - Teste da Compressão da articulação femoropatelar - positivo;
  - Crepitação patelar;
  - Aumento do ângulo Q superior a 16° (BOUCHER et al, 1992; DOUCETTE & GOBLE, 1992);
  - Pronação subtalar excessiva (WISE, et al, 1984; WAY, 1999);
  - Patela alta (INSALL, 1979; WOODALL & WESH, 1990)
  - Retração do trato iliotibial - Teste Ober positivo ou Noble Positivo;
  - Dor à palpação das bordas patelares (MORRISH & WOLEDGE, 1997; COWAN, 2001A)
  - Torção tibial externa; (FOX, 1975);
  - Mau alinhamento patelar - Patela medializada ou lateralizada;
  - Presença de hipo ou hiper mobilidade patelar;
  - Sinal da Baioneta - positivo (MONTEIRO-PEDRO et al, 1997).

#### **Crítérios Exclusão:**

- Presença de doença neurológica (LAPRADE et al, 1998)
- História de trauma nos membros inferiores, lesão meniscal ou ligamentar do joelho (VÄÄTÄINEN et al, 1995; COWAN, 2001A)
- Luxação patelar recidivante
- História de cirurgia no joelho ou membros inferiores (POWERS, 2000)
- Presença de processo inflamatório ou sintomas de *overuse* (THOMEÉ et al, 1997)
- Fisioterapia prévia (pelo menos 6 meses)

Neste grupo, a escolha do membro a ser estudado no caso de SDFP bilateral, foi determinada pelo maior número de sinais e sintomas presentes.

**Tabela 1:** Idade, dados antropométricos e comprimento do membro inferior (MI) avaliado no grupo SDFP (n=12).

<b>Voluntários</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (cm)</b>	<b>MI avaliado</b>	<b>MI avaliado(cm)</b>
1	20	42,5	1,57	E	77,5
2	18	59,0	1,61	D	83,0
3	19	53,0	1,63	D	86,0
4	22	63,0	1,68	D	89,0
5	18	62,3	1,65	E	87,0
6	22	41,8	1,62	D	87,0
7	24	60,1	1,71	D	92,5
8	25	60,4	1,70	E	88,0
9	21	50,0	1,62	E	88,0
10	19	43,0	1,51	D	82,0
11	22	51,8	1,55	D	80,0
12	23	66,0	1,68	E	89,0
<b>Média</b>	<b>21,08</b>	<b>54,41</b>	<b>1,63</b>	-	<b>85,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,31</b>	<b>8,63</b>	<b>0,06</b>	-	<b>4,29</b>

**Tabela 2:** Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo SDFP (n=12).

<b>Sinais e Sintomas</b>	<b>% de indivíduos</b>
• Torção tibial externa	<b>33,3</b>
• Pronação subtalar excessiva	<b>8,33</b>
• Aumento do ângulo Q	<b>75</b>
• Sinal da Baioneta	<b>75</b>
• Noble	<b>16,7</b>
• Sobressalto	<b>8,33</b>
• Hiper mobilidade patelar	<b>50</b>
• Hipomobilidade patelar	<b>0</b>
• Patela medializada	<b>25</b>
• Patela alta	<b>25</b>
• Dor à palpação das bordas patelares	<b>75</b>
• Teste de apreensão	<b>0</b>
• Teste de compressão	<b>83,3</b>
• <i>Tilt</i> patelar	<b>41,7</b>
• Crepitação patelar	<b>41,7</b>
• Dor no arco de movimento 0 -120°	<b>75</b>
• Teste de Ober	<b>25</b>
• <i>Navicular Drop Test</i>	<b>16,7</b>

**Tabela 3:** Medidas (em graus) do ângulo Q, ângulo do retropé e ângulo do arco longitudinal no grupo SDFP (n=12).

Voluntários	Ângulo Q	Ângulo do retropé	Arco longitudinal
1	15	12	130
2	20	16	140
3	22	12	142
4	22	12	156
5	12	6	148
6	18	10	146
7	18	14	138
8	19	7	123
9	22	10	136
10	18	18	154
11	14	18	140
12	20	12	148
<b>Média</b>	<b>18,33</b>	<b>12,25</b>	<b>141,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>3,26</b>	<b>3,82</b>	<b>9,50</b>

Valores de referência: Ângulo Q < 16°; Ângulo do retropé > 12°; Arco Longitudinal < 127°.

**Tabela 4:** Intensidade da dor referida na última semana, antes (A) e durante (D) a realização dos testes funcionais de agachamento e *step* no grupo SDFP (n=12).

Voluntário	Dor na última semana	Agachamento		Step	
		A	D	A	D
1	6,9	2,3	7,4	2,4	5,8
2	2,6	0,0	2,7	1,0	2,1
3	7,6	0,0	1,1	0,6	2,3
4	6,9	0,1	2,5	0,3	5,3
5	6,8	0,6	3,1	0,6	1,7
6	2,8	0,0	0,9	0,0	0,3
7	2,3	1,0	3,0	2,2	2,2
8	3,2	2,0	4,9	2,2	3,1
9	2,3	0	1,6	0,5	2,1
10	2,1	1,0	1,0	1,0	1,5
11	6,4	0	1,6	0,4	1,4
12	6,0	0	2,25	0,9	3,1
<b>Média</b>	<b>4,7</b>	<b>0,6</b>	<b>2,7</b>	<b>1,0</b>	<b>2,6</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,2</b>	<b>0,8</b>	<b>1,9</b>	<b>0,8</b>	<b>1,6</b>

**Grupo Controle** – Este grupo foi composto por 15 indivíduos ( $21,13 \pm 2,17$  anos - Tabela 5) sem qualquer história de dor, trauma, lesão meniscal ou ligamentar do joelho, doença neurológica ou do sistema osteomioarticular, e ainda, cirurgia no joelho ou membros inferiores (WITVROUW, 1996; POWERS, 2000). As tabelas 6 e 7 mostram a porcentagem de distribuição dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo Controle. Os indivíduos deste grupo não deveriam apresentar dor durante a realização dos testes funcionais de *step* e agachamento (Tabela 8) (COWAN et al, 2002; LOUDON et al, 2002) e ainda, apresentar menos de dois dos mesmos sinais clínicos considerados para o grupo SDFP. Neste grupo optou-se por estudar o membro dominante, determinado pelo relato do voluntário.

**Tabela 5:** Idade, dados antropométricos e comprimento do membro inferior (MI) avaliado no grupo Controle (n=15).

<b>Voluntário</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>MI avaliado</b>	<b>Comprimento do MI avaliado</b>
1	20	56,2	1,64	D	85,0
2	19	56,1	1,61	D	86,0
3	19	65,8	1,67	D	89,0
4	21	72,2	1,77	D	93,0
5	19	62,0	1,63	D	86,0
6	19	49,5	1,56	D	75,5
7	19	60,0	1,70	D	86,0
8	23	53,3	1,65	D	84,5
9	21	59,0	1,65	D	84,5
10	20	52,6	1,64	D	85,5
11	26	54,7	1,66	D	86,5
12	22	62,1	1,70	D	88,0
13	24	68,5	1,68	D	88,0
14	23	50,5	1,47	D	71,0
15	22	60,7	1,66	D	84,0
<b>Média</b>	<b>21,13</b>	<b>58,88</b>	<b>1,64</b>	-	<b>84,83</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,17</b>	<b>6,56</b>	<b>0,06</b>	-	<b>5,28</b>

**Tabela 6:** Distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos indivíduos do grupo Controle (n=15).

<b>Sinais e Sintomas</b>	<b>% de indivíduos</b>
• Torção tibial externa	13,33
• Pronação subtalar excessiva	0
• Aumento do ângulo Q	66,66
• Sinal da Baioneta	53,33
• Noble	0
• Sobressalto	0
• Hipermobilidade patelar	13,33
• Hipomobilidade patelar	0
• Patela medializada	40
• Patela alta	6,66
• Dor à palpação das bordas patelares	0
• Teste de apreensão	0
• Teste de compressão	20
• <i>Tilt</i> patelar	0
• Crepitação patelar	26,66
• Dor no arco de movimento 0 – 120°	13,33
• Teste de Ober	13,33
• <i>Navicular Drop Test</i>	6,66

**Tabela 7:** Medidas (em graus) do ângulo Q, ângulo do retropé e do ângulo do arco longitudinal no grupo Controle (n=15).

<b>Voluntário</b>	<b>Ângulo Q</b>	<b>Ângulo Retropé</b>	<b>Arco Longitudinal</b>
1	18	20	145
2	18	12	160
3	18	14	148
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	150
13	16	12	158
14	18	19	150
15	18	16	142
<b>Média</b>	<b>18,07</b>	<b>13,67</b>	<b>150,29</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>3,56</b>	<b>4,24</b>	<b>6,62</b>

Valores de referência: Ângulo Q < 16°; Ângulo do retropé > 12°; Arco Longitudinal < 127°.

**Tabela 8:** Intensidade da dor referida na última semana, antes (A) e durante (D) a realização dos testes funcionais de agachamento e *step* no grupo Controle (n=15).

Voluntário	Dor na última semana	Agachamento		Step	
		A	D	A	D
1	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0
13	0	0	0	0	0
14	0	0	0	0	0
15	0	0	0	0	0
<b>Média</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>

### 3.2. Instrumentação

#### 3.2.1. Eletromiógrafo, Eletrodos e Programa de Aquisição de Dados.

O sinal elétrico captado foi processado pelo Eletromiógrafo EMG-8 - EMG System do Brasil (Figura 1) de 8 canais de entrada contendo uma placa conversora analógica/digital A/D de 12 bits de resolução. A frequência de amostragem foi de 2000 Hz e utilizou-se um filtro passa-banda de 20 a 500 Hz. Para aquisição dos dados foi utilizado o software AqDados 7.02.06. O registro da atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO foi obtido por meio de eletrodos ativos diferenciais simples de superfície (EMG System do Brasil) (Figura 2C), compostos por duas barras paralelas de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) com um milímetro de largura cada e distantes um centímetro entre si. Estes eletrodos são acoplados a uma cápsula de poliuretano contendo um microcircuito elétrico permitindo que o sinal seja pré-amplificado com um

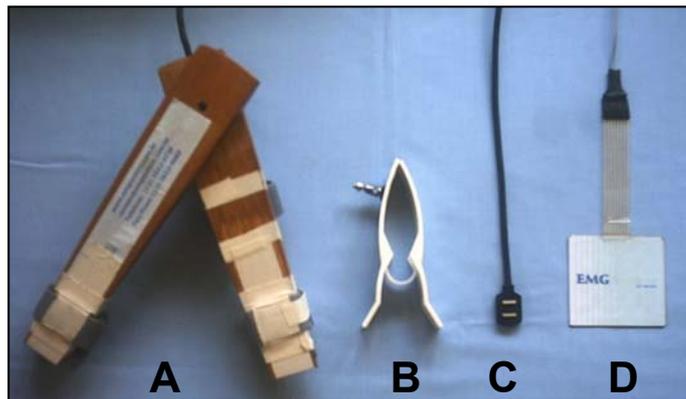
ganho de 50 vezes por eletrodo, sendo que, combinado com o ganho de 20 vezes do eletromiógrafo, totaliza um ganho de 1000 vezes por canal, estes eletrodos possuem ainda um modo de rejeição comum  $> 100$  dB. Foi utilizado também um eletrodo de referência tipo garra (Figura 2B) com superfície de metal condutor de  $2,5 \times 3,5$ cm.



**Figura 1:** Eletromiógrafo EMG-8 (EMG System do Brasil) de 8 canais, conectado ao computador equipado com o *software* AqDados 7.02.06 (na tela).

### 3.2.2. Sensor de Pressão e Eletrogoniômetro

O sensor de pressão (Figura 2D) consiste de duas micro-membranas de contato seco revestidas por papel cartão maleável de  $7 \text{ cm}^2$  e 1mm de espessura que, ao receber a carga do peso corporal emite um sinal de contato na tela de aquisição. O eletrogoniômetro (Figura 2A) é composto de duas hastes de madeira interligadas por um potenciômetro linear de  $5\text{K}\Omega$ , cujas variações de tensão durante o movimento das hastes são convertidas por calibração em graus posição articular, utilizado para mensurar os graus de flexão da articulação do joelho durante a realização dos exercícios. Ambos, eletrogoniômetro e sensor de pressão estavam conectados ao eletromiógrafo e seus registros eram coletados simultaneamente à atividade elétrica.



