DANILO SANTOS CATELLI

**ESTUDOS DE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS DO QUADRÍCEPS
EM PORTADORES DE SÍNDROME DOLOROSA
FEMOROPATELAR – SDFP**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. NERI ALVES

São Carlos
2010

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

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

C358e	<p>Catelli, Danilo Santos</p> <p>Estudos de contrações isométricas do quadríceps em portadores de Síndrome Dolorosa Femoropatelar - SDFP / Danilo Santos Catelli ; orientador Neri Alves. -- São Carlos, 2010.</p> <p>Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos, Instituto de Química de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2010.</p> <p>1. Biomecânica. 2. Síndrome Dolorosa Femoropatelar. 3. Eletromiografia. 4. Contrações isométricas. I. Título.</p>
-------	--

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

DANILO SANTOS CATELLI
MESTRADO EM CIÊNCIAS
ÁREA DE BIOENGENHARIA

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS
- GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA
EESC - FMRP - IQSC DA UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
CIÊNCIAS NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 03/09/10.

PROF. DR. NERI ALVES (ORIENTADOR)

Universidade Estadual Paulista "Júlio de
Mesquita Filho"

Resultado: Aprovado

Assinatura: [Assinatura]

PROF. DR. NIVALDO ANTONIO
PARIZZOTTO

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Resultado: APROVADO

Assinatura: [Assinatura]

PROF. DR. ULYSSES FERNANDES
ERVILHA

Universidade São Judas Tadeu - USJT

Resultado: APROVADO

Assinatura: [Assinatura]

Aos meus pais,

Pela educação, dedicação, exemplo e muito amor.

Sem vocês, eu não seria nada...

Amo os dois incondicionalmente!!

AGRADECIMENTOS

É sempre difícil pontuar agradecimentos de uma maneira escrita, muitas vezes um abraço bem apertado pode representar mais do que algumas linhas no início de um trabalho, mas vamos lá!

À Deus, que se mostrou sempre presente em minha vida, dando força nas horas de necessidade, sabedoria e paciência ao longo da vida. Cada dia me surpreende mais com o lindo caminho que ele me trilhou. Obrigado meu Deus!

Sabemos que pai, mãe e irmãos nós não escolhemos nessa vida, mas pode ter certeza, se eu tivesse a oportunidade de escolher, eram vocês mesmo que eu escolheria! Dar mais este passo em minha vida seria impossível sem o carinho, apoio e compreensão de vocês. Obrigado pelos esforços e sacrifícios para que mais essa etapa fosse concluída.

Como eu gostaria que todos tivessem a oportunidade de conhecer e poder trabalhar com essa pessoa fantástica, Neri, você foi muito mais que um orientador para mim. Encarou a “aventura” de aceitar um aluno que não conhecia, me acolheu como um pai em Presidente Prudente e sempre fez questão de encarar o mestrado não apenas como um trabalho, mas como um ensinamento para a vida! Pode ter certeza que aprendi muito com sua paciência, amizade, respeito e compreensão. Obrigado pela oportunidade.

Aos meus amigos, de São Paulo, São Carlos, Prudente e os outros perdidos pelo mundo... Como eu gostaria de citar o nome de cada um de vocês, mas como não posso gastar muitas páginas para fazer esse agradecimento, simplesmente saibam que vocês fazem os meus dias sempre mais felizes!!

Ray, obrigado por compartilhar cada instante dos meus dias, e ser cúmplice desse momento tão importante em minha vida!

Paulo, durante esse tempo, você compartilhou não apenas casa e trabalho comigo, mas os sentimentos, as saudades, os jogos de futebol, as mesas de sinuca, os episódios de Prison Break e House! Obrigado pela amizade e pelo apoio.

Às voluntárias que participaram deste estudo, sem vocês nada disso seria possível! Obrigado pela disposição, tempo e dedicação!

Aos professores Rubinho e Fábio, pelas sugestões e debates ao longo desse processo.

À FAPESP pela bolsa de pesquisa concedida para a realização desse projeto.

Obrigado a todos que direta ou indiretamente contribuíram para que este trabalho fosse finalizado. Valeu!!

*"Hay hombres que luchan un día y son buenos
Hay otros que luchan un año y son mejores
Hay quienes luchan muchos años y son muy buenos
Pero hay los que luchan toda la vida:
esos son los imprescindibles"*

Bertolt Brecht

CATELLI, D.S. **Estudos de contrações isométricas do quadríceps em portadores de Síndrome Dolorosa Femoropatelar – SDFP**. 2010. 100 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia (EESC/IQSC/FMRP), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

A Síndrome Dolorosa Femoropatelar (SDFP), possui etiologia multifatorial e acomete cerca de 7 a 15% da população, em sua maioria mulheres, jovens, adultas e ativas. Ela causa dor anterior ou retropatelar e é exacerbada durante gestos motores funcionais, tais como subir e descer escadas ou permanecer longos períodos de tempo sentado, agachado ou ajoelhado. Como a avaliação diagnóstica desta síndrome ainda é indireta, diversos mecanismos e metodologias buscam realizar uma classificação que diferencie os portadores de SDFP com relação aos assintomáticos. Deste modo, o objetivo desse trabalho é estudar as relações entre os sinais eletromiográficos (EMG) do músculo quadríceps em indivíduos com SDFP durante exercícios isométricos distintos (dissipativo e conservativo) em diferentes ângulos da articulação tíbiofemoral, e compará-los com os indivíduos sem SDFP. Foram analisadas a intensidade do sinal EMG (RMS), a frequência mediana (Fmed) e a frequência em 95% (F95) do espectro de potência dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) para as contrações isométricas dissipativa e conservativa. Participaram deste estudo 24 voluntários do sexo feminino (17 assintomáticos e 7 com SDFP) que realizaram 18 contrações nos ângulos de 90°, 60° e 20° de extensão de joelho, utilizando 30% da carga voluntária máxima. Eletrodos EMG foram posicionados nos referidos músculos para a coleta dos dados, os quais foram posteriormente tratados e processados, possibilitando a análises do sinal EMG nos domínio do tempo e da frequência. Os resultados indicam que o RMS do sinal EMG apresenta-se distinto entre as contrações isométricas para o grupo sintomático e evidenciam que não existe uma relação de intensidade de contração EMG de um músculo comparativamente ao outro quando se altera o gesto motor. A Fmed de VMO e VL podem ser utilizadas como ferramenta na detecção de SDFP, visto que atuam de maneira distinta entre os grupos. A F95 do músculo VMO comporta-se de um modo diferente entre os grupos, sendo que durante a contração isométrica dissipativa em 20° e 60°, seus valores em SDFP foram maiores do que no grupo Controle. Desta maneira, foi possível relatar que é possível diferenciar a SDFP, ou até mesmo detectá-la, utilizando parâmetros EMG de padrões diferentes de contrações isométricas.

Palavras chave: contrações isométricas, eletromiografia, Síndrome Dolorosa Femoropatelar, quadríceps.

CATELLI, D.S. **Study of quadriceps isometric contractions in subjects with patellofemoral pain – PFP.** 2010. 100 p. Dissertation (Master) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC/IQSC/FMRP), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

The Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) has a multifactorial etiology and affects approximately 7-15% of the population, mostly active young women. PFPS causes retropatellar pain, that is exacerbated during motor functional gestures, such as climbing stairs, sitting, squatting or kneeling for long periods of time. Since the diagnostic evaluation of this syndrome is still indirect, different mechanisms and methodologies seek to achieve a classification able to distinguish patients with PFPS from asymptomatic ones. Thus, the purpose of this study is to find the relationship between the electromyographic (EMG) signals of quadriceps in individuals with and without PFPS during isometric exercises (dissipative and conservative) at different angles of the tibiofemoral joint, to analyze the signal pattern of the control subjects and to compare with the SDFP group. We compared the root means square (RMS) of the EMG signal, median frequency (Fmed) and frequency in 95% of the power spectrum (F95) on the *vastus medialis oblique* (VMO), *vastus lateralis* (VL) and *rectus femoris* (RF) for dissipative and conservative contractions. 24 female volunteers participated in this study (17 asymptomatic patients and 7 with PFPS), who performed 18 contractions at angles of 90 °, 60 ° and 20 ° of knee extension, using 30% of the maximal voluntary contraction. EMG electrodes were placed on those muscles for data collection, which were further processed using AqDAnalysis software for selection of traits, and MatLab® for processing and analysis of the signal in time and frequency domain. The results indicate that the RMS of EMG signal presents differences among the isometric contractions for the symptomatic group and show that there is a relationship of contraction of a muscle compared to the other when it changes the motor gesture. The Fmed of VMO and VL can be used as a tool in the detection of PFPS, because it acts differently in each group. The F95 of the VMO muscle behaves differently between groups, and during the dissipative isometric contraction at 20 ° and 60 °, their values were higher in PFPS than in the control group. Thus, it was possible to report that it is possible to differentiate the PFPS, or even detect it using EMG parameters of different patterns of isometric contractions.

Key-words: isometric contractions, electromyography, Patellofemoral pain syndrome, quadriceps.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. (A) Esquema ilustrativo do exercício isométrico com contração muscular dissipativa, puxando um cabo; e, (B) com contração muscular conservativa, segurando um peso.	19
Figura 2. Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, adaptado de DeLuca (1997).	26
Figura 3. Valores da força muscular máxima normalizada, em função do ângulo articular do joelho. Curva média de 10 voluntários, adaptado de Ota (2006).	31
Figura 4. Curva força-velocidade para um músculo isolado (NORDIN e FRANKEL, 2001). ...	32
Figura 5. Modelo de aplicação de força dos músculos vasto medial oblíquo (F_{VMO}), vasto lateral (F_{VL}), reto femoral (F_{RF}) sobre a patela e a força de reação no tendão patelar (F_{TP}), durante extensão de joelho.	40
Figura 6. Condicionador de sinais utilizado para a integração dos sinais EMG e instrumentação, modelo EMG 1000-8-4I da marca Lynx.	50
Figura 7. Acima e a esquerda, esquema representativo da posição dos eletrodos sobre os músculos Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial Oblíquo (VMO), adaptado de Cifrek (2000). À direita, procedimento para detecção de um ponto motor por meio de eletroestimulação. Abaixo, posicionamento dos eletrodos nas porções musculares indicadas.	51
Figura 8. Acima, observamos o sistema integrado do eletrogoniômetro acoplado a cadeira extensora para monitoração da posição angular do joelho durante o movimento de flexão e extensão da perna durante o exercício de contração isométrica conservativa. Abaixo, é possível visualizar a célula de carga, fixa ao chão, utilizada para monitorar a força aplicada pelo sujeito durante o teste máximo e o exercício de contração isométrica dissipativa.	52
Figura 9. Ambiente MatLab® onde acima observamos o trecho de maior estabilidade do sinal de instrumentação (célula de carga), que determinou o trecho de 20.000 pontos a ser utilizado para as análises de EMG, conforme apresentado abaixo.	55
Figura 10. Ilustração do espectro de potência.	56
Figura 11. Ilustração da curva de SDF, demonstrando a densidade da curva espectral e os pontos de Fmed e F95.	56
Figura 12. Gráfico de distribuição dos dados de razão de RMS entre os músculos VMO/VL do grupo Controle, com o p-valor comparativo entre os ângulos de contração. O eixo x do gráfico representa os três ângulos de contração realizados pelo grupo controle, e o eixo y refere-se ao valor da razão de RMS normalizado dos músculos VMO/VL.	64