**Figura 2:** Eletrogoniômetro (A); eletrodo de referência (B); eletrodo ativo diferencial simples de superfície (C) e sensor pressão (D).

### 3.2.3. Step

O *step* utilizado consiste de um degrau de madeira de 49 cm de altura, 68 cm de largura e 40 cm de profundidade e possui um mecanismo tipo gaveta que permite a regulação de sua altura com precisão de 1,5 cm (Figura 3). Este mecanismo permite o ajuste da altura do degrau de acordo com cada indivíduo de modo a obter o ângulo desejado de flexão do joelho.



**Figura 3:** *Step* (degrau) de madeira utilizado para a execução dos exercícios com mecanismo tipo gaveta que permite o ajuste de sua altura.

Este *step* foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia da UFSCar – LAIOT (CABRAL & MONTEIRO-PEDRO, 2001).

#### **3.2.4. Outros Materiais**

- Um metrônomo (Wittner) regulado em 63 batidas por minuto auxiliou a voluntária no controle do tempo de execução dos exercícios de subida e descida no *step*.

- Goniômetro universal de plástico (Carci)

E ainda:

- caneta dermográfica,
- paquímetro,
- fita métrica,
- algodão,
- álcool 90%,
- lixa fina de papel,
- lâmina para tricotomia.

### **3.3. Procedimentos**

#### **3.3.1. Avaliação Física**

A avaliação física consistiu de testes de flexibilidade, funcionais e clínicos específicos para a articulação do joelho, quadril e tornozelo, já citados anteriormente.

Uma vez incluído na amostra, o voluntário assinou um Termo de Consentimento Formal e Esclarecido (Apêndice 2) para a participação na pesquisa que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (Anexo 1).

### **3.3.2. Avaliação Eletromiográfica**

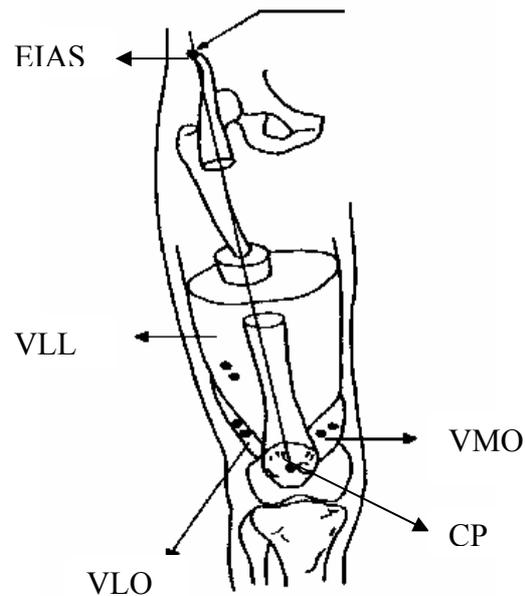
Entre a avaliação física e a avaliação eletromiográfica houve um intervalo de aproximadamente 1 - 3 dias. Durante a avaliação eletromiográfica, a temperatura da sala foi monitorada (23 – 26 °C) e, previamente a coleta, os indivíduos realizaram 2 repetições de alongamento com duração de um minuto para cada um dos principais grupos musculares dos membros inferiores.

A preparação da pele para a colocação dos eletrodos consistiu em: tricotomia no local da fixação dos eletrodos, limpeza com álcool hidratado e leve abrasão com uma lixa fina com a finalidade de diminuir a impedância da pele (PORTNEY, 1993).

### **3.3.3. Posicionamento e Fixação dos Eletrodos**

Os eletrodos foram posicionados de modo que as superfícies de detecção estivessem orientadas perpendicularmente ao comprimento das fibras musculares (DeLUCA, 1997).

Com o voluntário em decúbito dorsal, inicialmente foi traçada uma linha que vai da espinha íliaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela (CP). Esta linha serviu de referência para a medida dos ângulos de inclinação de todos os eletrodos (Figura 4). Para o músculo VMO, o eletrodo foi fixado a 4 cm acima da borda súpero-medial da patela (HANTEN & SCHULIES, 1990), e inclinação de 55° (LIEB & PERRY, 1968). No músculo VLL foi fixado 15 cm acima da borda súpero-lateral da patela com inclinação de 13,6° (BEVILAQUA-GROSSO, 1996) e no músculo VLO, fixado no meio do ventre muscular, entre o epicôndilo femoral lateral e a junção miotendinosa e inclinação lateral de 50,4° (BEVILAQUA-GROSSO, 1998). Um eletrodo de referência tipo garra foi fixado acima do tornozelo homolateral ao membro inferior avaliado.



**Figura 4:** Modelo do posicionamento 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 ilíaca ântero-superior (EIAS). (Retirada de: Bevilaqua-Grossi et al. Análise funcional dos estabilizadores patelares. *Acta Ortop. Bras.* 12 (2): 99-104, 2004.

### 3.3.4. Exercícios

Os voluntários foram familiarizados com o exercício e comando de voz em uma simulação realizada previamente à coleta.

Para que o voluntário iniciasse o exercício era dado o seguinte comando verbal: “Atenção, prepare, pode subir (pode descer)”, então a voluntária iniciava o exercício quando estivesse pronta para fazê-lo no tempo correto determinado pelo metrônomo.

Foi solicitado ao voluntário que não contraísse isometricamente a musculatura da coxa até o momento de iniciar o exercício e ao término deste também.

Entre as repetições de cada modalidade descritas a seguir, foi dado um intervalo de 1 minuto e todos os exercícios (Figura 5) estão descritos a seguir:

Subida frontal (SFS): o voluntário foi posicionado em pé com apoio bipodal em frente ao *step* e após dado o comando verbal, realizou a subida com o membro estudado seguido do contralateral.

Descida frontal (SFD): o voluntário foi posicionado em pé em cima do *step* e de frente para o solo, após comando verbal, realizou a descida com o membro contralateral seguido do membro estudado.

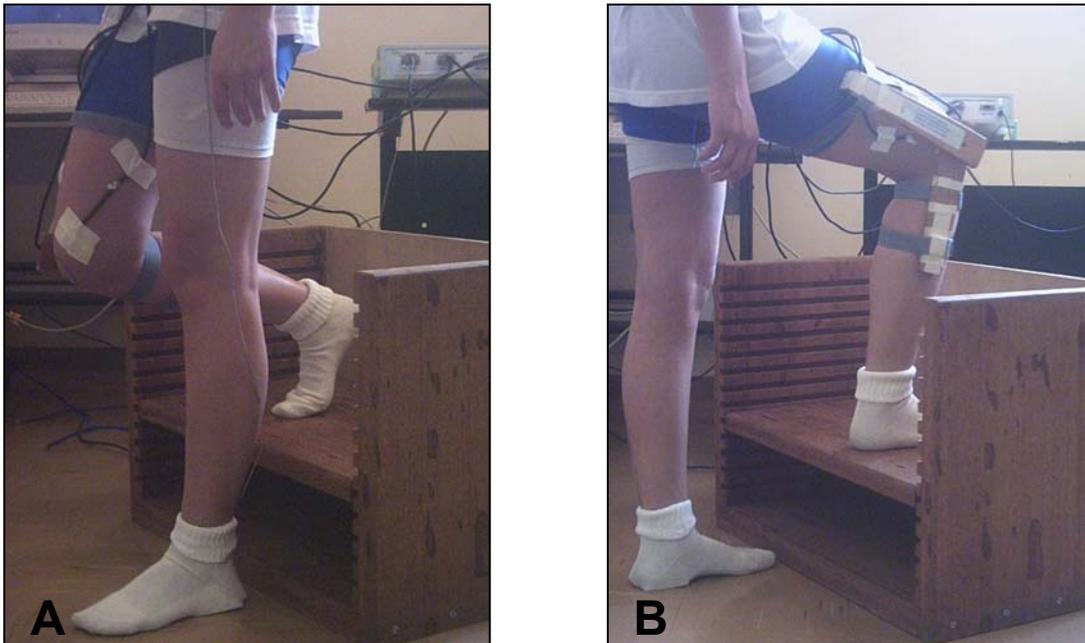
Subida posterior (SPS): o voluntário foi posicionado em pé com apoio bipodal e de costas para o *step*, após comando verbal, realizou a subida com o membro estudado seguido pelo contralateral.

Descida posterior (SPD): o voluntário foi posicionado em pé em cima do *step* e de costas para o solo, após comando verbal, realizou a descida com o membro contralateral seguido do membro estudado.

A regulagem da altura do *step* foi realizada de acordo com a estatura de cada voluntária com o auxílio do eletrogoniômetro de modo que, na primeira série de exercícios, a articulação do joelho atingisse um máximo de 45° de flexão e na segunda situação o joelho atingisse 75° de flexão no momento da realização do exercício. Optou-se pela realização dos exercícios primeiramente na menor angulação para que a sobrecarga na articulação do joelho fosse crescente. Cada voluntário realizou 4 repetições de cada exercício nas duas angulações totalizando 32 repetições.

O metrônomo que auxiliou os voluntários estava regulado em 63 batidas por minuto, o tempo que o voluntário tinha para completar os exercícios de subida ou descida do *step* era de duas batidas consecutivas.

Sincronicamente ao registro eletromiográfico foram captados os dados do eletrogoniômetro que estava fixado no joelho avaliado e também os dados do sensor de pressão localizado no calcanhar contralateral.

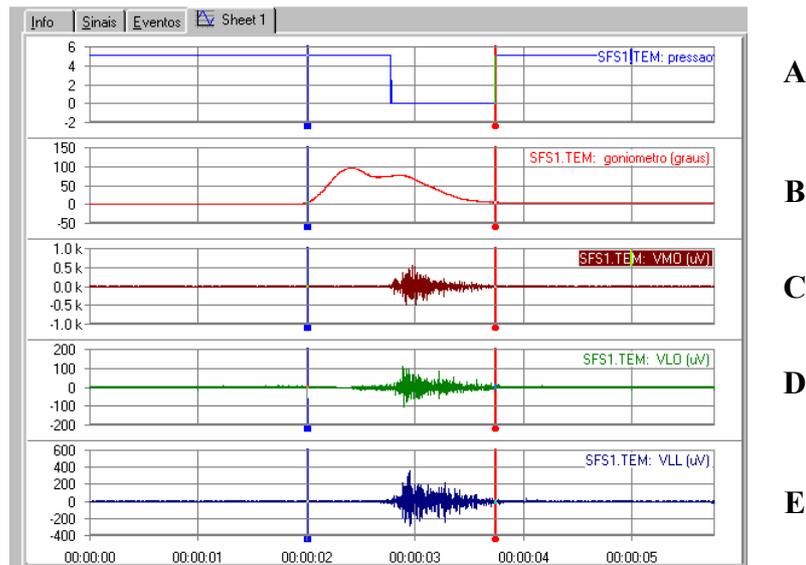


**Figura 5:** **A:** Posição do voluntário realizando a descida frontal (SFD) ou a subida posterior (SPS), **B:** posição do voluntário realizando a subida frontal (SFS) ou a descida posterior (SPD).

O *software* de aquisição de dados utilizado nesta pesquisa permite o uso de disparadores (*triggers*) externos. Assim, o início do ensaio era dado quando o eletrogoniômetro posicionado no joelho estudado registrava  $5^\circ$  de flexão e cessava quando o calcanhar contralateral tocava o solo, tanto nos exercícios de subida quanto de descida do *step*. Foi utilizada também uma ferramenta de *pré-trigger* para que fossem registrados dois segundos antes e dois segundos depois do sinal de interesse.

### 3.4. Processamento do Sinal Eletromiográfico

O software AqDAnalysis 7.0 foi utilizado para selecionar, dentro do registro total, o sinal de interesse pré-determinado pelos *triggers* externos, esta seleção foi realizada manualmente (Figura 6) e a partir desta seleção foi gerado um arquivo.TXT para posterior processamento.

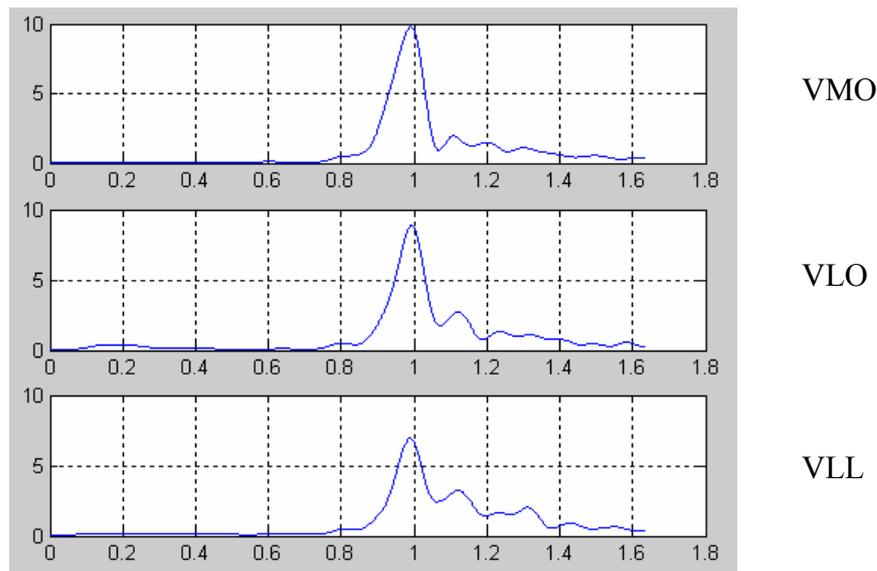


**Figura 6:** Exemplo de um sinal elétrico selecionado por meio do *software* AqDataAnalysis 7.02.06. mostrando sinais do: sensor de pressão (A), eletrogoniômetro (B), músculo VMO (C), músculo VLO (D) e músculo VLL (E).

### 3.4.1. Integral do Sinal e Tempo de Início da Atividade EMG

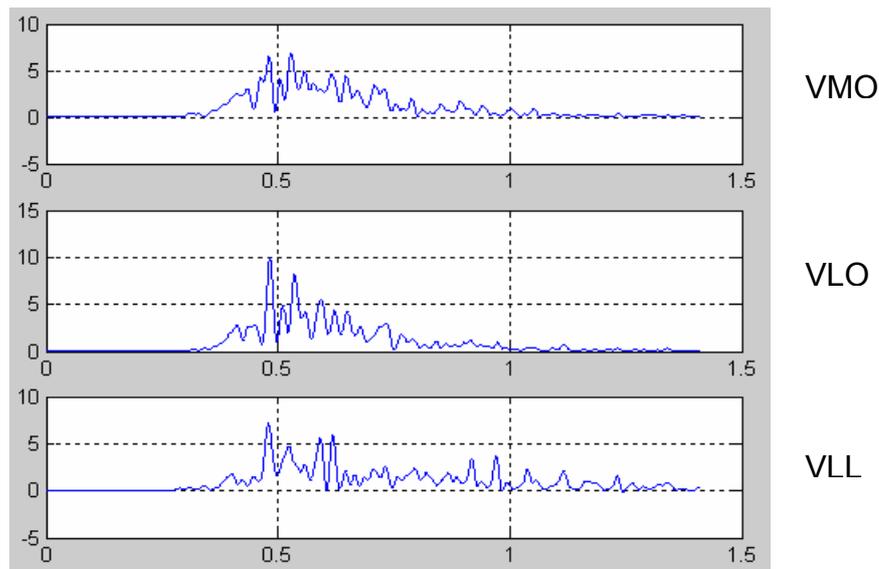
As rotinas para o cálculo da integral da área abaixo da envoltória do sinal e para o cálculo do início da atividade EMG (*onset*) foram elaboradas no programa Matlab 6.1 pelo Prof. Dr. Carlos Dias Maciel do Laboratório de Instrumentação Microeletrônica/LIM, no Departamento de Engenharia Elétrica da USP – São Carlos.

Para o cálculo da integral do sinal eletromiográfico o sinal elétrico bruto recebeu o seguinte tratamento: filtro passa-banda 20 – 500 Hz, retificação por onda completa, envoltório linear (filtro Butterworth 4Hz), cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória resultante deste tratamento (Figura 7).



**Figura 7:** Exemplo do sinal elétrico (VMO, VLO e VLL) processado para o cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória.

O tempo de início da ativação foi determinado tratando-se o sinal da seguinte forma: filtro passa-banda 20-500 Hz, retificação por onda completa, envoltório linear, filtro Butterworth 50Hz (Figura 8). O tempo de início de ativação era considerado quando a atividade elétrica excedia em 3 desvios-padrão a atividade de repouso, por pelo menos 25 ms, considerando atividade de repouso como 200ms anteriores à contração (COWAN et al, 2000; COWAN et al, 2001a; HINMAN et al, 2002a). Todos os sinais foram checados visualmente para assegurar que o tempo de início de ativação não fosse identificado de maneira errada por motivo de interferências externas ou ruído.



**Figura 8:** Exemplo do sinal elétrico (VMO, VLO e VLL) processado para a identificação do tempo de início da ativação.

### 3.4.2. Normalização

Os métodos dinâmicos de normalização, entre eles pela atividade média, são indicados por apresentarem maior eficiência e aplicabilidade (YANG & WINTER, 1984; WINTER, 1984; BURDEN et al, 2003) além de demonstrarem menor variabilidade (KNUTSON et al., 1994) quando comparados a outros métodos, principalmente quando a atividade em estudo é de natureza dinâmica.

Assim, nossos dados foram normalizados calculando o valor médio da integral das repetições para cada indivíduo.

### 3.5. Análise Estatística

Para a comparação intergrupos do tempo relativo de ativação e para testar a semelhança entre os grupos, foi aplicado o teste *t – Student* ( $p \leq 0,05$ ).

A comparação da distribuição dos indivíduos em cada grupo quanto ao padrão de recrutamento muscular foi realizada por meio do teste Qui-quadrado  $\chi^2$  ( $p \leq 0,05$ ), considerando como valor esperado os valores do grupo Controle, e como valor observado, os encontrados no grupo SDFP.

Para a comparação da relação da amplitude da atividade elétrica VMO:VLL e VMO:VLO o tratamento estatístico adotado foi a Análise de Variância – ANOVA *three-way* ( $p \leq 0,05$ ). O teste *post hoc* de Duncan ( $p \leq 0,05$ ) foi utilizado quando observadas interações entre os fatores.

## **4. RESULTADOS**

## 4. RESULTADOS

---

Foi evidenciado pelo teste *t - Student* ( $p \leq 0,05$ ), grande semelhança entre os grupos Controle e SDFP em relação à idade ( $p = 0,954$ ), peso ( $p = 0,138$ ) e altura ( $p = 0,467$ ).

### 4.1. Tempo de Início da Ativação EMG.

O tempo de início de ativação foi calculado para cada músculo (VMO, VLO e VLL) no exercício de subida no *step* frontal (SFS) e posterior (SPS) com o *step* regulado para 75° de flexão da articulação do joelho.

O tempo relativo de ativação foi calculado como descrito a seguir:

**VMO - VLL** = tempo de início de ativação do músculo VLL subtraído do tempo de início de atividade do músculo VMO.

**VMO - VLO** = tempo de início de ativação do músculo VLO subtraído do tempo de início de atividade do músculo VMO.

As tabelas 9 e 10 mostram os valores do tempo relativo de ativação elétrica (VMO-VLL e VMO-VLO) nos grupos SDFP e Controle, respectivamente. Valores negativos indicam que o músculo VMO foi ativado previamente em relação aos músculos VLO ou VLL.

O teste *t- Student* ( $p \leq 0,05$ ) revelou que nos exercícios de subida frontal e posterior houve diferença significativa no tempo de ativação relativo entre os grupos, tanto em relação a diferença VMO-VLO ( $p = 0,000$  anterior e posterior) quanto a diferença VMO-VLL ( $p = 0,000$  anterior e posterior), com o VMO sendo ativado antes do VLO e VLL no grupo Controle e depois destes músculos no grupo SDFP.

**Tabela 9:** Média e desvio padrão dos valores do tempo relativo de ativação (valores em ms) entre os músculos VMO, VLO e VLL durante a realização dos exercícios de subida no *step* frontal nos grupos: Controle (n=15) e SDFP (n=12).

<b>STEP FRONTAL</b>	<b>VMO-VLO</b>	<b>VMO-VLL</b>
<b>GRUPO CONTROLE</b>	-15,56 ( $\pm$ 17,39) <sup>*</sup>	-24,82 ( $\pm$ 19,06) <sup>**</sup>
<b>GRUPO SDFP</b>	10,97 ( $\pm$ 17,73)	8,29 ( $\pm$ 16,60)

\* Diferença significativa (p = 0,000) em relação ao grupo SDFP.

\*\* Diferença significativa (p = 0,000) em relação ao grupo SDFP.

**Tabela 10:** Média e desvio padrão dos valores do tempo relativo de ativação (valores em ms) entre os músculos VMO, VLO e VLL durante a realização dos exercícios de subida no *step* posterior nos grupos: Controle (n=15) e SDFP (n=12).

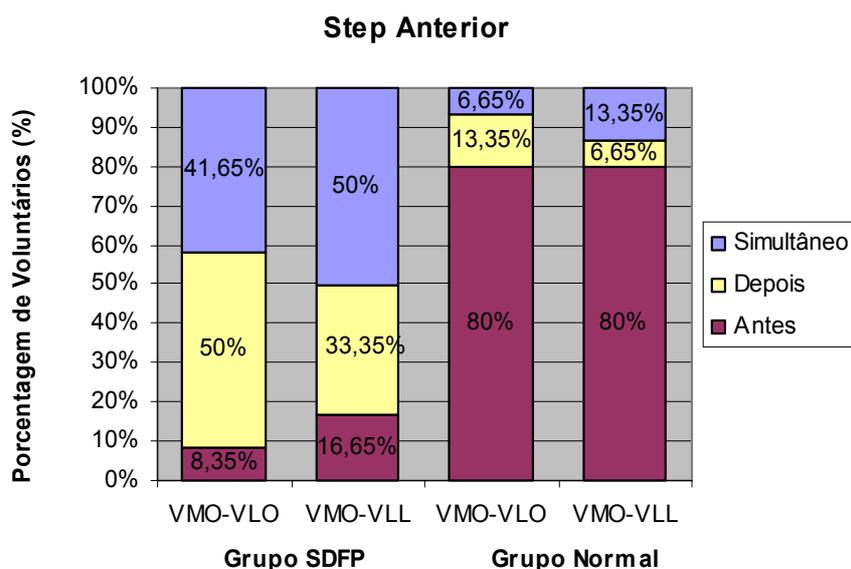
<b>STEP POSTERIOR</b>	<b>VMO-VLO</b>	<b>VMO-VLL</b>
<b>GRUPO CONTROLE</b>	-26,73 ( $\pm$ 14,62) <sup>*</sup>	-22,31 ( $\pm$ 18,37) <sup>**</sup>
<b>GRUPO SDFP</b>	3,55 ( $\pm$ 8,69)	1,80 ( $\pm$ 12,11)

\* Diferença significativa (p = 0,000) em relação ao grupo SDFP.

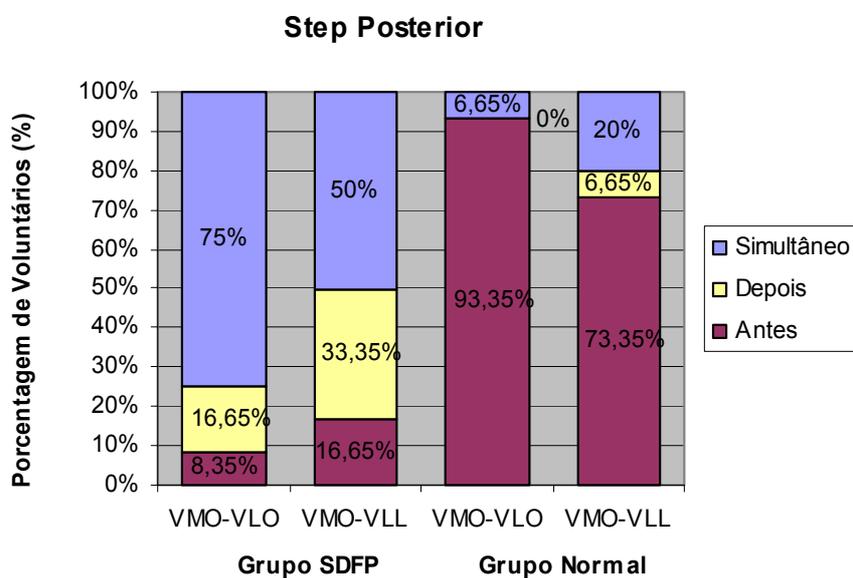
\*\* Diferença significativa (p = 0,000) em relação ao grupo SDFP.