- Figura 13. Gráfico de distribuição dos dados de razão de RMS entre os músculos VMO/VL do grupo SDFP, com o p-valor comparativo entre os ângulos de contração. O eixo x do gráfico representa os três ângulos de contração realizados pelo grupo controle, e o eixo y refere-se ao valor da razão de RMS normalizado dos músculos VMO/VL. 65
- Figura 14. Comparação do RMS normalizado entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,945; p=0,000), no qual as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de cada músculo foi para VMO (0,004), VL (0,332) e RF (0,313). 67
- Figura 15. Comparação do RMS normalizado entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,587; p=0,000), no qual as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de todos os músculos foi 0,000. O teste de Post-Hoc, apenas não demonstrou diferença em VMO entre 90° e 20°, todas as demais combinações o p-valor foi de 0,000. 68
- Figura 16. Comparação da Fmed entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,840; p=0,000), onde as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de cada músculo foi para VMO (0,068), VL (0,004) e RF (0,665). 72
- Figura 17. Comparação da Fmed entre os ângulos (Wilks lambda=0,577; p=0,000) de todos os indivíduos, no qual as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de todos os músculos foi < 0,001. 74
- Figura 18. Comparação da F95 entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,595; p=0,000), onde as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de cada músculo foi para VMO (0,000), VL (0,024) e RF (0,469). 76
- Figura 19. Box-plot da comparação da F95 do músculo VMO em contração isométrica dissipativa a 20° de extensão do joelho entre os grupos Controle e SDFP (p=0,000). 78
- Figura 20. Box-plot da comparação da F95 do músculo VMO em contração isométrica dissipativa a 60° de extensão do joelho entre os grupos Controle e SDFP (p=0,005). 78
- Figura 21. Comparação da F95 entre os ângulos (Wilks lambda=0,677; p=0,000), onde as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de todos os músculos foi < 0,001. 79

Tabela 1. Características antropométricas dos voluntários com SDFP. MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior esquerdo.	46
Tabela 2. Características antropométricas dos voluntários do grupo controle. MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior esquerdo.	47
Tabela 3. Valores parciais de intensidade de recrutamento muscular obtido dos músculos do quadríceps (μV).....	59
Tabela 4. Valores médios $\pm$ DP de RMS (μV) do grupo Controle em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.	61
Tabela 5. Valores médios $\pm$ DP de RMS (μV) do grupo SDFP em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.....	61
Tabela 6. Valores parciais da razão entre os valores de RMS dos músculos do quadríceps em distintos tipos de contração.	62
Tabela 7. Valores médios das razões de RMS do grupo Controle em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.	63
Tabela 8. Valores médios das razões de RMS do grupo SDFP em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.....	63
Tabela 9. Valores medianos da razão de RMS de VMO/VL nos três ângulos de contração, e o p-valor da comparação feita entre os grupos.	66
Tabela 10. Valores parciais de Fmed (Hz) obtido dos músculos do quadríceps.	69
Tabela 11. Valores médios $\pm$ DP de Fmed do grupo Controle em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.....	71
Tabela 12. Valores médios $\pm$ DP de Fmed do grupo SDFP em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.....	71
Tabela 13. Valores médios de Fmed do grupo Controle em ambas as contrações e em cada ângulo articular, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.	71
Tabela 14. Valores médios de Fmed do grupo SDFP em ambas as contrações e em cada ângulo articular, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.	72
Tabela 15. Valor percentual de coletas de Fmed do músculo VL de indivíduos portadores de SDFP não pertencentes ao grupo Controle, em cada ângulo e tipo de contração isométrica.	73

Tabela 16. Valores parciais de F95 (Hz) obtido dos músculos do quadríceps, utilizado para ilustrar o tabelamento utilizado.	75
Tabela 17. Valor percentual de coletas de F95 do músculo VMO de indivíduos portadores de SDFP não pertencentes ao grupo Controle, em cada ângulo e tipo de contração isométrica.	77
Tabela 18. Valor percentual de coletas de F95 do músculo VL de indivíduos portadores de SDFP não pertencentes ao grupo Controle, em cada ângulo e tipo de contração isométrica.	77

Anexo A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa científica	93
Anexo B – Protocolo de avaliação física.....	95
Anexo C – Parecer do Comitê de Ética	99

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

Ag/AgCl	Prata / Cloreto de prata
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
CMRR	Índice de rejeição de modo comum
CTRL	Controle
DP	Desvio Padrão
EMG	Eletromiografia
F95	Frequência representativa a 95% do total
FM	Frequência média
Fmed	Frequência mediana
PAUM	Potencial de ação da unidade motora
PSD	Densidade espectral de potência
RF	músculo Reto femoral
RMS	Raiz quadrada da média
SDF	Distribuição espectral de potência
SDFP	Síndrome dolorosa fêmoro-patelar
SENIAM	Eletromiografia de superfície para uma avaliação não invasiva dos músculos
UM	Unidade motora
VL	músculo Vasto lateral
VMO	músculo Vasto medial oblíquo

I. INTRODUÇÃO	17
II. REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1. Força muscular e exercício físico	23
2.2. Considerações sobre eletromiografia de superfície	25
2.3. As contrações isométricas	29
2.4. Síndrome Dolorosa Femoropatelar (SDFP)	33
2.4.1. A SDFP e sua definição	33
2.4.2. Reconhecendo e diagnosticando a SDFP	33
2.4.3. Quem está sujeito a desenvolver SDFP?	35
2.4.4. O desenvolvimento da SDFP	35
2.4.5. Como a SDFP afeta o treinamento?	36
2.4.6. Prevenção e tratamento da SDFP	38
2.4.7. SDFP e a relação de forças internas	39
III. OBJETIVOS	43
3.1. Objetivo geral	44
3.2. Objetivos específicos	44
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	45
4.1. Voluntários	46
4.1.1. Grupo SDFP	46
4.1.2. Grupo Controle	47
4.2. Protocolo de avaliação	48
4.3. Critérios de exclusão	49
4.4. Instrumentação	49
4.4.1. Eletromiógrafo e eletrodos	49
4.4.2. Fixação dos eletrodos	50
4.4.3. Eletrogoniômetro e célula de carga	51
4.5. Protocolo de coleta de dados	52
4.6. Processamento dos sinais e tratamento dos dados	54
Tratamento do sinal EMG e determinação dos parâmetros	54
4.7. Tratamento estatístico	57
V. RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
5.1. Análise no domínio do tempo	59
5.2. Análise no domínio da frequência	69
5.2.1. Fmed	69
5.2.2. F95	74
5.3. Considerações metodológicas	80

VI. CONCLUSÃO	82
VII. REFERÊNCIAS	85
VIII. ANEXOS.....	92

A atividade muscular é responsável pela realização de todas e quaisquer tarefas do nosso cotidiano. Ela pode ser expressa por meio de dois mecanismos: dinâmico e estático. Durante o mecanismo dinâmico, o comprimento muscular varia conforme o movimento em torno da articulação, seja por meio de contração muscular concêntrica ou excêntrica, durante a variação angular (LINNAMO, 2002). A diferença existente entre a atividade muscular em contrações concêntricas e excêntricas é bem conhecida (LINNAMO, 2002; KOSSEV et al. 1998; LINNAMO et al. 2000; LINNAMO et al. 2003). Durante contrações concêntricas, a atividade muscular é usualmente maior quando comparada às excêntricas e, sendo que na contração concêntrica, há preferência de recrutamento de unidades motoras (UM) de fibras de contração lenta. As contrações excêntricas, diferentemente, recrutam usualmente as UM das fibras de contração rápida (KOSSEV et al. 1998; LINNAMO et al. 2003; ENOKA et al. 2001). Porém, isso depende do músculo, do ângulo articular e do protocolo utilizado durante o exercício (LINNAMO et al. 2000).

No caso do exercício estático, comumente designado por exercício isométrico, a contração muscular é caracterizada pela manutenção do ângulo articular. Mas em termos mais rigorosos é importante distinguir exercício isométrico de exercício com ângulo fixo. Exercícios isométricos e de ângulo fixo (estático) não são idênticos, pois isometria refere-se ao comprimento do músculo, e mesmo com o ângulo articular fixo o músculo pode variar seu comprimento. Portanto, tanto exercícios com ângulos fixos, como exercícios dinâmicos, podem apresentar variações no comprimento muscular, com isso, apesar de serem essencialmente distintos, podem apresentar aspectos semelhantes (MELLO, 2006).

De acordo com a literatura atual, não se estabelece nenhum critério de diferenciação entre exercício de atividade muscular isométrica e/ou contração com ângulo fixo. Normalmente se descreve estes exercícios por meio de três parâmetros: seleção dos ângulos de contração, duração da atividade e intervalo de repouso. Deve-se chamar a atenção para o fato de que se o comprimento do músculo pode variar em diferentes condições de exercícios com ângulo fixo, o controle neural do movimento também pode ser modificado e, portanto, há diferentes tipos de exercício com ângulo fixo. Podemos exemplificar dois distintos exercícios com ângulos fixos: um primeiro em que uma carga é produzida por algo imóvel, tal como acontece ao empurrar uma parede ou mesmo puxar uma corda inextensível e, um segundo, em que a carga seja produzida pelo próprio peso do membro ou pelo acréscimo de uma carga, por exemplo, utilizando cordas elásticas ou halteres (MELLO, 2006; RUDROFF, 2010).

Nas figuras 1.a e 1.b estão exemplificados os dois tipos de exercícios anteriormente referidos, para o membro superior. Considerando o sistema biomecânico formado pela musculatura dos membros e a resistência externa como mostra a figura 1.a, poderia ser dito que numa contração muscular em que o membro atua sobre uma resistência fixa, puxando uma corda inextensível, a energia do sistema biomecânico é limitada à ação do músculo, no qual está sendo dissipada. Por isso, denominamos este tipo de exercício, dissipativo. Já na situação 1.b, quando o membro sustenta a carga produzida por um peso, corda elástica ou mola, numa dada posição, temos energia sendo armazenada também na resistência externa. Este tipo de exercício, designamos de conservativo. Se o músculo diminuir a força de contração ou deixar de contrair-se, a carga externa tende a promover o movimento excêntrico do membro. É evidente que estas duas tarefas requerem diferentes estratégias de controle neuromuscular (MELLO, 2006)., as quais serão descritas mais detalhadamente ao longo deste trabalho. Complementar a este assunto, o autor deste trabalho, como profissional de Educação Física, atenta ao ponto de que em ambiente de academia, é possível observar que a tonicidade muscular observada na ação dissipativa assemelha-se ao encontrado numa ação dinâmica concêntrica, já a tonicidade muscular da ação conservativa, aproxima-se da ação dinâmica excêntrica.

Figura 1. (A) Esquema ilustrativo do exercício isométrico com contração muscular dissipativa, puxando um cabo; e, (B) com contração muscular conservativa, segurando um peso.

Na literatura encontram-se estudos que se referem ao uso de parâmetros do sinal de eletromiografia (EMG) de superfície para analisar aspectos fisiológicos da atividade muscular durante os dois tipos de tarefas aqui apresentados. Em estudos sob diferentes condições de contração muscular, o sinal EMG fornece importantes informações sobre o

padrão de recrutamento, assim como variações na frequência de disparo dos potenciais de ação das UM (LINNAMO et al. 2003; DELUCA et al. 1982).

O sinal de EMG pode ser submetido a análises no domínio do tempo e da frequência. A análise no domínio do tempo fornece parâmetros relacionados à amplitude do sinal, que provê informações sobre o padrão da ativação muscular durante a contração (DELUCA, 1997). Já a análise no domínio da frequência, tem sido aplicada principalmente para o estudo fisiológico de alterações relacionadas à fadiga muscular (LINNAMO et al. 2003; DELUCA., 1997). Entretanto, parâmetros da análise de frequência, também podem ser associados às modificações no recrutamento de UM, definindo a característica da fibra muscular atuante no gesto motor (MELLO, 2006). Como a ação antagonista na contração requerida para realizar as duas tarefas mencionadas pode ser diferente, e considerando o exposto acima, poderão ser encontrados distintos padrões de sinal EMG, mesmo que a força seja semelhante.

Em pesquisas anteriores desenvolvidas por nossa equipe, foi mostrado que as duas tarefas, dissipativa e conservativa, apresentam diferenças no sinal EMG nos músculos bíceps braquial, tríceps braquial (cabecças longa e lateral). A tarefa dissipativa apresenta maior intensidade da RMS (*root means square* - raiz quadrada da média), quando comparada à conservativa. Por outro lado, as tarefas conservativas têm maiores frequências medianas em relação às dissipativas. A diferença, então, pode estar relacionada às condições que cada ação demanda. No caso dissipativo é requerido apenas que o músculo faça força em um sentido e direção não havendo a necessidade de refinamento na execução do exercício. Porém no caso conservativo, há a necessidade de controle espacial do membro, utilizando assim um controle mais refinado da contração muscular (a variável força não é o único fator relevante). Isto implica numa maior razão de ativação de UM na tarefa conservativa do que na dissipativa (MELLO, 2006).

Estes resultados podem ajudar a entender e melhorar os protocolos de exercícios isométricos utilizados em programas de treinamento e em reabilitação clínica. Conforme os objetivos e/ou necessidades do paciente/aluno deve-se escolher os exercícios a serem desenvolvidos. Com base nos resultados acima descritos, para melhorar a coordenação e o refinamento muscular, um protocolo com exercícios isométricos conservativos pode ser uma estratégia interessante de trabalho (MELLO et al. 2007).

Paralelamente ao trabalho referido acima, o nosso grupo tem estudado a Síndrome Dolorosa Femoropatelar (SDFP), e a correlação de equilíbrio das forças nas porções musculares vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) do m. quadríceps. Sugerem-se

então as perguntas: as estratégias de recrutamento dos músculos VM e VL são diferentes? Há alguma correlação das estratégias de recrutamento destes músculos com a SDFP? As tarefas dissipativas e conservativas produzem/exigem estratégias diferentes quando se trata de músculos com as funções alteradas em portadores da SDFP? As respostas a estas perguntas seriam importantes para o tratamento e/ou possíveis adaptações ao treinamento, bem como à classificação dos indivíduos normais. Os projetos de pesquisa que temos desenvolvido nesta área buscam identificar parâmetros que caracterizam o padrão de ativação muscular de portadores de SDFP e de pessoas normais, de forma a permitir até mesmo a identificação de indivíduos propensos a desenvolver a síndrome (KURIKI, 2009; KURIKI et al. 2010).

Análises eletromiográficas em diferentes domínios (tempo e frequência) de pessoas com SDFP, durante a execução de movimentos funcionais e não funcionais, têm sido descritas na literatura com o objetivo de avaliar as características dessa enfermidade e definir seus parâmetros de diagnóstico. Nesse contexto, este trabalho propõe avaliar o efeito das tarefas de contração isométrica dissipativa e conservativa nos músculos VMO, VL e RF, buscando possíveis alterações decorrentes da instalação da síndrome, com possibilidade de previsão de diagnóstico.

2.1. Força muscular e exercício físico

A força muscular tem sua origem por meio de interações moleculares de estruturas proteicas, que ao se aproximarem realizam a contração muscular. O músculo esquelético é composto por dezenas de fascículos, onde são contidas as fibras musculares. Cada fibra muscular contém de centenas a milhares de miofibrilas, que por sua vez são compostas de aproximadamente 1500 filamentos de miosina e 3000 filamentos de actina, responsáveis pelas reais contrações musculares. A contração muscular ocorre quando um potencial de ação passa pela fibra muscular, liberando grande quantidade de íons de cálcio pelo retículo sarcoplasmático, esses íons rapidamente circundam as miofibrilas iniciando o processo de interação entre os filamentos de actina e miosina, dando-se a contração. Para sustentar uma contração, as condições necessárias são: que sejam mantidos os estímulos via potencial de ação, gerado inicialmente pelo córtex motor; e um estoque de grande quantidade de íons de cálcio no músculo (GUYTON e HALL, 2006).

Como uma capacidade motora, a força é passível de treinamento e possibilita ser desenvolvida e melhorada ao longo do tempo, considerada a limitação de ordem do material (seja músculos, tendões, ligamentos e ossos). Ela é a capacidade que permite reagir contra uma resistência por meio de uma contração muscular, possibilitando gestos motores como: saltar, empurrar, puxar ou levantar. Assim, a atividade de sustentar um peso ou objeto, utiliza diretamente esta capacidade motora (GUEDES e GUEDES, 2006).

O exercício físico pode ser entendido como sendo a repetição sistemática de evoluções de movimentos orientados com a finalidade de intensificar o desempenho (SALE, 1987). Ele pode ter objetivos de alcançar a saúde, promover reabilitação ou mesmo finalidades recreacionais. Já o treinamento físico, é uma prática de exercícios físicos sistematizada e orientada, afim de desenvolver e incrementar as capacidades motoras; “a estimulação das adaptações estruturais e funcionais que aprimoram o desempenho em tarefas específicas constitui o principal objetivo do treinamento com exercícios.” (p.472) (MCARDLE, KATCH e KATCH, 2001).

A aplicação de um programa de exercícios físicos induz a uma série de mudanças fisiológicas adaptativas (morfológicas, metabólicas e funcionais) e melhora, quando planejada corretamente, a coordenação das atividades corporais em relação às ações nervosas, hormonais e celulares. Tais mudanças dependem dos componentes da sobrecarga:

tipo do exercício, intensidade, duração, número de repetições e intervalo de repouso (BARBANTI, 1996).

Ao elaborar um programa de treinamento, devem-se respeitar princípios básicos do treinamento. Esses princípios estão descritos a seguir (AMADIO, 2002; SALE, 1987; ARNHEIM e PRENTICE, 2002):

- a) **princípio da individualidade biológica:** deve ser considerado que o indivíduo representa uma combinação de genótipo e fenótipo, e assim, os efeitos do treinamento dependerão do sexo, idade, capacidade aeróbia, tipo físico e experiência prévia;
- b) **princípio da especificidade:** o tipo de exercício executado, o segmento corporal exercitado e as coordenações psicomotoras utilizadas dependem das adaptações que se espera induzir;
- c) **princípio da reversibilidade:** da mesma forma com que ocorrem mudanças morfológicas e funcionais pela prática dos exercícios físicos, poderá ocorrer um retorno às condições iniciais após uma possível paralisação de sua prática;
- d) **princípio da continuidade:** as adaptações estimuladas pela prática de exercícios físicos devem ser perpetuadas ao longo do tempo, respeitando o período de repouso entre as aplicações de sobrecarga;
- e) **princípio da sobrecarga:** o exercício somente induzirá mudanças no organismo se for realizado com intensidades, frequências e duração, nas quais o indivíduo não está habituado;
- f) **princípio da interdependência:** existe uma relação direta entre volume e intensidade de treinamento, alterando-se um, modifica-se necessariamente o outro;
- g) **princípio da recuperação:** um tempo certo de recuperação pós-treino possibilita o desenvolvimento do mesmo;
- h) **princípio da variabilidade:** quanto maior for a base motora desenvolvida no indivíduo, maiores as chances de aumento da criatividade e do desempenho motor.

Visto que a força muscular é fundamental para a realização de qualquer atividade física ou gesto motor realizados no nosso dia-a-dia, possibilitando a independência das pessoas para realizar suas tarefas e podendo ser um fator determinante para o indivíduo alcance plenamente seu bem-estar, esta capacidade motora pode ser mantida ou até mesmo

desenvolvida com exercícios físicos regulares, e preferencialmente com uma planilha de treinamento elaborada por um profissional, respeitando e acompanhando os princípios do treinamento e utilizando-se de exercícios dinâmicos e/ou isométricos.

2.2. Considerações sobre eletromiografia de superfície

De forma geral, a biomecânica pode ser definida como a ciência interdisciplinar que descreve, analisa e avalia o movimento humano. O estudo do comportamento muscular pode ser realizado pela biomecânica utilizando os métodos da antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia. A cinemetria para obter o posicionamento angular dos segmentos, a dinamometria para quantificar a intensidade das forças que atuam durante uma atividade muscular e a eletromiografia para avaliar a atividade elétrica do músculo exercitado (AMADIO, 1996).

A eletromiografia (EMG) é método que reflete as ações elétricas decorrentes da contração muscular ao gerar forças. A primeira dedução lógica que o músculo gera correntes elétricas foi documentada pelo italiano Francesco Redi, em 1666, quando suspeitou que o choque da enguia elétrica fosse de origem muscular. Na biomecânica, a utilização da EMG tem como propósitos fundamentais: (a) servir como indicador de estresse muscular; (b) ser um indicador de padrões de movimento e (c) identificar parâmetros de controle do sistema nervoso (AZEVEDO, 2007).

Pode-se definir EMG como uma técnica de registro e monitoração dos potenciais de ação das membranas de fibras musculares em contração e que permite o estudo da função muscular através da análise dos sinais elétricos (DELUCA, 2002; FARINA e MERLETTI, 2000).