As figuras 9 e 10 mostram a distribuição em porcentagem dos indivíduos de cada grupo de acordo com o padrão de ativação.

Para distribuir os indivíduos em cada grupo, foram consideradas três situações: se o VMO ativou antes de 10 ms em relação ao VLO ou VLL, considerou-se ativação antecipada deste músculo; se a diferença na ativação do VMO para o VLO ou VLL ficou dentro de 10 ms (antes ou depois), considerou-se ativação simultânea; quando o VMO ativou depois de 10ms em relação ao VLO ou VLL, considerou-se ativação atrasada deste músculo.



**Figura 9:** Distribuição em porcentagem de voluntários em que a ativação do músculo VMO ocorreu: **Antes** (VMO ativou mais de 10ms antes VLL ou VLO), **Após** (VMO ativou mais de 10ms após VLL ou VLO) **Simultânea** (VMO ativou até 10ms antes ou após VLL ou VLO) durante o exercício de *Step Frontal* em ambos os grupos.



**Figura 10:** Distribuição em porcentagem de voluntários em que a ativação do músculo VMO ocorreu: **Antes** (VMO ativou mais de 10ms antes VLL ou VLO), **Após** (VMO ativou mais de 10ms após VLL ou VLO) **Simultânea** (VMO ativou até 10ms antes ou após VLL ou VLO) durante o exercício de *Step Posterior* em ambos os grupos.

O teste de Qui-quadrado  $\chi^2$  ( $p \leq 0,05$ ) revelou que no *step* frontal houve diferença significativa entre os grupos, tanto no tempo relativo VMO-VLO  $\chi^2 = 348,99$  ( $p=0,000$ ) quanto no tempo relativo VMO-VLL  $\chi^2 = 257,98$  ( $p=0,000$ ) (Figura 9).

Do mesmo modo, no *step* posterior também houve diferença entre os grupos, tanto no tempo relativo VMO-VLO  $\chi^2 = 779,90$  ( $p=0,000$ ) quanto no tempo relativo VMO-VLL  $\chi^2 = 196,03$  ( $p=0,000$ ) (Figura 10).

#### 4.2. Relação da Atividade EMG

As relações entre a atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO foram investigadas durante a realização dos exercícios de subida e descida do *step* frontal e posterior nas angulações de 45° e 75° de flexão de joelho, considerando-se:

**VMO : VLL** = razão entre o valor da integral do sinal elétrico do músculo VMO e o valor da integral do sinal elétrico do músculo VLL,

**VMO : VLO** = razão entre o valor da integral do sinal elétrico do músculo VMO e o valor da integral do sinal elétrico do músculo VLO.

Nossos resultados mostraram haver diferenças significativas tanto na relação VMO:VLO quanto VMO:VLL entre os grupo Controle e SDFP ( $p = 0,014$ ) sendo que os valores foram maiores para o grupo Controle com apenas três exceções: na subida frontal a 45° na relação VMO:VLO e na subida posterior a 45° nas relações VMO:VLO e VMO:VLL (Tabela 11).

Além disso, a relação VMO:VLL no *step* a 75°, em ambos os grupos e em todas os exercícios analisados, foi significativamente maior ( $p = 0,000$ ) do que a relação VMO:VLO (Tabela 11).

**Tabela 11:** Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO:VLO e VMO:VLL nos exercícios de *step* frontal: subida (SFS) e descida (SFD) e posterior: subida (SPS) e descida (SPD) nos ângulos de 45° e 75° - Grupo Controle (n=15) e Grupo SDFP (n=12).

Exercícios	Grupo Controle*		Grupo SDFP		
	VMO:VLO	VMO:VLL	VMO:VLO	VMO:VLL	
45 Graus	SFS	1,33 (± 0,28)	1,34 (± 0,20)	1,34 (± 0,39)	1,29 (± 0,15)
	SFD	1,25 (± 0,28)	1,31 (± 0,33)	1,23 (± 0,28)	1,25 (± 0,20)
	SPS	1,21 (± 0,16)	1,24 (± 0,17)	1,25 (± 0,26)	1,34 (± 0,19)
	SPD	1,24 (± 0,29)	1,25 (± 0,31)	1,12 (± 0,16)	1,11 (± 0,10)
75 Graus	SFS	1,14 (± 0,13)	1,30 (± 0,15)**	1,11 (± 0,18)	1,18 (± 0,07)**
	SFD	1,06 (± 0,07)	1,23 (± 0,20)**	1,00 (± 0,13)	1,14 (± 0,13)**
	SPS	1,06 (± 0,08)	1,25 (± 0,16)**	1,06 (± 0,17)	1,20 (± 0,14)**
	SPD	1,10 (± 0,09)	1,18 (± 0,16)**	1,00 (± 0,13)	1,10 (± 0,11)**

\* Diferença significativa (p = 0,014) em relação ao Grupo SDFP

\*\* Diferença significativa (p = 0,000) para a relação VMO:VLO dentro do mesmo grupo.

Quando analisados os fatores grupo X *step* X modalidade de *step* X músculos, houve interação somente entre *Step* (45° e 75°) X Músculo (p = 0,004) como será descrito a seguir.

### Relação VMO/VLO

Na comparação entre os *steps* de 45° e 75°, a relação VMO:VLO foi significativamente maior no *step* a 45° quando comparado ao *step* a 75° (p= 0,000) em todos os exercícios nos dois grupos (Tabelas 12 e 13).

A relação VMO:VLO na subida frontal (SFS) foi significativamente maior do que na descida frontal (SFD) (p = 0,014), subida posterior (SPS) (p = 0,047) e na descida posterior (SPD) (p = 0,000) em cada uma das angulações estudadas e em ambos

os grupos. Não houve diferença significativa entre a descida frontal (SFD), subida posterior (SPS) ( $p=0,572$ ) e descida posterior (SPD) ( $p = 0,094$ ) em ambos os grupos (Tabelas 12 e 13).

No *step* a  $45^\circ$  no grupo Controle, o valor da relação VMO:VLO na descida posterior (SPD) foi significativamente maior ( $p = 0,033$ ) que na subida posterior (SPS) (Tabela 12). Entretanto, no grupo SDFP ocorreu o inverso, com o valor da relação na subida posterior (SPS) maior do que na descida posterior (SPD) ( $p = 0,033$ ) (Tabela 13). No *step* a  $75^\circ$ , a relação VMO:VLO foi significativamente maior ( $p = 0,033$ ) na descida posterior (SPD) quando comparado à subida posterior (SPS) no grupo Controle (Tabela 12). Por outro lado, no grupo SDFP a relação VMO:VLO foi maior na subida posterior (SPS) quando comparado à descida posterior (SPD) ( $p = 0,033$ ).

**Tabela 12:** Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO:VLO nos exercícios de subida e descida do *step* frontal e posterior nos ângulos de  $45^\circ$  e  $75^\circ$  - Grupo Controle ( $n=15$ ).

Modalidade	$45^\circ$ ***		$75^\circ$	
	subida	descida	subida	descida
<b>Frontal</b>	1,33 ( $\pm 0,28$ )*	1,25 ( $\pm 0,28$ )	1,14 ( $\pm 0,13$ ) *	1,06 ( $\pm 0,07$ )
<b>Posterior</b>	1,21 ( $\pm 0,16$ )	1,24 ( $\pm 0,29$ )**	1,06 ( $\pm 0,08$ )	1,10 ( $\pm 0,09$ )**

\* Significativamente maior em relação à descida frontal ( $p=0,014$ ), subida posterior ( $p=0,047$ ) e descida posterior ( $p=0,000$ ).

\*\* Significativamente maior em relação à subida posterior ( $p= 0,033$ )

\*\*\* Significativamente maior ( $p = 0,000$ ) em relação ao *step* de  $75^\circ$ .

**Tabela 13:** Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO:VLO nos exercícios de subida e descida do *step* frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo SDFP (n=12).

Modalidade	45°***		75°	
	subida	descida	subida	descida
<b>Frontal</b>	1,34 (± 0,39) *	1,23 (± 0,28)	1,11 (± 0,18)*	1,00 (± 0,13)
<b>Posterior</b>	1,25 (± 0,26)**	1,12 (±0,26)	1,06 (± 0,17) **	1,00 (± 0,13)

\* Significativamente maior em relação à descida frontal (p=0,014), subida posterior (p=0,047) e descida posterior (p=0,000).

\*\* Significativamente maior em relação à descida posterior (p= 0,033)

\*\*\* Significativamente maior (p = 0,000) em relação ao *step* de 75°.

### Relação VMO/VLL

Quando comparados os *steps* de 45° e 75°, a relação VMO:VLL foi significativamente maior em todos os exercícios de *step* a 45° quando comparados ao 75° (p = 0,016) nos dois grupos estudados. No entanto, apenas no grupo Controle a relação VMO:VLL na subida posterior (SPS) foi significativamente maior a 75° do que a 45° (Tabelas 14 e 15).

Em relação às modalidades, houveram diferenças na relação VMO:VLL entre o SFS quando comparado ao SFD (p = 0,014), ao SPS (p = 0,047) e ao SPD (p = 0,000) tanto no *step* a 45° quanto a 75°. No grupo Controle a relação VMO:VLL sempre foi maior na subida frontal (SFS) nas duas angulações (Tabela 14). Por outro lado, no grupo SDFP, os valores da relação VMO:VLL foram maiores na subida posterior (SPS) do que nos demais exercícios nas duas angulações (Tabela 15). No entanto, não houve diferença significativa entre a descida frontal (SFD), a subida posterior (SPS) (p=0,572) e a descida posterior (SPD) (p = 0,094).

Já a SPS apresentou diferença quando comparado ao SPD (p = 0,033). No *step* a 45°, o valor da relação VMO:VLL foi significativamente maior na descida posterior (SPD) quando comparado à subida posterior (SPS) no grupo Controle (Tabela 14).

Entretanto no grupo SDFP a relação VMO:VLL foi maior na subida posterior (SPS) quando comparada a (SPD) (Tabela 15). No *step* a 75°, os valores da relação VMO:VLL foram maiores na subida posterior (SPS) do que na descida posterior (SPD) em ambos os grupos (Tabelas 14 e 15).

**Tabela 14:** Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO:VLL nos exercícios de subida e descida do *step* frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo Controle (n=15).

Modalidade	45°***		75°	
	subida	descida	subida	descida
<b>Frontal</b>	1,34 (± 0,20)*	1,31 (± 0,33)	1,30 (± 0,15)*	1,23 (± 0,20)
<b>Posterior</b>	1,24 (± 0,17)**	1,25 (± 0,31)	1,25 (± 0,16)**	1,18 (± 0,16)

\* Significativamente maior em relação à descida frontal (p=0,014), subida posterior (p=0,047) e descida posterior (p=0,000).

\*\* Diferença significativa em relação à descida posterior (p= 0,033)

\*\*\* Diferença significativa (p = 0,016) em relação ao *step* de 75°.

**Tabela 15:** Médias e desvios padrões dos valores da relação da atividade elétrica VMO:VLL nos exercícios de subida e descida do *step* frontal e posterior nos ângulos de 45° e 75° - Grupo SDFP (n=12).

Modalidade	45°***		75°	
	subida	descida	subida	descida
<b>Frontal</b>	1,29 (± 0,15) *	1,25 (± 0,20)	1,18 (± 0,07)*	1,14 (± 0,13)
<b>Posterior</b>	1,34 (± 0,19)**	1,11 (± 0,10)	1,20 (± 0,14)**	1,10 (± 0,11)

\* Diferença significativa em relação à descida frontal (p=0,014), subida posterior (p=0,047) e descida posterior (p=0,000).

\*\* Diferença significativa em relação à descida posterior (p= 0,033)

\*\*\* Diferença significativa (p = 0,016) em relação ao *step* de 75°.

## **5. DISCUSSÃO**

## 5. DISCUSSÃO

---

Primeiramente serão discutidos alguns aspectos metodológicos utilizados no presente estudo e posteriormente, os resultados obtidos.

### 5.1. Da Amostra

A amostra utilizada neste estudo foi composta de mulheres jovens, não praticantes de atividade física regular. Quando comparados por meio do teste *t-Student*, observou-se grande semelhança entre os grupos em relação à idade ( $p = 0,954$ ), peso ( $p = 0,138$ ) e altura ( $p = 0,467$ ).

Quanto à sintomatologia, todos os indivíduos do grupo SDFP apresentaram dor em pelo menos 3 atividades funcionais. A presença de dor durante a última semana, mensurada pela EVA revelou grandes diferenças entre os grupos com valor médio de 4,7 ( $\pm 2,2$ ) para o grupo SDFP enquanto que o grupo Controle apresentou nível zero, reforçando o quadro sintomático do grupo SDFP.

Do mesmo modo, os níveis de dor após a realização dos testes funcionais foram: para o agachamento = 2,7 ( $\pm 1,9$ ) no grupo SDFP e nível zero no grupo Controle, já no teste de *step* = 2,6 ( $\pm 1,6$ ) no grupo SDFP e zero para o grupo Controle. Assim, os níveis de dor reproduzidos no momento da avaliação física evidenciaram a homogeneidade do grupo SDFP bem como sua diferenciação perante o grupo controle.

A avaliação física detalhada realizada nos voluntários mostrou ser eficiente para excluir ou incluir voluntários na amostra bem como caracterizar melhor os grupos, isto pode ser observado na distribuição percentual dos sinais e sintomas apresentados pelos dois grupos. Sinais e sintomas como: torção tibial externa, hipermobilidade patelar, patela alta, dor a palpação das bordas patelares, teste de compressão, *tilt* patelar,

crepitação patelar e dor no arco de movimento 0-120°, são exemplos característicos importantes da SDFP e que apresentaram maiores diferenças entre os grupos de acordo com a avaliação física realizada.

Acredita-se assim, que os métodos empregados para seleção da amostra foram eficientes na caracterização e seleção dos voluntários de ambos os grupos.

## **5.2. Dos Procedimentos**

### **5.2.1. Fixação dos Eletrodos**

A localização da fixação dos eletrodos foi baseada em estudos eletromiográficos e anatômicos de HANTEN & SCHULIES, (1990) e LIEB & PERRY, (1968), para o músculo VMO e BEVILAQUA-GROSSO, (1996) e BEVILAQUA-GROSSO, (1998) para os músculos VLL e VLO.

O local de fixação foi confirmado solicitando-se do voluntário uma contração submáxima do quadríceps femoral como forma de localizar com precisão o ventre muscular. Este procedimento auxiliou a correta localização do ponto de fixação visto que as medidas sugeridas para cada músculo não levam em consideração pequenas variações anatômicas existentes entre os voluntários.

### **5.2.2. O Step**

De uma maneira geral os exercícios em CCF causam menor estresse femoropatelar e por isso são mais indicados no tratamento da SDFP (MCGINTY et al., 2000).

Com exceção do trabalho de CABRAL, (2001), não foram encontrados trabalhos que utilizaram *step* de altura regulável. Nos trabalhos consultados os autores fixaram a mesma altura de *step* para todos os voluntários (SOUZA & GROSS, 1991; CERNY,

1995; POWERS et al., 1996; MONTEIRO-PEDRO et al., 1997; COWAN et al., 2001A).

A padronização do ângulo de flexão do joelho por meio do ajuste da altura do *step* faz com que o exercício seja executado de maneira padronizada por todos os voluntários quanto ao grau de dificuldade, fornecendo condições mais favoráveis para a comparação entre os indivíduos e as modalidades de exercício.

A escolha dos ângulos de 45° e 75° se basearam no grau de dificuldade de cada angulação e intensidade do recrutamento muscular requerida para a realização dos exercícios.

À 45° de flexão a articulação femoropatelar apresenta grande estabilidade com grande congruência da patela no sulco troclear, nesta posição a superfície intermédia da patela entra em contato com os côndilos femorais (MANSKE & DAVIES, 2003). Nesta angulação o estresse femoropatelar é mais baixo.

No *step* a 75°, tanto a força de reação femoropatelar quanto o estresse na articulação aumentam (TANG et al., 2001), a congruência da patela no sulco troclear diminui e a área de contato patelar desloca-se proximalmente (MANSKE & DAVIES, 2003).

Visto isso, padronizou-se realizar primeiro os exercícios no *step* mais baixo para que os níveis de ativação bem como a sobrecarga na articulação do joelho fossem crescentes proporcionando condições de comparação entre os sujeitos.

### **5.3. Do Tratamento do Sinal Elétrico**

O algoritmo utilizado nesta pesquisa para a determinação do tempo de início de ativação foi idêntico ao utilizado em trabalhos prévios (COWAN et al, 2000; COWAN et al, 2001a; HINMAN et al, 2002), que por sua vez foram elaborados a partir do estudo

de DiFABIO, (1987) que demonstrou maior confiabilidade deste método quando comparado a outros algoritmos. Além disso, o cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória foi realizado como preconizado por WINTER, (1990) e utilizado por outros autores (TASKIRAN et al., 1998; ZAKARIA et al., 1997). Este método é recomendado quando se estuda atividades dinâmicas (SENIAM, 1999). O processo de normalização foi baseado em trabalhos que analisaram a envoltória do sinal elétrico tratado (YANG & WINTER, 1984; WINTER, 1984; Mc FADYEN & WINTER, 1988; MACINTYRE & ROBERTSON, 1992).

## **5.4. Dos Resultados**

### **5.4.1. Tempo de início da ativação elétrica**

Nossos resultados mostraram haver diferenças no padrão de recrutamento muscular entre o grupo Controle e o portador da SDFP. No grupo Controle o músculo VMO foi ativado antes em relação aos músculos VLL e VLO tanto no exercício subida no *step* frontal e posterior. Por outro lado, no grupo SDFP, o músculo VMO foi o último a ser ativado.

Em relação aos músculos VMO e VLL, nossos resultados, apesar das diferenças metodológicas, estão de acordo com VOIGHT & WIEDER (1991) e WITROUW et al. (1996), que estudando o reflexo patelar, relataram uma ativação adiantada do músculo VMO em relação ao VL em indivíduos normais, enquanto que os indivíduos portadores de disfunção do mecanismo extensor apresentaram padrão inverso de ativação, com o músculo VL sendo ativado antes do que o VMO. Para os autores de ambos os trabalhos, esta inversão na ativação entre os músculos VMO e VL nos diferentes grupos reflete um possível distúrbio do mecanismo fisiológico de controle motor. Este mecanismo, chamado de *feed-forward*, é descrito na literatura como um dos responsáveis pela estabilidade patelar (VOIGHT & WIEDER, 1991; WITROUW et al., 1996; COWAN et

al., 2001a; COWAN et al., 2002a; COWAN et al, 2003) e estabelece que, em condições normais, o sistema nervoso central (SNC) é capaz de prever situações que irão causar instabilidade patelar e, antes que ocorram, é desencadeada uma reação postural que consiste em ativação antecipada dos músculos estabilizadores da patela guiando-a no sulco troclear. Este mecanismo ocorre em situações dinâmicas, sendo dependente de experiências anteriores vivenciadas pelo indivíduo e de acordo com alguns autores, pode ser treinado (COWAN et al, 2002b; COWAN et al, 2003).

COWAN et al, (2001a), utilizando um algoritmo idêntico ao de nosso estudo, mostraram ativação antecipada do músculo VL em relação ao músculo VMO nos indivíduos portadores de SDFP durante exercícios de subida e descida de um *step* de 20 cm de altura, resultado que concorda com nossos achados. Os autores relataram, entretanto, ativação simultânea desses músculos no grupo Controle, diferentemente de nossos resultados que mostraram que nos indivíduos controle houve ativação antecipada do músculo VMO. Resultados idênticos aos de COWAN et al, (2001a) foram encontrados por COWAN et al, (2001b) e COWAN et al, (2002a), que estudaram o recrutamento muscular durante tarefas posturais de permanecer sobre os calcanhares e na ponta dos pés. Os autores concluíram que em indivíduos normais, a ativação dos músculos VMO e VL ocorreu de maneira simultânea enquanto que nos portadores de SDFP, o músculo VL ativou antes do VMO. Importante salientar que nossos resultados discordam com trabalhos envolvendo atividades funcionais em relação ao recrutamento muscular apenas em indivíduos saudáveis. Desse modo, de acordo com nossos resultados, parece existir um mecanismo de pré-ativação do músculo VMO nos indivíduos normais. Este mecanismo parece estar relacionado com o controle normal da patela sendo importante para a manutenção da estabilidade patelar durante exercícios realizados no *step*.

Entretanto, nossos resultados não concordam com POWERS et al, (1996), que não encontraram diferenças no tempo de ativação dos músculos VMO e VL na subida de um *step* de 15 cm de altura tanto em indivíduos sadios quanto portadores de SDFP, contudo, estes autores consideraram o início de ativação quando a atividade elétrica ultrapassava 5% da atividade na CIVM. KARST & WILLETT, (1995), utilizaram um *step* de 8cm de altura e também não observaram diferenças entre o tempo de início de ativação dos músculos VMO e VL, tanto em indivíduos sadios quanto portadores de SDFP. Os autores não descrevem o algoritmo utilizado no estudo, mas sugerem que a SDFP pode não estar relacionada com o padrão temporal de recrutamento muscular. Resultados idênticos foram encontrados por HINMAN et al., (2002b), que utilizando um *step* de 15 cm de altura, não observaram diferenças no tempo de ativação dos músculos VMO e VL quando comparados indivíduos sadios e portadores de osteoartrite no joelho. Os resultados destes dois estudos não são confirmados pelos resultados de nosso trabalho. Nossos achados também não estão de acordo com GILLEARD et al, (1998), que não observaram diferenças no recrutamento dos músculos VMO e VL durante subida e descida de um *step* de 20 cm de altura em indivíduos com SDFP. Um dado importante, ainda que não reproduzido por nós, é que ao aplicar *taping* patelar, estes mesmos indivíduos passaram a apresentar ativação adiantada do músculo VMO em relação ao VL. Esta mudança indica que a ordem de recrutamento muscular pode ser alterada em determinadas condições.

Algumas diferenças metodológicas entre nosso estudo e os previamente citados podem ter influenciado na diferença dos resultados. Ainda que tenham sido utilizados algoritmos semelhantes, o fato de termos controlado o ângulo de flexão do joelho por meio do ajuste da altura do *step* pode ter sido um dos fatores para os resultados parcialmente conflitantes.

A comparação de nossos resultados em relação ao músculo VLO torna-se difícil já que o único trabalho envolvendo o recrutamento deste músculo foi o de MORRISH & WOLEDGE, (1997) que realizaram um estudo com indivíduos sadios utilizando CIVM máxima em CCA. Os autores concluíram que os músculos VMO e VLO possuem uma ativação simultânea no controle patelar, porém sua metodologia na identificação do tempo de início de ativação foi realizada visualmente e com parâmetros não citados. O fato de não existirem trabalhos na literatura sobre a inervação do músculo VLO, tanto aferente quanto eferente, também dificulta a discussão de nossos resultados quanto ao recrutamento deste músculo em relação aos demais músculos estudados. Entretanto, nossos resultados sugerem que o VLO possui um padrão de recrutamento similar ao músculo VLL e ainda, que estes dois músculos agem sinergicamente na lateralização da patela, sendo antagonistas primários do músculo VMO.