Os potenciais de ação constituem variações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios, a despolarização de membrana pós-sináptica, representada por um movimento de íons, gera uma diferença de potencial entre as faces interna e externa da membrana celular do músculo. Assim, cada fibra muscular contribui para formação do sinal captado na região do eletrodo, como ilustrado na figura 2. Um potencial de ação que se propaga por um motoneurônio, ativa todos os seus ramos, que por sua vez, ativam todas as fibras musculares de uma UM. Este potencial de ação se propaga nas duas direções

da fibra muscular, desencadeando o processo de contração muscular (SALE, 1987). A despolarização produz atividade elétrica, que se manifesta como o potencial de ação da unidade motora (PAUM), que é graficamente registrado como eletromiograma. Este representa a somatória dos potenciais de ação das UM, ocorridas durante a contração muscular, a qual foi captada numa dada localização de eletrodo (ENOKA, 1995).

Figura 2. Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, adaptado de DeLuca (1997).

Durante a medição da EMG, por razões técnicas, o eletrodo captador é tipicamente bipolar e o sinal é amplificado diferencialmente. A forma do potencial de ação dependerá da orientação dos contatos do eletrodo, com relação às fibras musculares. Normalmente, os contatos do eletrodo estão alinhados em paralelo com as fibras musculares. Com este arranjo, os potenciais de ação das fibras musculares terão uma forma bifásica e o sinal das fases dependerá da direção da qual a despolarização de membrana muscular chega ao local da captação (GEDES, 1972; DELUCA, 2002).

Porém a área de captação de um eletrodo quase sempre incluirá mais que uma UM, pois as fibras musculares de diferentes UM encontram-se entrelaçadas ao longo de todo o músculo. Qualquer porção do músculo pode conter fibras pertencentes a 20, ou 50 UM. Um

eletrodo localizado neste campo irá detectar a soma algébrica de vários PAUM dentro de sua área de captação, ou seja, de diversos PAUM de cada UM, que apresentam características diferentes entre si. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso envia uma sequência de estímulos, para que as UM sejam repetidamente ativadas, resultando em um trem de PAUM. O sinal EMG será a resultante da superposição espaço-temporal desses trens, considerando as várias UM envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular.

Eletrodos invasivos (fio ou agulha), captam maiores amplitudes e apresentam espectro de potência mais amplo, com frequências de até 10 KHz, sendo capazes de detectar o potencial de ação de uma única UM e explorar atividade isolada de músculos profundos. Eles são utilizados por longos períodos de aquisição do sinal e para músculos profundos e são indicados para análise das características dos potenciais de ação das UM. Esses tipos de eletrodos apresentam vários inconvenientes como a necessidade de excelente esterilização, perigo de quebra dos fios dentro do músculo, e, sobretudo o desconforto do paciente (DELUCA, 2002). Em vista destes inconvenientes, eletrodos não invasivos (superfície) são preferidos. Este tipo de aquisição de sinais, produz informações gerais sobre o músculo em investigação, pois capta a atividade de todo um músculo ou grupo muscular. Eletrodos de superfície são capazes de captar sinais até 500 Hz com amplitudes variando entre 50 μ V e 5mV dependendo do músculo analisado e da configuração do eletrodo utilizada.

Diversos fatores influenciam o sinal EMG, sendo que na maioria das vezes não são relatados ou são pouco explorados, dificultando uma perfeita análise e comparação entre trabalhos semelhantes (HERMENS, 2000). De fato, diferenças na configuração física e química dos eletrodos, bem como no seu posicionamento sobre o músculo, alteram o comportamento do sinal EMG registrado. O projeto SENIAM (*Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles*), com base em um levantamento de 114 artigos publicados entre 1991 e 1996, apresentou que há uma grande divergência entre esses estudos com relação à configuração e ao posicionamento dos eletrodos (HERMENS, 2000). E, detalhou esses procedimentos em 27 músculos superficiais (HERMENS, 2000; FRERIKS e HERMENS, 1999), sendo que muitos pesquisadores procuram utilizar este projeto de forma a obter padronização e dados mais fidedignos dos sinais analisados (DELUCA, 2002). Porém, contrários a isto, alguns autores vêm sugerindo que devido a grande variabilidade existente entre os sujeitos com relação a estatura, gênero e circunferência de membros, a utilização de estimulação elétrica como forma de localização do ponto motor (e posicionamento dos eletrodos), pode ser uma opção mais fidedigna e compatível com as individualidades apresentadas (AZEVEDO, 2007). Ainda sobre o posicionamento dos eletrodos, recomenda-se

que estes não sejam acoplados sobre os pontos motores ou dos tendões musculares, e que as superfícies de captação sejam separadas por no máximo 40 mm, dependendo do tamanho do músculo. Assim, sugere-se posicionar os eletrodos em regiões intermediárias a essas estruturas, evitando também a proximidade a outros músculos ativos e o *crosstalk* intramuscular (HERMENS et al. 2000).

Tratando-se da configuração física do eletrodo, recomenda-se a utilização de eletrodos ativos, pois eles são confeccionados com um amplificador diferencial muito próximo dos eletrodos de captação, que tem por finalidade minimizar o ruído do sinal. Para sua configuração química, recomenda-se o uso de eletrodos de Ag/AgCl (HERMENS et al. 2000).

Após a captação do sinal, este precisa ser tratado a fim de interpretar as variações fisiológicas em decorrência das ações musculares desenvolvidas. Conforme citado anteriormente, o sinal EMG pode ser submetido às análises no domínio do tempo e da frequência. A análise no domínio do tempo permite a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo ser utilizada como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e níveis de força; relação entre a atividade EMG e força muscular; determinação do início da ativação muscular (*on-set*); e, relação entre fadiga muscular e padrão de recrutamento motor. Neste tipo de análise podem-se utilizar basicamente o RMS (valor eficaz), a integral e o valor retificado, que fornece parâmetros de medidas úteis da amplitude do sinal (DELUCA, 1997).

A análise no domínio da frequência é aplicada principalmente ao estudo das alterações fisiológicas relacionadas à fadiga muscular (DELUCA, 1997; KRIVICKAS et al. 1996; LINNAMO, BOTTAS e KOMI, 2000). Entretanto, muitos autores têm relacionado essa análise com as modificações no recrutamento de UM durante variações no nível da força muscular, em condição isométrica (BERNARDI, SOLOMONOW e BARATTA, 1997; BERNARDI et al. 1996). Neste domínio, é frequentemente utilizada a densidade espectral de potência (PSD). A PSD demonstra qual amplitude do sinal se encontra em determinadas frequências (YAAR; NILES, 1989). Também é utilizada a função de distribuição espectral (SDF), que pode ser definida como a integral normalizada do espectro de potência e representa uma ferramenta de análise complementar, pois permite uma visualização da distribuição acumulada do sinal em função da frequência (BROMAN, BILOTTO e DELUCA, 1985). A partir desses dois espectros, pode-se obter a frequência mediana (Fmed) e a frequência 95% (F95). A Fmed representa o centro geométrico da PSD, ou seja, a frequência na qual a densidade do espectro encontra-se dividida em duas regiões de áreas iguais

(FARINA e MERLETTI,2000). A Fmed é mais sensível as variações de frequências (altas e baixas), tem correlação com a velocidade de condução da fibra muscular (RAINOLDI, 1999) e com o recrutamento das UM (BERNARDI et al. 1999; SANCHES et al. 1993; AZEVEDO, 2007). A F95 representa o ponto onde 95% da área do gráfico concentram-se a sua esquerda, mostrando variações da frequência máxima do espectro.

No contexto desses processamentos, é importante dizer que a EMG é um método indireto, que reflete os acontecimentos fisiológicos dos músculos, que são extremamente individualizados. Portanto, músculo dependente. Assim, é de grande importância considerar todos os requisitos abordados na literatura, com relação a captação e análise fidedigna do sinal EMG.

2.3. As contrações isométricas

Os exercícios isométricos ainda são preteridos durante o treinamento muscular por profissionais de Educação Física, seja por falta de conhecimento de seus benefícios, por desconhecimento de sua aplicação, ou mesmo por questões motivacionais dos alunos. A contração isométrica ou estática, ainda é referida como uma ação em que não ocorre encurtamento do ventre muscular (MORAES et al. 2005).

Porém será que não existe mesmo uma variação no comprimento muscular durante este tipo de contração? Conforme relatamos na introdução desta dissertação, facilmente é possível descrever dois tipos de contração isométrica, uma em que existe a preocupação de manutenção do membro estaticamente no espaço (conservativa), e outra na qual ocorre um impedimento de realização do movimento, por um aparato fixo (dissipativa); como ocorre enquanto seguramos uma sacola de compras de supermercado, ou quando empurramos uma parede, respectivamente. Confrontando estes dois modelos de contração em mesmo ângulo, não apenas o comprimento muscular é alterado, mas também demais características fisiológicas (HUNTER et al. 2002; HUNTER e ENOKA, 2003).

Estes modelos de contração isométrica já foram reportados recentemente na literatura, sendo em sua maioria pelo grupo do Professor Roger M. Enoka¹ (RUDROFF et al. 2010; BAUDRY et al. 2009; HUNTER et al. 2002; DIDERIKSEN, FARINA e ENOKA,

¹ Departamento de Fisiologia Integrativa, Universidade do Colorado, Colorado – EUA.

2010), porém com outra nomenclatura: tarefa de posição (conservativa) e tarefa de força (dissipativa); e seus estudos concentram-se na área de alterações da fadiga muscular localizada.

Dentre as características relatadas sobre estas contrações estão: a) é possível manter a carga em contração isométrica dissipativa por mais tempo em relação a contração isométrica conservativa, devido a maior necessidade de ajustes neurais que recrutam anteriormente um maior número de unidades motoras durante a contração conservativa (RUDROFF et al. 2010; BAUDRY et al. 2009; HUNTER et al. 2002); b) existe uma diminuição da velocidade de condução das UM em ambas as contrações isométrica, em quanto se instaura a fadiga muscular localizada, diminuindo desta maneira também a Fmed do sinal EMG (AZEVEDO, 2007; DIDERIKSEN, FARINA e ENOKA, 2010); c) também para ambas contrações, ocorre um aumento da amplitude do sinal EMG (RMS) durante o processo de fadiga, devido ao aumento das UM recrutadas com o objetivo de sustentar a carga ao longo do tempo (AZEVEDO, 2007; BAUDRY et al. 2009; RUDROFF et al. 2010); d) a distinção na atividade das UM entre as contrações sugerem diferença na entrada da rede sináptica recebida pelos motoneurônios (BERG et al. 2007); e) não existe diferença com relação a força medida entre as contrações isométricas voluntárias máximas das duas contrações (RUDROFF et al. 2010).

Desta maneira, por conseguir sustentar a contração dissipativa por mais tempo, parece-nos que ela é comparativamente mais fácil em relação à conservativa. Porém, a avaliação da CIVM não demonstra uma possibilidade de maior aplicação de força nesta condição. Um gráfico da aplicação de força durante contração isométrica dissipativa, demonstra a variação da CIVM em diferentes ângulos articulares, conforme podemos observar na figura 3:

Figura 3. Valores da força muscular máxima normalizada, em função do ângulo articular do joelho. Curva média de 10 voluntários, adaptado de Ota (2006).