Na literatura, com exceção do trabalho de NEPTUNE et al, (2000), não há referências sobre os efeitos do atraso na ativação muscular nas forças laterais que agem sobre a patela. Segundo o estudo experimental de NEPTUNE et al, (2000), um atraso de apenas 5ms na ativação do VMO em relação ao VL pode resultar em aumento de até 26% na carga lateral da patela. Segundo COWAN et al. (2000), considerando uma população sadia, somente uma diferença maior que 12,20 ms entre a ativação dos VMO e VL pode ser considerada significativa durante a subida em um *step* de 20cm de altura. No presente estudo, porém, utilizamos os critérios de estudos clínicos (COWAN et al, 2001a; HINMAN et al, 2002b), considerando o tempo de 10ms como parâmetro para classificar se a contração do músculo VMO estava adiantada, atrasada ou simultânea em relação aos músculos VLO e VLL.

Um aspecto importante de nossos resultados foi que no grupo Controle, houve uma menor variabilidade entre os sujeitos enquanto que no grupo SDFP a variabilidade

foi maior tanto para o tempo relativo VMO-VLO quanto para VMO-VLL nas atividades de subida posterior e frontal do *step*.

No grupo Controle houve predominância da ativação antecipada do músculo VMO nos dois exercícios, tanto para o músculo VLO (80% frontal e 93,35% posterior) quanto para o músculo VLL (80% frontal e 73,35% posterior) confirmando o mecanismo proposto por WITROUW et al. (1996) e VOIGHT & WIEDER (1991). No entanto, dentro do grupo Controle pôde ser observado que alguns indivíduos apresentaram ativação atrasada do músculo VMO em relação ao músculo VLL (6,65% frontal e 6,65% posterior) e apenas no *step* frontal em relação ao músculo VLO (13,35%). Este comportamento pode indicar que estes indivíduos estão propensos a desenvolver os sintomas da SDFP futuramente COWAN et al, (2001a).

No grupo SDFP, ocorreu predominância de uma ativação simultânea (41,65% frontal e 75% posterior) ou mesmo atrasada (50% frontal e 16,65% posterior) por parte do músculo VMO em relação ao músculo VLO. Do mesmo modo, em relação ao músculo VLL, houve predomínio da ativação simultânea (50% anterior e 50% posterior) e também atrasada (33,35% frontal e 33,35% posterior) por parte do músculo VMO. Entretanto, foram observados em alguns indivíduos do grupo SDFP em que o músculo VMO foi ativado antes em relação ao músculo VLO (8,35% frontal e 8,35% posterior) e VLL (16,65% frontal e 16,65% posterior). Este comportamento pode ser explicado pela natureza multifatorial da SDFP, isto é, estes indivíduos podem ter desenvolvido a síndrome a partir de outros fatores etiológicos, tais como: biomecânicos, anatômicos ou mesmo desequilíbrios na atividade elétrica em relação à amplitude de ativação.

Desse modo, sugere-se que existam subgrupos de indivíduos portadores da SDFP de acordo com a origem etiológica como proposto por COWAN et al., (2001a). A

identificação destes subgrupos é importante na escolha do programa de tratamento a ser aplicado.

Uma vez identificadas alterações do controle motor, poucos trabalhos relatam procedimentos que podem ser adotados quanto ao tratamento clínico na tentativa de restabelecer padrões de normalidade. Entretanto, existem controvérsias quanto à capacidade de treinamento do controle motor, enquanto WITVROUW et al., (2003) afirmaram que o padrão de recrutamento não pode ser modificado por meio de programas de treinamento, COWAN et al., (2002b) e COWAN et al., (2003) relataram ser possível à modificação no padrão de ativação após programas específicos de treinamento. STENSDOTTER et al., (2003), testaram o exercício de extensão isométrica do joelho a 30° em CCA e CCF em 10 indivíduos saudáveis, seus resultados sugerem que o padrão de recrutamento pode ser exercício-dependente já que em CCA o VMO foi o último músculo a ser ativado, enquanto que em CCF este músculo ativou antes.

Finalizando, os mecanismos responsáveis pelas diferenças no recrutamento muscular ainda não estão bem estabelecidos. O que está fortemente sugerido com nossos resultados é que as diferenças no controle motor existem e fazem parte do grupo de fatores etiológicos da SDFP.

#### **5.4.2. Relação da Atividade EMG**

A relação entre os valores da integral da envoltória (VMO:VLO e VMO:VLL) foi investigada no presente estudo como forma indireta da avaliação das forças que agem sobre a patela nos exercícios realizados no *step*. Considerou-se assim, que os valores obtidos são representações quantitativas de como os grupos musculares medial e

lateral são recrutados na tarefa específica de *step* nos indivíduos saudáveis e portadores de SDFP.

### ***Análise Intergrupos***

Nossos resultados mostraram que a relação entre os músculos estudados foi significativamente diferente entre os grupos Controle e SDFP ( $p = 0,014$ ).

Predominantemente, a relação VMO:VLO e VMO:VLL foi maior no grupo Controle quando comparado ao grupo SDFP nos exercícios realizados no *step*. Porém, na subida frontal a 45° (VMO:VLO) e na subida posterior a 45° (VMO:VLL e VMO:VLO), o grupo SDFP apresentou valores maiores na relação muscular quando comparado ao grupo Controle. Estes resultados sugerem, portanto, que a SDFP pode estar relacionada com uma diminuição da atividade elétrica do músculo VMO ou ativação aumentada dos músculos VLO e VLL. Desse modo, parece existir um desequilíbrio entre a atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela nos portadores de SDFP.

Nossos resultados não estão de acordo com SHEEHY et al, (1998), que não observaram diferenças na relação dos picos de atividade VMO:VL entre indivíduos saudáveis e portadores de SDFP nos exercícios de subida e descida de um *step* de 17,8cm de altura. Segundo estes autores, o que houve foi uma tendência de valores mais baixos para o grupo SDFP, porém, não confirmada pela análise estatística. Resultados similares ao de SHEEHY et al, (1998), foram observados por CERNY, (1995) que não encontrou diferença na relação VMO:VL entre indivíduos saudáveis e portadores de SDFP em uma série de exercícios em CCA e CCF incluindo descida de um *step* de 22,9cm. Os autores também apontam para uma tendência de os indivíduos do grupo SDFP apresentarem valores de relação mais baixos que indivíduos saudáveis.

Nossos resultados também não concordam com TASKIRAN et al, (1998). Estes autores estudaram a relação VMO:VL durante exercícios isométricos de extensão do joelho em CCF nas angulações de 0°, 15°, 30° e 45° em indivíduos saudáveis, portadores de dor femoropatelar e indivíduos com instabilidade femoropatelar sem sintomatologia dolorosa. Seus resultados mostraram que no ângulo de 45° não houve diferença na relação muscular entre os três grupos estudados ao contrário de nossos resultados. Da mesma forma, POWERS et al. (1996), também não observaram diferença na atividade elétrica entre os músculos VMO e VL quando compararam indivíduos saudáveis e portadores de SDFP durante exercícios de subida e descida de um *step* de 15 cm. Os autores observaram que a intensidade da ativação foi similar entre os dois grupos e concluíram que a SDFP pode não estar relacionada com diferenças na atividade elétrica dos músculos estudados.

Também em desacordo com os nossos resultados está o trabalho de SOUZA & GROSS, (1991), que não observaram diferença na relação VMO:VL entre indivíduos saudáveis e portadores de SDFP durante exercícios em CCA e CCF, incluindo subida e descida de um *step* de 25,4cm de altura. Os autores normalizaram os dados pela CIVM, porém, no mesmo estudo, os autores repetiram a análise com os dados não normalizados e observaram que os indivíduos saudáveis apresentavam valores significativamente maiores do que o grupo SDFP.

Por outro lado, concordando com nossos resultados, diferenças na relação VMO:VL foram observadas por TANG et al., (2001), durante exercícios isocinéticos em CCA em que indivíduos portadores de SDFP apresentaram valores da relação menores que os indivíduos saudáveis durante o arco de movimento de 0° a 90°. No mesmo estudo, entretanto, não foram encontradas diferenças na relação VMO:VL entre os grupos durante exercícios de agachamento.

As diferenças entre os resultados de nosso estudo e os encontrados na literatura podem ser provenientes das diferentes metodologias utilizadas. O fato de termos controlado a altura do *step* e conseqüentemente o ângulo de flexão do joelho pode ter contribuído para os resultados conflitantes. Além disso, outros fatores como os critérios para a seleção da amostra, podem ter influenciado na diferença dos resultados.

#### ***Atividade Elétrica nas Diferentes Angulações do Joelho***

Nossos resultados mostraram que houve diferença significativa ( $p = 0,004$ ) na relação muscular entre o *step* de 45° e 75°. Nos dois grupos, os valores na relação VMO:VLO e VMO:VLL foram maiores no *step* a 45°, com exceção no SPS, em que no grupo Controle o valor foi maior no *step* a 75°, ainda assim, somente para a relação VMO:VLL. Esses resultados sugerem que os exercícios no *step* a 45° recrutam de maneira mais acentuada o músculo VMO em relação aos músculos VLO e VLL. Assim, esta altura de *step* pode aumentar a “vantagem” do músculo VMO em relação aos seus antagonistas laterais.

Considerando que a base do tratamento conservador é o fortalecimento do músculo VMO (MCGINTY et al., 2000 e FULKERSON, 2002) e que neste ângulo de flexão do joelho a patela possui maior estabilidade, os exercícios de *step* a 45° estariam indicados no tratamento de indivíduos portadores de SDFP, pois recrutam de maneira seletiva o músculo VMO.

Os valores de relação encontrados em nosso estudo foram discretamente maiores que os encontrados por TASKIRAN et al., (1998) no ângulo de 45° para contrações concêntricas em cadeia cinética fechada, enquanto que nossos resultados mostraram valores entre 1,2 e 1,3, os autores acima citados encontraram valores em torno de 1,1 tanto para indivíduos sadios quanto portadores de SDFP.

Nossos resultados não concordam com TANG et al., (2001) que estudaram exercícios de agachamento na fase excêntrica e concêntrica em indivíduos normais e portadores de SDFP, seus resultados mostraram uma tendência de valores de relação VMO:VL maiores a 75° de flexão do joelho quando comparado ao ângulo de 45°. Além disso, os autores encontraram valores menores que 1 durante as duas fases do agachamento, indicando que a atividade elétrica do músculo VL foi maior que do músculo VMO, o que não é confirmado por nossos resultados.

#### ***Relação VMO:VLO X VMO:VLL***

Nossos resultados mostraram que durante a realização dos exercícios no *step* a 45°, não houve diferença entre a relação VMO:VLO quando comparado à relação VMO:VLL, sugerindo um equilíbrio entre a atividade dos músculos VLO e VLL. Entretanto nos exercícios no *step* a 75° os valores da relação VMO:VLO foram significativamente menores do que os valores da relação VMO:VLL. Desse modo, durante a realização dos exercícios no *step* a 75°, o músculo VLO parece ter sido seletivamente ativado em comparação ao músculo VLL. Estes resultados concordam com CABRAL, (2001) que observou maior atividade do músculo VMO seguido do VLO e por fim, menos ativo, o músculo VLL durante exercícios de subida e descida no *step* lateral, frontal e posterior no *step* a 75°.

Observando os valores encontrados em nosso estudo sugere-se que estas diferenças são devidas a uma menor ativação do VLO no *step* a 75°, já que a relação VMO:VLL permaneceu em níveis semelhantes nas duas angulações do joelho, enquanto que a relação VMO:VLO apresentou valores bem menores a 75° quando comparados ao *step* de 45°.

Este comportamento na ativação muscular observado no *step* a 75°, favorecendo a ativação mais intensa do músculo VLO, pode aumentar as forças laterais que agem sobre a patela. Assim, os exercícios no *step* realizados nesta angulação de joelho estão contra-indicados aos portadores de SDFP, uma vez que a base do tratamento conservador da SDFP é proporcionar estabilidade articular por meio de exercícios que favoreçam a ativação da musculatura medial da patela.

#### ***Efeito das Diferentes Modalidades de Step***

Independentemente da modalidade de *step* realizada, nossos resultados mostraram que a atividade elétrica do músculo VMO sempre foi maior do que dos músculos VLO e VLL. Estes resultados estão de acordo com CABRAL, (2001) que estudou indivíduos portadores de SDFP e também observou que todas as modalidades estudadas promoveram maior amplitude de atividade no músculo VMO quando comparados aos músculos VLO e VLL.