O comprimento ao qual é mantido um músculo quando estimulado também altera a força ou tensão produzidas, sendo que a tensão máxima é determinada quando a fibra muscular está aproximadamente no seu comprimento de repouso, pois os elementos contráteis e elásticos do músculo apresentam-se em perfeita distribuição (NORDIN e FRANKEL, 2001) e, na maioria dos músculos, o braço de momento angular é máximo nesta posição (OTA, 2006). O comprimento no qual a força produzida é mais intensa varia entre diferentes músculos de um mesmo indivíduo, mas, em geral, não se modifica no mesmo músculo em diferentes indivíduos (MELLO, 2006). Como demonstrado na figura anterior, para a extensão do m. quadríceps, o ponto com maior possibilidade de aplicação de força ocorre entre 60° e 70° (OTA, 2006).

Assim como o tipo de exercício e a posição do membro exercitado, a velocidade de contração também afeta a força voluntária, como pode ser observada na curva força-velocidade da figura 4. Em atividades concêntricas, a velocidade de contração é inversamente relacionada à carga externa aplicada. A velocidade de contração é maior quando a carga externa é zero, mas à medida que ela aumenta, o encurtamento torna-se cada vez mais

lento, até a carga externa se igualar a força máxima que o músculo pode exercer (contração isométrica). Caso essa carga aumente ainda mais, o músculo se contrairá excentricamente (NORDIN e FRANKEL, 2001). Desta forma, a medida que se aumenta a velocidade de encurtamento muscular, se diminui a possibilidade de aplicação de força (contração concêntrica), e conforme aumenta-se a velocidade de alongamento, aumenta-se a possibilidade de aplicação de força (contração excêntrica) (MELLO, 2006; NORDIN e FRANKEL, 2001).

Figura 4. Curva força-velocidade para um músculo isolado (NORDIN e FRANKEL, 2001).

A utilização de contrações isométricas possibilita uma condição de tempo de coleta maior em relação aos demais tipos de contração, já que não existe um final do movimento (flexão ou extensão total), gerando assim mais pontos na curva do sinal EMG, e determinando sua vantagem de utilização, principalmente para análise no domínio da frequência. Como vimos no tópico anterior, os cálculos da PSD e da SDF, para determinação das frequências mediana e frequência 95%, requerem características específicas do sinal ao qual será aplicada a Transformada de Fourier, estas características são: estacionaridade, sazonalidade e tendência. E, diferentemente de um exercício dinâmico, a contração isométrica possui estes requisitos, e possibilita o cálculo da Transformada com um maior número de pontos no espectro, dando maior credibilidade ao cálculo.

Desta maneira, podemos verificar que existem dois tipos de contração isométrica, e que têm sido descritos na literatura como meio de diferenciar tempo e modelamento de fadiga muscular localizada. Porém, respostas eletromiográficas utilizadas destes exemplos de contração, poderiam ser úteis para descrever também o comportamento

muscular de enfermidades que geram instabilidade articular, tal como é o exemplo da Síndrome Dolorosa Femoropatelar, cujas suas características veremos a seguir.

2.4. Síndrome Dolorosa Femoropatelar (SDFP)

2.4.1. A SDFP e sua definição

A SDFP é uma enfermidade comum em atletas e na população em geral, especialmente quando há um movimento ou sobrecarga repetitiva nos membros inferiores (CROSSLEY et al. 2004). Essa síndrome é definida como dor anterior ou retropatelar na ausência de outra patologia (CROSSLEY et al. 2004). Clinicamente, a síndrome apresenta-se como uma condição de dor difusa, exacerbada por atividades como subir escadas, ficar muito tempo sentado, agachado e ajoelhado (COWAN et al. 2002). Tipicamente, a SDFP afeta pessoas jovens com faixa etária entre 10 e 35 anos, sendo mais comum em mulheres (LAPRADE; CULHAM; BROUWER, 1998; CSINTALAN et al. 2002).

A SDFP é uma alteração na articulação femoropatelar proveniente de instabilidade patelar que se caracteriza por inclinação ou lateralização da patela (CROSSLEY et al. 2004). Esta lateralização pode ocorrer momentaneamente, sendo observada em radiografias instantâneas como uma posição de “fuga” ou subluxação em relação ao seu leito troclear. Mas a patela pode estar nesta posição inclinada, numa forma estruturada, fixa, sem episódio de luxação (GOUVEIA SOBRINHO, 1992).

2.4.2. Reconhecendo e diagnosticando a SDFP

O histórico do portador da SDFP mostra uma dor difusa na parte anterior ou posterior do joelho durante as atividades de corrida, saltos e ciclismo, dor durante a subida ou descida de degraus e rampas, além da dor apresentada ao ficar na posição sentada, estando

com os joelhos flexionados, por muito tempo, como por exemplo permanecer sentado durante o trabalho, no cinema, ou em sala da aula (COSCA e NAVAIZIO, 2007; TUMIA e MAFFULLI, 2002). Ainda é descrito que durante exame físico, a articulação do joelho do portador de SDFP apresenta um desenho de “J”, devido a um deslocamento e lateralização da patela quando ocorre uma contração do músculo quadríceps, além da existente sensibilidade nas facetas femoropatellares, gerando dor em compressão patelar e crepitação da articulação em atividade de extensão.

Como forma de identificação da enfermidade por exames com características de diagnóstico por imagens, as radiografias apresentam-se frequentemente normais, porém podem mostrar uma pequena lateralização da patela ou uma subluxação da mesma, sendo mais utilizada como forma de descartar outras patologias ou enfermidades associadas à SDFP (TUMIA e MAFFULLI, 2002). Já a tomografia computadorizada e ressonância magnética, usualmente não indicam alterações, porém podem revelar deslocamento patelar ou condromalácia, um amolecimento da cartilagem articular (COSCA e NAVAIZIO, 2007).

As estruturas envolvidas na SDFP ainda não são claramente estabelecidas, mas têm sido postuladas algumas causas biomecânicas para esta desordem (CROSSLEY et al. 2004). Os fatores que podem levar ao mau alinhamento patelar, à medida que a patela se move na linha troclear, são basicamente aqueles que aumentam o efeito do arco do m. quadríceps como: pelve alargada, geno valgo, tubérculo tibial localizado lateralmente, patela alta, retináculo capsular medial frouxo, músculo vasto medial obliquo (VMO) insuficiente, podendo ter uma inserção alta na patela, fraqueza ou atrofia por desuso, retináculo capsular lateral retraído, pronação subtalar excessiva, retrações musculares, dentre outros (KISNER e COLBY, 1998). Apesar de muito comum, a crepitação não está sempre presente nas pessoas sintomáticas, e esta pode ser uma característica de pessoas sem dor ou mesmo com outra enfermidade (TUMIA e MAFFULLI, 2002).

Apesar da diversidade de fatores associados à SDFP, existe um consenso de que o desalinhamento do mecanismo extensor do joelho, associado à movimentação lateral excessiva da patela, constitui-se como principal causa desta síndrome. Esta movimentação pode ser produzida por um desequilíbrio entre as forças de direcionamento lateral em relação às forças de direcionamento medial que agem sobre a patela (HANTEN; SCHULTHIES, 1990; VOIGHT; WIEDER, 1991; KARST; WILLET, 1995; ZAKARIA; HARBURN; KRAMER, 1997; FONSECA et al. 2001; COWAN et al. 2002).

2.4.3. Quem está sujeito a desenvolver SDFP?

A SDFP é muito comum em adultos jovens, atingindo cerca de 25% das pessoas em alguma fase da vida (WILK e REINOLD, 2001), e esta incidência aumenta ao se considerar uma população com nível de treinamento esportivo elevado (LAPRADE et al. 1998), sendo causa de 30 a 33% dos incidentes na medicina esportiva (TIMM, 1998), atingindo principalmente mulheres jovens, adolescentes e atletas de ambos os sexos (CERNY, 1995 e POWERS et al. 1996).

Um estudo específico, realizado por Messier et al. (1990), abordando os fatores etiológicos associados à SDFP em corredores, descreve de maneira antropométrica que em ambos os membros inferiores do grupo com a síndrome, é observado um ângulo Q aumentado, ângulo esse formado entre o tendão do m. quadríceps e o ligamento patelar, no plano frontal, quando comparado ao grupo sem a síndrome, sendo estes resultados mais discrepantes no sexo feminino. Com relação ao posicionamento dos pés, apesar de ser bem documentado que uma pronação excessiva é um fator etiológico de desenvolvimento de lesões em corredores (BATES et al. 1979; BRODY, 1980; CLEMENT et al. 1981), estudos mostram que a pronação não apresentou relações com o desenvolvimento da SDFP (MESSIER et al. 1990).

Muitos estudos tentam encontrar uma maneira de predizer quem está propenso a desenvolver a SDFP (KURIKI et al. 2010), porém existe uma dificuldade em encontrar esta relação de uma maneira visível, para que tanto treinadores, quanto profissionais de educação física possam prevenir o desenvolvimento da síndrome. Ao que parece, a população alvo do agravo, está centrada como sendo em sua maioria do sexo feminino, jovens e fisicamente ativas.

2.4.4. O desenvolvimento da SDFP

A descrição dada por Cosca e Navazio (2007), referindo-se a SDFP como “joelho de corredores”, já nos dá um bom parâmetro de quais são os atletas que mais desenvolvem a síndrome. Porém, eles mesmos relatam que atividades de impacto realizadas

ciclicamente, tais como saltos, ciclismo, corrida, subida e descida de degraus e rampas, ou mesmo ficar com os joelhos flexionados por um longo período de tempo, são fatores que agravam a síndrome.

Um estudo feito em larga escala por Thijs et al. (2008) foi mais longe, eles resolveram determinar quais são os riscos intrínsecos de desenvolvimento da SDFP em corredores novatos recreacionais. Para tanto, selecionaram 102 pessoas, sendo 13 homens e 89 mulheres, sem qualquer histórico de dor ou procedimento cirúrgico nos membros inferiores e os submeteram a um treinamento de 10 semanas, 3 vezes por semana, em um programa chamado “Start to run”, devidamente instruídos por um professor de educação física e cujo objetivo era capacitar os voluntários a correr 5 Km ao final do programa, sendo que os voluntários não poderiam praticar nenhuma outra atividade paralela a corrida durante a duração do programa. Ao longo do programa, acompanhados por um médico especializado em esportes e atividades físicas, foi observado que 17 pessoas, 1 homem e 16 mulheres, desenvolveram a SDFP. Que quando avaliados em plataforma de força, apresentaram pico de força de reação do solo maiores no segundo e terceiro metatarso, e na parte lateral do calcanhar. Além de uma duração do pico de força gerado pelas partes laterais e medias do calcanhar menores. Dos corredores do estudo, 17% reportaram dor na parte anterior do joelho (sendo destes 94% mulheres), seguido por canelite, 11%; e dores no tendão de Aquiles, 10%. As outras queixas apresentadas foram dores no tornozelo, 6%; síndrome da banda ílio-tibial, 4%; dores no adutor da coxa, 3%; torção de tornozelo, 3%; tendinite patelar, 1% e inflamação do menisco, 1%.