Nossos resultados mostraram também que houve diferenças entre as modalidades de *step* estudadas. Os maiores valores de relação muscular foram encontrados durante os exercícios de subida frontal no *step* em ambos os grupos. Porém no grupo SDFP, a relação VMO:VLL foi maior na subida posterior nas duas angulações de joelho. Resultados similares foram descritos por CABRAL, (2001) que também observou maior atividade do músculo VMO sobre o VLL e VLO durante exercícios no *step* posterior quando comparado ao *step* frontal em indivíduos portadores de SDFP. POWERS et al. (1996) e SHEEHY et al. (1998) também verificaram maior intensidade na atividade elétrica do músculo VMO durante atividades concêntricas, isto é, durante exercícios de subida no *step*.

Segundo SHEEHY et al. (1998), o fato de o músculo VMO ser menos ativado durante a descida do *step* pode explicar o fato dos pacientes referirem maior dor neste tipo de exercício. Esta afirmação é suportada por nossos resultados, que também mostraram valores de relação muscular maiores durante exercícios de subida no *step* quando comparados aos exercícios de descida principalmente no grupo SDFP.

Desse modo os exercícios de subida no *step*, tanto frontal quanto posterior seriam mais indicados no tratamento da SDFP, pois ativam o músculo VMO com maior seletividade quando comparado aos exercícios de descida no grupo SDFP em ambas as alturas de *step* estudadas.

### **5.5. Encaminhamentos futuros**

Os resultados deste trabalho mostraram diferenças no comportamento temporal entre os indivíduos do grupo Controle e portadores de SDFP. Também foram observadas diferenças na amplitude do sinal EMG nas diferentes alturas e modalidades de *step* utilizados, sugerindo que existem algumas combinações de exercícios que podem ser usadas no tratamento da SDFP. Sugere-se assim, trabalhos futuros que possam aplicar programas de exercício utilizando as combinações mais favoráveis para o fortalecimento do músculo VMO com o propósito de avaliar a efetividade e os benefícios destes exercícios. Quanto à diferença no tempo de ativação, seguindo a linha de alguns trabalhos que indicam a possibilidade de mudanças no padrão de recrutamento muscular, sugere-se a utilização de recursos como o *biofeedback* ou mesmo programas de exercícios com o objetivo de modificar os padrões existentes.

## **6. CONCLUSÕES**

## 6. CONCLUSÕES

---

De acordo com os resultados obtidos nas condições experimentais utilizadas podemos concluir que:

- O músculo VMO apresentou ativação significativamente adiantada no grupo Controle em relação aos músculos VLL e VLO no exercício de subida frontal e posterior do *step* à 75°. Por outro lado, nos indivíduos portadores de SDFP o músculo VMO ativou depois ou mesmo simultaneamente aos músculos VLL e VLO. Estes dados sugerem que os indivíduos portadores de SDFP apresentam um desequilíbrio no tempo de ativação entre os músculos estabilizadores da patela.
- Os músculos VLO e VLL apresentaram ativação similar em relação ao tempo de início de ativação, sugerindo que estes músculos poderiam agir simultaneamente em oposição ao músculo VMO em ambos os grupos.
- O desequilíbrio no tempo de início de ativação é apenas um dos fatores relacionados a SDFP, já que alguns indivíduos deste grupo apresentaram ativação adiantada do músculo VMO, como observada nos indivíduos do grupo Controle.
- Do mesmo modo, alguns indivíduos do grupo Controle apresentaram comportamento na ordem de ativação muscular idêntico aos portadores de

SDFP, com o músculo VMO sendo ativado por último. Isto pode indicar uma pré-disposição destes indivíduos para desenvolver SDFP.

- A análise da amplitude do sinal revelou que, tanto a relação VMO:VLO quanto a relação VMO:VLL foram significativamente menores no grupo SDFP em quase a totalidade dos exercícios analisados. Estes resultados sugerem que a SDFP pode estar relacionada com a diminuição da atividade do VMO em relação aos músculos VLO e VLL.
- O ângulo de flexão do joelho influenciou significativamente no recrutamento muscular de ambos os grupos estudados em todos os exercícios analisados, uma vez que no *step* a 45° os valores da relação muscular foram significativamente maiores do que no *step* a 75°.
- Das alturas de *step* estudadas, o de 45° parece ser o mais indicado na reabilitação da SDFP, pois ativou mais intensamente o músculo VMO quando comparado ao *step* de 75°. A ativação mais acentuada deste músculo aumenta sua vantagem em relação aos seus antagonistas laterais.
- No *step* a 75°, a relação VMO/VLL foi significativamente maior do que a relação VMO/VLO, sugerindo que o músculo VLO poderia ser recrutado com maior intensidade sendo o principal antagonista do músculo VMO nesta angulação do joelho e, desse modo, cuidados devem ser tomados na indicação deste exercício aos portadores da SDFP.

- As modalidades de subida anterior e posterior no *step* devem ser preferencialmente utilizadas já que favoreceram a ativação do músculo VMO diante de seus antagonistas laterais principalmente no grupo SDFP.

## **7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

1. BEVILAQUA-GROSSI, D., MONTEIRO-PEDRO, V., SOUZA, G.C., SILVA, Z., BÉZIN, F. Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the vastus lateralis muscle. **Braz. J. Morphol. Sci.** 21 (1): 47-52, 2004.
2. BEVILAQUA-GROSSI, D.; MONTEIRO-PEDRO, V.; BÉZIN, F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. **Acta Ortop. Bras.** 12 (2): 99-104, 2004.
3. BEVILAQUA-GROSSO, D. **Análise funcional dos estabilizadores da patela – estudo eletromiográfico.** Tese (Doutorado – Área de Anatomia), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas, 1998.
4. BEVILAQUA-GROSSO, D. **Músculo vasto lateral oblíquo: correlações anatomo-clínicas.** Tese (Mestrado – Curso de Pós Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental - Área de Anatomia), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas, 1996.
5. BOSE, K.; KANAGASUNTHERUM, R.; OSMAN, M. Vastus medialis obliquus: An anatomical and physiologic study. **Orthopedics.** 3: 880-883, 1980.
6. BOUCHER, J.P. et al. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. **Am. J. Sports Med.** 20 (5): 527-532, 1992.
7. BRECHTER, J.H.; POWERS, C.M. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait and Posture.** 16:115-123, 2002.
8. BURDEN, A.M.; TREW, M.; BALZOPoulos, V. Normalisation of gait EMGs: A re-examination. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 13: 519-532, 2003.

9. CABRAL, C.M.N. **Efeito dos exercícios em cadeia cinética fechada realizados no *step* na atividade elétrica dos componentes medial e lateral do músculo quadríceps femoral.** Dissertação (Mestrado em Fisioterapia), Universidade Federal de São Carlos, 2001.
10. CABRAL, C.M.N.; MONTEIRO-PEDRO, V. Recuperação funcional de indivíduos com disfunção fêmoro-patelar por meio de exercícios em cadeia cinética fechada: Revisão da literatura. **Rev. Bras. Fisioter.** 7 (1): 1-8, 2003.
11. CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys. Ther.**, 75 (8): 672-83, 1995.
12. COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W. The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquus and vastus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task. **Phys. Ther. Sport**, 1: 129-36, 2000.
13. COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; CROSSLEY, K.M.; HODGES, P.W.; MCCONNELL, J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. **Med. Sci. Sports Exerc.**, 34(12): 1879-1885, 2002B.
14. COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W.; CORSSLEY, 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: 183-89, 2001A.
15. COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W.; CROSSLEY, K.M.; MCCONNELL, J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. **J. Orthop. Res.** 21(3): 553-558, 2003.

16. COWAN, S.M.; HODGES, P.W.; BENNELL, K.L. Anticipatory activity of vastus lateralis and vastus medialis obliquus occurs simultaneously in voluntary heel and toe raises. **Phys. Ther. Sport.** 2: 71-79, 2001B.
17. 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: 989-95, 2002A.
18. CROSSLEY, K.M.; COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; MCCONNELL, J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. **J. Orthop. Res.** 22: 267-274, 2004.
19. CSINTALAN, R.P.; SCHULZ, M.M.; WOO, J.; MCMAHON, P.J.; LEE, T.Q. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. **Clin. Orthop. Relat. Research.** 402: 260-269, 2002.
20. DeLUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Applied Biomech.**, 13: 135-63, 1997.
21. DiFABIO, R.P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Phys. Ther.** 67(1): 43-48, 1987.
22. DOUCETTE, S.A.; GOBLE, M. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. **Am. J. Sports. Med.** 20: 434-440, 1992.
23. ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; WILK, K.E.; ANDREWS, J.R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med. Sci. Sports Exerc.** 30 (40): 556-569, 1998.
24. 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.

25. FULKERSON, J.P. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **Am. J. Sports. Med.** 30 (3): 447-456, 2002.
26. 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. **Phys. Ther.**, 78(1): 25-31, 1998.
27. GRABINER, M.D.; KOH, T.J.; DRAGANICH, L.F. Neuromechanics of the patellofemoral joint. **Med. Sci. Sports Exerc.** 26 (1): 10-21, 1994.
28. 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.
29. HANTEN, W.P.; SCHULTIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Phys. Ther.** 70 (9): 561-565, 1990.
30. HILYARD, A. Recent developments in the management of patellofemoral pain: The McConnell Programme. **Physiotherapy.** 76 (9): 559-565, 1990.
31. 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, 2002A.
32. HINMAN, R.S.; BENNELL, K.L.; METCALF, B.R.; CROSSLEY, K.M. Temporal activity of vastus medialis obliquus and vastus lateralis symptomatic knee osteoarthritis. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.** 81(9): 684-690, 2002B.
33. HINMAN, R.S.; COWAN, S.M.; CROSSLEY, K.M.; BENNELL, K.L. Age-related changes in electromyographic quadriceps activity during stair descent. **J. Orthop. Res.** 23 (2):322-326, 2005.

34. INSALL, J. Chondromalacia patellae: patellar malalignment syndrome. **Orthop. Clin. N. Am.** 10:117-127, 1979.
35. IRELAND, M.L.; WILLSON, J.D.; BALLANTYNE, B.T.; DAVIS, I.M. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 33:671-676, 2003.
36. JAVADPOUR, U.M.; FINEGAN, J.P.; O'BRIEN, M. The anatomy of the extensor mechanism and its clinical significance. **Clin. J. Sports Med.** 14:229-235, 1991.
37. JUHN, M.S. Patellofemoral Pain Syndrome: A review and guidelines for treatment. **Am. Fam. Physician.** 60:212-222, 1999.
38. KARST, G.M.; WILLETT, G.M. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Phys. Ther.**, 75(9): 813-23, 1995.
39. 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.
40. 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. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 27 (3): 197-204, 1998.
41. LARSON, R.L. Subluxation-dislocation of the patella. In: Kennedy, J.C. (ed). The injured adolescent knee, p161-204, **Baltimore: Williams & Wilkins**, 1979.
42. LEE, T.Q.; MORRIS, G.; CSINTALAN, R.P. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 33: 686-693, 2003.

43. LIEB, F.J. & PERRY, J. Quadriceps functions: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. **J. Bone Joint Surg.**, 53 A: 1535-1548, 1968.
44. LOUDON, J.K.; WIESNER, D.; GOIST-FOLEY, H.L.; ASJES, C.; LOUDON, K.L. Intrarater reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. **J. Athletic Train.** 37 (3): 256-261, 2002.
45. MACINTYRE, D.L.; ROBERTSON, D.G.E. Quadriceps muscle activity in women runners with and without patellofemoral pain syndrome. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, 73: 10-14, 1992.
46. MAGEE, D.J. **Avaliação Musculoesquelética**, 3 ed., Barueri: Manole, 2002. ISBN 85-204-1279-3.
47. 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 Reviews in Phys. Rehabil. Med.** 15(2): 141-166, 2003.
48. MCCONNELL, J. The management of chondromalacia patellae: a long-term solution. **Aust. J. Physioth.** 32: 215-223, 1986.
49. MCFADYEN, B.J.; WINTER, D.A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. **J. Biomech.** 21 (9): 733-744, 1988.
50. MCGINTY, G.; IRRGANG, J.J.; PEZZULLO, D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. **Clin. Biomech.** 15: 160-166, 2000.
51. MONTEIRO-PEDRO, V.; VIITI, M.; BÉRZIN, F.; BEVILAQUA-GROSSO, D. Electromyographic activity of vastus medialis oblique muscle in step-up and step-down exercises. **Brazilian J. Morphol. Sci.**, 14(1): 19-23, 1997.
52. MORRISH, G.M; WOLWDGE, R.C. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. **Scand. J. Rehabil. Med.**, 29: 43-8, 1997.