Com isso, podemos observar que a corrida é um fator muito associado ao desenvolvimento da SDFP, e que as mulheres são um alvo muito mais propício a este desenvolvimento. Porém, não podemos nos esquecer que atividades repetitivas nesta articulação, principalmente quando existe força atuando no sentido de compressão tíbio-femoral ou mesmo a compressão da patela contra a articulação, podem também serem propícias ao desenvolvimento da SDFP.

2.4.5. Como a SDFP afeta o treinamento?

O fator indireto mais indesejado por um treinador durante um ciclo de treinamento é a lesão.

Lesão esportiva pode ser causada por excesso específico de desgaste muscular, ou mesmo pela condição de “overtraining” (COSCA e NAVAIZIO, 2007), sendo essa provavelmente associada com um descuido do treinador com relação ao desgaste gerado em treinamento, num treino específico, microciclo de treinamento ou numa recuperação não adequada ao estímulo. Quando a recuperação do treino é adequada, o indivíduo se encontra em homeostasia, e estará propício a desenvolver incremento de suas capacidades físicas, podendo trazer benefícios a sua saúde; já quando esta recuperação não é adequada, o indivíduo entra em processo denominado “overtraining”, e o corpo demonstra este processo com fadiga generalizada, insônia, sensação de “pernas pesadas” e com dores ou lesões (COSCA e NAVAIZIO, 2007).

O surgimento da SDFP em estágio inicial pode não ser fator limitante ao exercício, porém com certeza irá gerar incômodo e insatisfação quanto à execução do gesto motor específico. Podendo inclusive, decorrente de eventual adaptação do gesto motor, levar a fadiga ou lesão de outras articulações e ligamentos. Seu efeito marcante quanto a interferência diante do ciclo de treinamento, obviamente dependerá do quão grave está o estágio da SDFP e da recuperação adequada feita após a constatação e confirmação diagnóstica da síndrome, conforme relatos pessoais de treinadores (TUMIA e MAFFULLI, 2002).

O ciclo de treinamento é elaborado nas prévias de uma temporada, sendo sua totalidade nomeada macrociclo. Ele visa preparar o atleta quanto as suas capacidades e habilidades físicas gerais e específicas, para uma ou mais competições ou torneios, sendo preferencialmente desenvolvidas individualmente e respeitando princípios básicos da prescrição do exercício (descritos anteriormente). O macrociclo de treinamento encontra-se subdividido em mesociclos, que são temporalmente mensais, e estes por sua vez, são subdivididos em microciclos semanais. Dentro dos microciclos existem as sessões de treinamento, que são as aulas ministradas, uma a uma (DEMENICE et al. 2007).

A lesão esportiva, no caso a SDFP, afeta completamente a estrutura de elaboração do processo de treinamento de toda uma temporada. Uma sessão, ou um microciclo de treinamento perdidos, interferem diretamente na conduta e na disponibilidade do atleta estar em sua ótima fase durante uma competição esportiva. Quanto mais próximo de uma competição for o surgimento da lesão, piores são as chances do atleta recuperar-se a tempo ou mesmo de estar presente a tal evento. Já uma lesão de início de temporada, tem menores chances de interferir diretamente no resultado final do atleta em competição.

Diante das características que foram apresentadas nos subcapítulos anteriores, os treinamentos das capacidades físicas de resistência aeróbia e de potencia anaeróbia, são provavelmente os mais lesivos e suscetíveis ao surgimento da SDFP. Além disso, o surgimento da SDFP durante o ciclo de treinamento afetará de maneira direta o planejamento do macrociclo, culminando em perdas nas sessões de treinamento e levando a reestruturação da planilha de treinos.

2.4.6. Prevenção e tratamento da SDFP

Como vimos anteriormente, devido à dificuldade em se diagnosticar previamente a SDFP, estudos em busca de prevenção à síndrome também são dificultados. Assim, o tratamento, pós-instauração da enfermidade, com exercícios de fortalecimento têm sido frequentemente utilizados para minimizar a dor, juntamente com o uso de acessórios de estabilização articular (KURIKI, 2009; BILLY et al. 2008).

A utilização de joelheira durante caminhadas, com o objetivo de aumentar o contato na articulação femoropatelar, diminui o estresse na articulação, demonstrando que ela pode ser de bom uso para a redução dos efeitos da SDFP em sua população (POWERS et al. 2004). Já o fortalecimento muscular, com utilização de exercícios dinâmicos e isométricos (uni e multiarticulares), é considerado eficiente para diminuir a dor de portadores de SDFP, pois mesmo quando associado a um tratamento de eletroestimulação obtém resultados igualmente satisfatórios (BILY et al. 2008). A explicação do efeito benéfico do exercício pode ser pelo fato de que o fortalecimento muscular, diminui a diferença no início da ativação (*onset*) entre os músculos VMO e VL, usualmente relatada como responsável pela lateralização da patela (COWAN et al. 2003). Confirma-se assim que os efeitos da SDFP podem ser minimizados a um curto prazo, dadas as intervenções corretas, e de certo modo “curadas” quando existe um tratamento adequado e uma reeducação das atividades físicas diárias do portador (KURIKI, 2009).

Como até este momento não existem estudos mostrando a incidência da síndrome em pessoas que já realizam, regularmente, fortalecimento muscular adequado, observamos em estudos clínicos, apenas processos de minimização e tratamento da dor causada pela SDFP. Enquanto não houver um meio de diagnosticar pessoas pré-dispostas a

desenvolver a síndrome, torna-se difícil encontrar meios para prevenção, porém é recomendado que indivíduos (principalmente mulheres jovens) que pratiquem atividades físicas regulares, mantenham uma rotina de atividades de fortalecimento muscular afim de evitar o possível desencadeamento da SDFP (COSCA e NAVAZIO, 2007).

2.4.7. SDFP e a relação de forças internas

Um dos principais enfoques no estudo da SDFP é a análise do início de ativação dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral por meio de eletromiografia de superfície (COWAN et al. 2003; KURIKI, 2009). Nestes estudos assume-se a hipótese de que em indivíduos normais, durante a atividade funcional de subida e descida de escada, o músculo VMO é ativado antes do VL no sentido de manter o equilíbrio do deslizamento da patela e o fêmur alinhado sem movimentos excessivos de adução e rotação interna. No entanto, deve ser considerada também a existência de outros fatores que contribuem para o mau alinhamento patelar; como o comportamento anormal da tíbia e/ou do fêmur. Porém, estes fatores não têm sido abordados conjuntamente.

A coordenação precisa das atividades dos músculos ao redor da articulação femoropatelar é importante para manter um ótimo trajeto patelar até a tróclea femoral. Disfunções do controle neuromotor da articulação femoropatelar podem induzir os músculos VMO e VL a gerar forças de diferentes amplitudes num mesmo instante, ou simplesmente uma defasagem em suas atuações (POWERS et al. 2004).

Esta é a questão fundamental relacionada à SDFP: as forças geradas pelos músculos VMO e VL, e pelo contato da patela com côndilo femoral, têm que produzir durante todo o tempo da atividade, seja contração isométrica, movimentos de flexão ou de extensão, uma força resultante na direção da linha do fêmur para que a patela desloque num trajeto normal (figura 5) (COWAN et al. 2002). Resultantes laterais diferente de zero a principio não seriam desejadas em nenhum instante, podendo ser o fator mais importante no surgimento ou na exacerbação da SDFP. Portanto, nesta linha de interpretação, o estudo da SDFP passa pela análise da variação temporal da força, durante a ação dos músculos do membro inferior.

Figura 5. Modelo de aplicação de força dos músculos vasto medial oblíquo (F_{VMO}), vasto lateral (F_{VL}), reto femoral (F_{RF}) sobre a patela e a força de reação no tendão patelar (F_{TP}), durante extensão de joelho.

Mas, como medir a força muscular? Esta é uma das questões mais importantes da biomecânica, a qual tem recebido especial atenção pelo nosso grupo de pesquisa. A abordagem que tem sido dada é a de avaliar a força muscular por meio da EMG. Sabe-se que este tema ainda é muito controverso na literatura, sendo significativamente problemático no campo da biomecânica, sendo a EMG utilizada para o estudo do mecanismo fisiológico da modulação da força (LINDEMAN et al. 1999), que tem sido feita com êxito em contrações isométricas ou em setores limitados de contrações dinâmicas (DELUCA, 1997; HERZOG et al. 1998; LLOYD e BESIER, 2003), prevendo uma razoável estimativa da força exercida pelo músculo. E, neste estudo, o interesse é avaliar as características do sinal eletromiográfico dos músculos VMO e VL, identificando possíveis alterações associadas ao desequilíbrio lateral da força muscular em diversas condições de isometria (OTA, 2006).

Na literatura, a principal abordagem que se dá ao uso da EMG de superfície para estudos da SDFP, é avaliar as características temporais do recrutamento dos músculos VMO e VL. Conforme afirmado anteriormente, uma abordagem muito usada é quantificar o atraso na atuação de um dos músculos em relação a outro por meio de determinação do início de suas ativações pela identificação dos respectivos *onsets*. Mas, também podem ser avaliadas

diferenças entre os tempos decorridos até que se atinja o pico de ativação do sinal, entre o tempo decorrido desde o início até o pico de ativação e ainda pela comparação da integral do sinal. Estes estudos têm como propósito estabelecer protocolos de avaliação que permitam propor formas de tratamento para alterar o padrão de comportamento do VMO, para que o mesmo inicie sua atividade antes do VL, no sentido de conter forças laterais da patela. A suposição é que o músculo VL atue de forma mais incisiva contribuindo para a instabilidade da patela (COWAN et al. 2003; KURIKI, 2009).

Ressalta-se que a associação destas características tendo como base apenas o atraso no instante onde o músculo é ativado, *onset*, é bastante difícil pelas características intrínsecas dos sinais biológicos; principalmente no que se relaciona ao sinal eletromiográfico, que apresenta uma flutuação muito grande, especialmente intra-indivíduos, sendo que o atraso referido pelos pesquisadores é bastante pequeno, da ordem de 10ms. Em um estudo realizado por Pulzato (2005), foi encontrado que no grupo normal, durante a subida do degrau em 80% dos voluntários o VMO ativou antes, em 6,6% depois, e em 13,4% ocorreu a ativação simultânea do VMO com o VL. No grupo com a SDFP em apenas 16,6% o VMO ativou antes, e em 33,4% depois e em 50% ocorreu ativação simultânea.

Análises EMG das diferentes porções do m. quadríceps durante contrações isométricas com a articulação do joelho posicionada a 90°, obtiveram valores de frequência média (FM), velocidade de condução e RMS distintos a 60% e 80% da carga voluntária máxima. Isto sugere que sinais obtidos por EMG de superfície em análises tanto no domínio do tempo, como da frequência, de contrações isométricas, podem ser úteis na descrição funcional não invasiva do comportamento muscular em relação a carga (RAINOLDI et al. 2008).

Mesmo quando existe dor induzida, observa-se um mecanismo antecipatório a dor que altera a ativação muscular, demonstrando que o mecanismo de coordenação da atividade muscular do joelho pode ser alterado (HODGES, 2009). Já em exercício isométrico, é possível verificar que as respostas de recrutamento de UM são distintas na existência ou não de dor (TUCKER e HODGES, 2009). O recrutamento de novas UM pode explicar a capacidade de manutenção de força, além de indicar uma possível alteração do espectro de frequência em situação de dor, mesmo quando avaliado o paciente com EMG de superfície. Tendo em vista que esta ação ocorre durante a presença de dor, isso pode sugerir que a SDFP desenvolva com o tempo uma estratégia de recrutamento de UM diferente, com o objetivo de minimizar a dor.

Em relação ao comportamento da atividade elétrica dos músculos VMO e VL, a literatura apoia-se na EMG como técnica confiável para avaliações quantitativas na SDFP (KURIKI, 2009). Dessa maneira, o interesse principal é conhecer as características destes músculos possibilitando identificar a SDFP, ou mesmo a predisposição para seu desenvolvimento. Enfatiza-se que há vários aspectos inerentes ao próprio sinal de EMG que podem estar envolvidos e podem fornecer informações complementares a respeito da SDFP. Por exemplo, a intensidade e a duração da contração, e também as alterações na relação entre EMG e força em isometria e em movimento. Além de que alterações mais globais, como aquelas relacionadas ao comportamento anormal da tíbia e do fêmur, neste projeto o interesse maior é a avaliação dos parâmetros relacionados às condições de equilíbrio em diferentes tarefas de contração isométrica, e as análises no domínio da frequência, estudando parâmetros como a Fmed, relacionados à estratégia de recrutamento muscular.

O estudo da SDFP é especialmente motivado pelas queixas relatadas pelos indivíduos durante a realização de atividades funcionais corriqueiras, como correr, agachar e subir e descer degraus. Neste estudo, a preocupação não foi analisar uma atividade funcional, mas sim o comportamento elétrico muscular durante aplicação de força, que ocorrem em quaisquer destas atividades descritas.

Desta maneira, a hipótese deste trabalho parte do princípio que em presença de dor o músculo altera o padrão de recrutamento das fibras de contração (TUCKER e HODGES, 2009), fazendo com que em SDFP a pessoa desenvolva uma nova estratégia de recrutamento a fim de minimizar a dor (KURIKI, 2009), com isso, espera-se que alterações no espectro de frequência sejam diferentes de um indivíduo saudável com relação ao sintomático.

3.1. Objetivo geral

Estudar a relação entre os sinais eletromiográficos do músculo quadríceps em indivíduos com e sem síndrome femoropatelar em exercícios isométricos distintos (dissipativo e conservativo), em diferentes ângulos da articulação tíbio-femoral e nível de força pré-determinado.

3.2. Objetivos específicos

- Analisar o padrão da intensidade do sinal eletromiográfico das porções VMO, VL e RF do músculo quadríceps com carga de 30% da contração isométrica voluntária máxima em indivíduos normais, e compará-lo com o encontrado em indivíduos portadores da SDFP;
- Comparar o valor de RMS dos músculos VMO, VL e RF em diferentes ângulos articulares, entre indivíduos normais e portadores da SDFP, para as contrações dissipativas e conservativas;
- Comparar a Fmed e F95 dos músculos VMO, VL e RF em diferentes ângulos articulares, entre indivíduos normais e portadores da SDFP, para as contrações dissipativas e conservativas.

Neste item estão descritos os materiais e os métodos utilizados para viabilizar o estudo proposto da SDFP, cujo foco é uma avaliação do músculo quadríceps durante a realização de extensão de joelho em cadeira extensora.

4.1. Voluntários

Para a execução do protocolo experimental foram selecionados 24 indivíduos do sexo feminino, com características antropométricas semelhantes. Os indivíduos foram divididos em dois grupos, sendo o primeiro composto por voluntárias com diagnóstico de síndrome femoropatelar e o segundo por voluntárias sem sinais e sintomas de SDFP. As implicações éticas que envolvem os procedimentos propostos neste trabalho foram submetidas para a análise do Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP, tendo recebido parecer favorável, conforme processo número 284/2008 (Anexo C). Apenas após as voluntárias receberem explicações sobre a participação na pesquisa e assinarem um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo A), o protocolo experimental foi iniciado.

4.1.1. Grupo SDFP

O grupo de estudo, aqui denominado grupo SDFP, foi composto por 7 voluntárias com diagnóstico de SDFP no joelho direito e/ou esquerdo, idade média de 24 ± 3 anos, $56,8 \pm 6,6$ kg e altura de $166,0 \pm 6,8$ cm. Todas as voluntárias apresentaram dominância direita. As características antropométricas de cada voluntária são mostradas na tabela seguinte: peso, altura, comprimentos dos membros inferiores e ângulo Q (ângulo formado entre o tendão do m. quadríceps da coxa e o ligamento patelar). Na tabela, MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior esquerdo. Os indivíduos foram submetidos a um protocolo de avaliação da dor para se enquadrarem nos critérios de inclusão desta pesquisa, conforme exposto no item 4.2.

Tabela 1. Características antropométricas dos voluntários com SDFP. MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior esquerdo.

Voluntária	Peso (Kg)	Altura (cm)	Idade (anos)	Comprimento MID (cm)	Comprimento MIE (cm)	Ângulo Q MID (graus)	Ângulo Q MIE (graus)
1	48,0	160	25	81	81	20	20
2	70,0	177	25	95	95	24	20
3	57,7	167	22	87	86	29	31
4	54,8	165	22	87	86	24	22
5	56,3	156	31	77	77	20	16
6	55,3	170	20	88	90	16	20
7	55,7	167	28	86	89	18	18
Média	56,8	166,0	24,7	85,8	86,3	21,6	21,0
DP²	6,6	6,8	3,8	5,7	5,9	4,4	4,8

4.1.2. Grupo Controle

O grupo controle foi constituído de 17 voluntárias sem sinais ou sintomas da SDFP, com idade média de 21 ± 2 anos, $57,4 \pm 8,1$ kg e $165,5 \pm 5,8$ cm de altura, todas com dominância direita, conforme quadro seguinte.

Tabela 2. Características antropométricas dos voluntários do grupo controle. MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior esquerdo.

Voluntária	Peso (Kg)	Altura (cm)	Idade (anos)	Comprimento MID (cm)	Comprimento MIE (cm)	Ângulo Q MID (graus)	Ângulo Q MIE (graus)
1	63,4	172	22	88	88	15	14
2	52,1	168	20	89	89	17	17
3	52,5	163	21	85	85	18	18
4	75,7	175	21	91	91	16	25
5	48,5	162	20	87	87	24	24
6	67,4	171	27	88	88	20	20
7	61,4	168	19	90	91	9	16
8	53,0	166	19	85	88	20	20
9	47,7	162	19	84	84	20	21
10	59,4	158	19	82	82	20	22
11	68,5	171	18	92	95	6	11
12	45,6	153	20	75	76	18	20
13	52,4	167	22	88	88	14	10

² Desvio Padrão

Voluntária	Peso (Kg)	Altura (cm)	Idade (anos)	Comprimento MID (cm)	Comprimento MIE (cm)	Ângulo Q MID (graus)	Ângulo Q MIE (graus)
14	60,7	164	21	87	86	17	17
15	54,0	157	21	81	83	24	24
16	56,0	168	23	86	85	25	18
17	57,5	168	26	86	87	18	20
Média	57,4	165,5	21,1	86,1	86,6	17,7	18,6
DP	8,1	5,8	2,4	4,1	4,2	4,9	4,3

4.2. Protocolo de avaliação

Para garantir a condição patológica da voluntária portadora de SDFP e a condição de normalidade da voluntária saudável, elas foram submetidas a um protocolo de avaliação (anexo B) que consistiu de: avaliação subjetiva da presença de dor femoropatelar através de questionários, avaliação clínica de sinais e sintomas com aplicação de testes específicos para a SDFP e avaliação funcional com teste de agachamento bipodal e descida de um degrau de 25 cm de altura. Para afirmar que o indivíduo é portador de SDFP, ele deve apresentar ao mínimo três das condições clínicas a seguir (COWAN et al. 2002a):

- Sintomas por no mínimo um mês e de início insidioso sem relação com trauma;
- Dor anterior ou retropatelar no joelho em no mínimo três das seguintes atividades: sentar por tempo prolongado, subir ou descer escadas, ajoelhar, correr e agachar;
- Dor durante a descida de um degrau de 25 cm de altura e durante agachamento bipodal com os dois joelhos flexionados a 90°, ambos realizados durante 30 segundos;
- Intensidade de dor de no mínimo 2 (0 – 10) na Escala Visual Analógica (EVA) no período da última semana.
- Presença de no mínimo três dos sinais e sintomas clínicos a seguir: teste da compressão da articulação fêmoro-patelar positivo; crepitação patelar; aumento do ângulo Q superior a 18°; pronação subtalar excessiva; patela alta; teste de Ober ou Noble positivo; dor à palpação das bordas patelares; torção tibial externa; sinal da Baioneta positivo, mau alinhamento patelar – patela medializada ou lateralizada.

As voluntárias deste estudo atendiam a estes critérios.

4.3. Critérios de exclusão

Não foram incluídos no estudo os indivíduos que apresentaram (COWAN et al. 2002a):

- sinal ou sintoma de qualquer outra patologia no joelho, história recente (dentro de três meses) de cirurgia no joelho, história de subluxação patelar ou uma evidência clínica de lesão meniscal, instabilidade ligamentar, osteoartrose, patologia no tendão patelar, ou dor referida vinda da coluna vertebral;
- presença de doença neurológica;
- presença de processo inflamatório ou sintomas de *overuse*;
- fisioterapia prévia (pelo menos 6 meses).

4.4. Instrumentação

4.4.1. Eletromiógrafo e eletrodos

Para aquisição do sinal EMG foram utilizados 3 pares de eletrodos de superfície, modelo Meditrace® da marca 3M®, com superfícies de captação de Ag/AgCl e diâmetro de 10mm. Os eletrodos foram posicionados paralelamente, separados entre si por 20 mm. No cabo do eletrodo estava presente um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common Mode Rejection Ratio) maior que 80 dB e impedância de 1012 Ω .