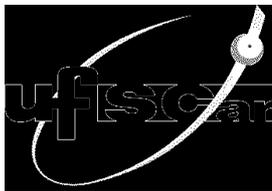
53. NEPTUNE, R.R.; WRIGTH, I.C.; VAN DEN BOGERT, A.J. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. **Clin. Biomech.** 15:611-618, 2000.
54. OWINGS, T.M. & GRABINER M.D. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles is disrupted during eccentric contractions subjects with patellofemoral pain. **Am. J. Sports Med.** 30 (4): 483-487, 2002.
55. PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITS, T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.** São Paulo: Manole, 1993. p. 183-223.
56. POST, W.R., Patellofemoral Pain: let the physical exam define treatment. **The Physician and Sportsmedicine.** 26 (1), 1998.
57. POWERS, C.M. Patellar Kinematics, Part I: The influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys. Ther.** 80 (10): 956-964, 2000.
58. POWERS, C.M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 33:639-646, 2003.
59. POWERS, C.M.; LANDEL, R.; PERRY, J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys. Ther.**, 76(9): 946-55, 1996.
60. 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. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 33:677-685, 2003.

61. SALSICH, G.B.; BRECHTER, J.H.; FARWELL, D.; POWERS, C.M. The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and vastus lateralis muscle activity during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. **J. Orthop. Sports. Phys. Ther.**, 32(1): 3-10, 2002.
62. SCHARF, W.; WEINSTBAL, R.; FIRBAS, W. Anatomische untrsuchungen am streckapparat des kniegelenks und ihre klinische relevanz. **Un Fall Chirurg.** 89 (10):456-463, 1986.
63. SENIAM – **European Recommendations for Surface Electromyography. Index 8**-Roessing Research and Development, ISBN 90-75452-15-2, 115p, 1999.
64. 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): 423-29, 1998.
65. 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 (4): 310-320, 1991.
66. STENSDOTTER, A.; HODGES, P.W.; MELLOR, R.; SUNDELIN, G.; HÄGER-ROSS, C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.** 35(12): 2043-2047, 2003.
67. TANG, S.F.T.; CHEN, C.; HSU, R.; CHOU, S.; HONG, W. LEW, H. L. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic study. **Arch. Prys. Med. Rehabil.** 82: 1441-1445, 2001.

68. TASKIRAN, E.; DINEDURGA, Z.; YAGIZ, A.; ULUDAG, B.; ERTEKIN, C.; LÖK, V. Effect of the vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. **Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.** 6: 173-180, 1998.
69. THOMEÉ, R.; AUGUSTSSON, J.; KARLSSON, J. Patellofemoral pain syndrome – A review of current issues. **Sports Med.**, 28(4): 245-62, 1999.
70. VÄÄNTÄINEN, U.; AIRAKSINEN, O.; JAROMA, H.; KIVIRANTA, I. Decreased torque and electromyographic activity in the extensor thigh muscles in chondromalacia patellae. **Int. J. Sports Med.** 16: 45-50, 1995.
71. 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. **Am J. Sports. Med.** 19 (2): 131-137, 1991.
72. WAY, M. Effects of a thermoplastic foot orthosis on patellofemoral pain in a collegiate athlete : a single subject design. **J. Orthop. Sports. Phys. Ther.** 29 (6): 331-338, 1999.
73. WEINSTABL, R.; SCHARF, W.; FIRBAS, W. The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. **Surg. Radiol. Anat.** 11: 17-22, 1989.
74. WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** 2<sup>o</sup> ed., John Wiley & Sons, Inc., 1990.
75. WINTER, D.A. Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 65: 393-398, 1984.
76. WISE, H.H.; FIEBERT, I.M.; KATES, J.L. EMG biofeedback as treatment for patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 6 (2): 95-103, 1984.

77. WITVROUW, E.; CAMBIER, D.; DANNEELS, L.; BELLEMANS, J.; WERNER, S.; ALMQVIST, F.; VERDONK, R. The effect of exercise regimens on reflex response time of the vasti muscles in patients with anterior knee pain: a prospective randomized intervention study. **Scand. J. Med. Sci. Sports** 13:251-258, 2003.
78. WITVROUW, E.; DANNEELS, L.; VAN TIGGELEN D.; WILLEMS , T.M.; CAMBIER, D. Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain – A 5-year prospective randomized study. **Am. J. Sports Med.** 32: 1122-1130, 2004.
79. WITVROUW, E.; SNEYERS, C.; LYSENS, R.; VICTOR, J.C. BELLEMANS, J. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 24(3): 160-165, 1996.
80. WOODALL, W.; WELSH, J. A biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. **J. Orthop. Sports. Phys. Ther.** 11 (11): 535-542, 1990.
81. YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 65:517-521, 1984.
82. ZAKARIA, D.; HARBURN, K.L.; KRAMER, J.F. Preferential activation of the vastus medialis oblique, vastus lateralis, and hip adductor muscles during isometric exercises in females. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.** 26 (1): 23-28, 1997.

## **8. APÊNDICE I**



Nº \_\_\_\_\_

## AVALIAÇÃO FÍSICA

Data de avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Examinador: \_\_\_\_\_

- Nome: \_\_\_\_\_
- Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_
- Idade: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_ kg Altura: \_\_\_\_\_ m
- Fumante: ( ) sim ( ) não
- Atividade Física: ( ) não Modalidade: \_\_\_\_\_  
( ) sim Frequência: \_\_\_\_\_
- Dominância: ( ) Esquerdo ( ) Direito

- H.P./H.A:

---

---

---

---

- Faz uso de algum medicamento? ( ) não ( ) sim. Qual? \_\_\_\_\_
- História de lesão ou trauma na articulação do joelho: ( ) não ( ) sim  
Qual? \_\_\_\_\_

- Presença de dor na articulação do joelho ou em alguma parte de corpo?  
( ) não ( ) sim Local: \_\_\_\_\_
- Presença de dor na articulação femoropatelar no último mês? (Cowan et al. 2001)  
( ) não ( ) sim Difusa ( ) Localizada ( )
- Dor femoropatelar: ( ) bilateral ( ) unilateral ( ) D ( ) E
- Presença de dor em atividades funcionais: (Cowan et al. 2002; Loudon et al, 2002)  
( ) Agachamento por tempo prolongado ( ) Permanecer muito tempo sentado  
( ) Subir ou descer escadas ( ) Contração isométrica do quadríceps  
( ) Ajoelhar-se ( ) Praticar esporte  
( ) Correr

- Dor femoropatelar na última semana: (Cowan et al. 2001)



- Dor no dia de hoje:



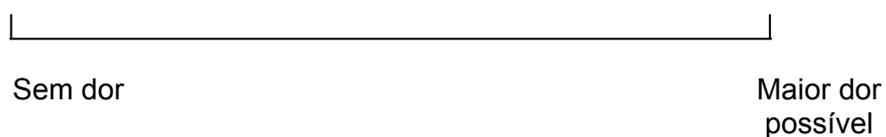
TESTES FUNCIONAIS – 30 s (Cowan et al, 2002 ; Loudon et al, 2002)

Agachamento bilateral 90°

ANTES:



DEPOIS:

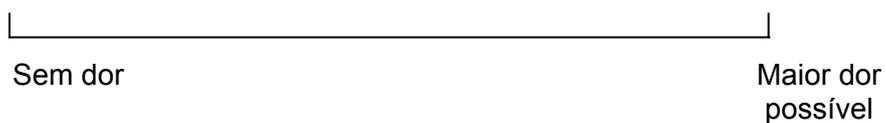


Descer Step de 25cm

ANTES:



DEPOIS:



**Avaliação Postural:****VISTA ANTERIOR:**

<b>Cabeça</b>	( ) Inclinação_____	( ) Rotação_____
<b>Ombros</b>	( ) Altura_____	
<b>Tronco</b>	( ) Inclinação_____	
<b>Pelve</b>	( ) Inclinação_____	
<b>Joelho</b>	( ) Valgo_____	( ) Varo_____
<b>Patela</b>	( ) Convergente_____	( ) Divergente_____
<b>Pés</b>	( ) Cavo_____	( ) Plano_____
<b>Dedos</b>	( ) Dedos em garra_____	( ) Dedos em extensão_____
<b>Hálux</b>	( ) Valgo_____	( ) Varo_____

---

**VISTA LATERAL:**

<b>Cabeça</b>	( ) Extensão_____	( ) Flexão_____
	( ) Protusão_____	( ) Retração_____
<b>Cervical</b>	( ) Retificação_____	( ) Hiperlordose_____
<b>Ombros</b>	( ) Protusão_____	( ) Rotação_____
<b>Tronco</b>	( ) Rotação_____	
<b>Torácica</b>	( ) Hipercifose_____	( ) Retificação_____
<b>Lombar</b>	( ) Hiperlordose_____	( ) Retificação_____
<b>Pelve</b>	( ) Anteroversão_____	( ) Retroversão_____ ( ) Rotação_____
<b>Joelho</b>	( ) Flexão_____	( ) Recurvatum_____
<b>Tornozelo</b>	( ) Aumento do ângulo tibiotático_____	

---

**VISTA POSTERIOR:**

**Escápula** ( ) Alada\_\_\_\_\_ ( ) Abduzida\_\_\_\_\_ ( ) Aduzida\_\_\_\_\_ ( ) Desvio\_\_\_\_\_

( ) Rotação Lat \_\_\_\_\_ ( ) Rotação Med. \_\_\_\_\_

**Escoliose** ( ) C. Concavidade ( ) S Concavidade Superior ( ) S Concavidade Inferior

**Joelho** ( ) Linha Poplítea 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 &amp; 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		

## **9. APÊNDICE II**



**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 /FAX: (16) 261-2081

**E-mail:** [vanessa@power.ufscar.br](mailto:vanessa@power.ufscar.br)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do projeto: “ANÁLISE TEMPORAL DA ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES MEDIAL E LATERAL DA PATELA NA ATIVIDADE DE SUBIR E DESCER UM *STEP* EM INDIVÍDUOS NORMAIS E PORTADORES DE DISFUNÇÃO FEMOROPATELAR”**

**Responsáveis:**

Profa. Dra. Vanessa Monteiro Pedro – Orientadora e Coordenadora do Projeto  
Coordenadora do LAIOT-UFSCar  
Ft. Flávio Pulzatto – Fisioterapeuta- aluno de Mestrado do Programa de Pós Graduação.

Eu, \_\_\_\_\_, RG- \_\_\_\_\_, 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) O objetivo desse trabalho é analisar o comportamento elétrico dos músculos estabilizadores dinâmicos da patela por meio de avaliação eletromiográfica com eletrodos ativos diferenciais simples de superfície dos músculos VMO, VLL e VLO.
- b) Inicialmente serei submetido a uma avaliação fisioterapêutica com enfoque nas articulações do quadril, joelho e tornozelo para determinar minha inclusão ou não na amostra experimental.
- c) Se selecionado, participarei da pesquisa que constará de avaliação eletromiográfica (EMG) não invasiva, durante a execução dos exercícios de subida e descida de um degrau (*step*).

d) Serei submetido também a um exame de raio X da articulação do joelho, em duas posições, uma com vista lateral e outra com vista axial, sendo que as despesas destes exames serão de responsabilidade dos pesquisadores. O exame será realizado no Centro de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de Misericórdia de São Carlos.

e) Os dados e imagens obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo e não poderão ser consultados por outras pessoas sem a minha autorização por escrito. Contudo, poderão ser utilizados para fins científicos (apresentação ou publicação), resguardando a minha privacidade.

f) 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.

g) 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 as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

São Carlos, \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

Voluntário N° \_\_\_\_\_

---

**Assinatura do voluntário**

---

Ft. Flávio Pulzatto  
Aluno de Mestrado PPG-Ft UFSCar

---

Profª. Dra. Vanessa Monteiro-Pedro  
Orientadora DFisio-UFSCar