Os sinais foram captados em um módulo condicionador de sinais da marca Lynx®³, modelo EMG 1000-8-4I (figura 6). Neste módulo, três canais exclusivos para a aquisição de sinais EMG foram configurados com um filtro digital passa-banda de 20Hz a 500Hz. Todos os canais apresentavam ganho final de 1000 e frequência de amostragem de 4000Hz. A aquisição e o armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos por meio do software Bioinspector 1.8, também da Lynx®.

³ Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda: Rua Campos Sales Júnior, 476. São Paulo – SP – Brasil.

Figura 6. Condicionador de sinais utilizado para a integração dos sinais EMG e instrumentação, modelo EMG 1000-8-4I da marca Lynx.

O módulo condicionador de sinais foi alimentado por uma bateria 12V DC (1,35 A), com o objetivo de evitar a interferência da rede elétrica (60 Hz). Os ruídos de 60 Hz, encontrados quando o eletromiógrafo encontrava-se ligado à rede elétrica, apareciam esporadicamente e com intensidade variável, sua interferência era mais significativa quando se tem sinais de baixa amplitude. Isso seria um agravo durante a avaliação no domínio da frequência, onde os valores de F_{med} aproximavam-se de 60 Hz. Por isto, adotou-se a utilização da bateria em todas as coletas, no qual o RMS do sinal de base em repouso, não ultrapassou $1\mu V$.

4.4.2. Fixação dos eletrodos

Antes da execução dos testes, os eletrodos para captação do sinal EMG foram fixados sobre as porções dos músculos Vasto Lateral (VL), Vasto Medial Oblíquo (VMO) e Reto Femoral (RF), do músculo quadríceps femoral, de acordo com a figura 7.

Para fixação dos eletrodos, primeiro localizou-se o ponto motor na região do ventre da porção muscular. Este procedimento foi realizado utilizando-se um aparelho eletroestimulador modelo NeMESys 941, marca Quark®⁴ e um eletrodo tipo “caneta”. Após a localização e marcação do ponto, foi feita a tricotomia e a limpeza da região. Os eletrodos

⁴ Quark Produtos Médicos: Rua do Rosário, 1525. Piracicaba – SP – Brasil.

foram fixados logo abaixo do ponto localizado (DELUCA e BASMAJIAN, 1985; DELUCA, 1997).

Figura 7. Acima e a esquerda, esquema representativo da posição dos eletrodos sobre os músculos Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial Oblíquo (VMO), adaptado de Cifrek (2000). À direita, procedimento para detecção de um ponto motor por meio de eletroestimulação. Abaixo, posicionamento dos eletrodos nas porções musculares indicadas.

4.4.3. Eletrogoniômetro e célula de carga

Para a realização da dinamometria foi utilizada uma célula de carga *strain-gauge*, marca EMG System do Brasil Ltda.⁵ modelo CEL_200K. Esta foi acoplada ao sistema de exercício com o objetivo de medir a intensidade da sobrecarga aplicada. Também foi

⁵ EMG System do Brasil Ltda: Rua Porto Príncipe, 50 – São José dos Campos – SP – Brasil.

utilizado um eletrogoniômetro acoplado ao sistema da cadeira extensora (figura 8) preso por um potenciômetro linear de 10K Ω , para registrar a posição angular da perna. A variação de resistência foi convertida em ângulo e utilizada para medir a estabilidade da articulação do joelho durante os ensaios.

Figura 8. Acima, observamos o sistema integrado do eletrogoniômetro acoplado a cadeira extensora para monitoração da posição angular do joelho durante o movimento de flexão e extensão da perna durante o exercício de contração isométrica conservativa. Abaixo, é possível visualizar a célula de carga, fixa ao chão, utilizada para monitorar a força aplicada pelo sujeito durante o teste máximo e o exercício de contração isométrica dissipativa.

4.5. Protocolo de coleta de dados

Antes de qualquer procedimento com as voluntárias, o local foi preparado para a avaliação: iluminação e temperatura controladas e todos os instrumentos utilizados já corretamente posicionados. O protocolo de coleta de dados foi subdividido em 2 dias:

Primeiro dia: Cada voluntária foi informada sobre a pesquisa, assinou o termo de consentimento e assim, foi submetida à aplicação do protocolo de avaliação. A seguir, foi realizado o procedimento para o posicionamento dos eletrodos e preparação da voluntária conforme descrito anteriormente.

Após este processo, realizou-se um treinamento sem carga no aparelho a ser utilizado, com o objetivo de familiarização do sujeito com o meio para, na sequência, dar-se início à coleta dos sinais eletromiográficos.

As voluntárias fizeram 3 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de 6 segundos a 60° de extensão de joelho (considerando 0° como sendo a extensão total do membro), e com intervalos de 5 minutos entre cada tentativa. A CIVM foi determinada pelo corte dos 2 segundos com maior carga aplicada durante cada tentativa, uma média entre as três tentativas foi feita, definindo desta maneira suas respostas para força máxima em contração isométrica dissipativa.

Segundo dia: Após um intervalo de 24 horas foi realizada a segunda coleta. Esta consistiu de 18 contrações isométricas (9 dissipativas e 9 conservativas) a 30% da CIVM, com 10 segundos de duração e intervalos de recuperação de 4 minutos. As contrações dissipativa e conservativa ocorreram de maneira alternada, iniciando sempre pela dissipativa. Elas foram realizadas nas angulações de 20°, 60° e 90° de maneira aleatória, porém em pares; de maneira que se a primeira contração (dissipativa) ocorresse a 60°, a segunda (conservativa) necessariamente seria no mesmo ângulo, e assim por diante.

Como *feedback* para realização do gesto motor conservativo, onde a carga já estava preparada, a voluntária deveria manter a extensão de joelho na angulação proposta conforme a evolução do eletrogoniômetro. Para o gesto motor dissipativo, onde a angulação da cadeira extensora permanecia fixa, a voluntária deveria atingir a força pré-estabelecida conforme a evolução do gráfico da célula de carga. O *feedback* era fornecido para a voluntária pelo computador em tempo real, para que elas conseguissem realizar as contrações isométricas. Foram coletadas atividades em repouso para avaliação do nível ruído de interferência nos sinais, e garantir que este não influenciasse os resultados.

A carga pré-determinada de 30% a partir da CIVM para realização das coletas, deve-se a dois aspectos. O primeiro refere-se à possibilidade de realizar a coleta em apenas

um dia, evitando uma adaptação neuromuscular do indivíduo em relação ao exercício proposto. O segundo aspecto considera a tentativa de não levar o indivíduo à fadiga, partindo do princípio que cargas acima de 50% poderiam induzir uma sobrecarga que não seria fisiologicamente passível de recuperação em pouco tempo. Dessa maneira, para não prolongar por muito tempo a coleta, e para atender os requisitos fisiológicos descritos, utilizou-se a carga de 30%, fazendo com que o tempo de coleta não ultrapassasse 2 horas.

4.6. Processamento dos sinais e tratamento dos dados

Tratamento do sinal EMG e determinação dos parâmetros

No tratamento dos sinais EMG foram utilizados o próprio software AqDAnalysis (Linx®) para seleção dos traçados e o Matlab® para o processamento propriamente dito. Foi utilizada uma rotina do MatLab® para análise do sinal no domínio de tempo e da frequência desenvolvida no próprio laboratório.

Após a coleta, utilizando o software AqDAnalysis, os sinais foram preparados para leitura em ambiente MatLab®. A rotina possuía um filtro passa-banda do sinal em 20 Hz – 500 Hz, e ofereceu a possibilidade de seleção de trecho de cada sinal a ser analisado. Selecionou-se então um trecho de 20.000 pontos (5 segundos) onde se apresentava maior estabilidade (figura 9), para serem feitas as análises nos domínios do tempo e da frequência.

Na análise no domínio do tempo, utilizamos o valor RMS (calculado ponto a ponto), a fim de identificar a intensidade do sinal EMG. O sinal pode ser analisado individualmente músculo a músculo, ou como meio de análise de intensidade de contração de um músculo em relação a outro, utilizando a razão de RMS, que é a divisão do RMS de um músculo pelo outro, obtendo assim as razões: VMO/VL, VMO/RF e VL/RF.

Figura 9. Ambiente MatLab® onde acima observamos o trecho de maior estabilidade do sinal de instrumentação (célula de carga), que determinou o trecho de 20.000 pontos a ser utilizado para as análises de EMG, conforme apresentado abaixo.

Na análise no domínio da frequência, foi calculada a transformada de Fourier do sinal EMG (figura 10). Para fazer a localização dos pontos de Fmed e F95, foi necessário realizar uma nova integral à partir da curva espectral (chamada de SDF ou *spectral density*

frequency), assim, conseguiu-se localizar os pontos 0,5 e 0,95 no qual se concentram 50% e 95% da área espectral da curva original (figura 11).

Figura 10. Ilustração do espectro de potência.

Figura 11. Ilustração da curva de SDF, demonstrando a densidade da curva espectral e os pontos de Fmed e F95.

4.7. Tratamento estatístico

Para a análise estatística inicial, com o objetivo de diferenciar os dois tipos de contração, foi utilizado o teste-t pareado. Fazendo a comparação sempre de uma contração com sua subsequente, onde as condições fisiológicas encontravam-se mais semelhantes.

Para a análise estatística global, objetivando-se a comparação entre os grupos, tipos de contração e os ângulos estudados, os dados foram previamente submetidos a um teste de normalidade (*Kolmogorov-Smirnov*). Como todos os casos foi possível assumir a normalidade dos dados, utilizou-se a técnica ANOVA fatorial (*three-way*). A ANOVA basicamente divide a variabilidade entre grupos e variabilidade dentro de grupos, e compara as duas. A diferença de variabilidade entre e dentro de grupos é indicativo que existe diferença na média dos grupos. O teste estatístico *Lambda* de Wilks (Λ^*), presente na ANOVA, é utilizado para verificar a diferença entre os valores médios entre os grupos e as interações. Este valor é comparado utilizando a distribuição Qui-Quadrado como referência. A partir do valor *p* decidimos se aceitamos ou não a hipótese de igualdade entre os grupos, trabalhando com um nível de significância $\alpha=0,05$. Regra de decisão, se $p\text{-valor}>0,05$ aceitamos que os dois grupos que estão sendo comparados são iguais, caso contrário, se o $p\text{-valor}<0,05$ rejeitamos a hipótese inicial de igualdade, ou seja, há diferença significativa entre os grupos. Das 18 contrações realizadas por cada voluntária, sempre 3 contrações eram na mesma condição (ângulo e tipo de contração isométrica), dessa maneira, para evitar uma multientrada na análise da ANOVA, foi realizada a média entre as 3 condições similares.

Os softwares utilizados para o processamento estatístico foram o Minitab 13.20 e PASW Statistics 18.

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos através do processamento e análises dos dados coletados nos experimentos, de acordo com os métodos e procedimentos descritos no capítulo anterior.

Os resultados foram estruturados de forma a compor dois módulos. No primeiro apresentam-se os resultados obtidos nas análises de dados originados no domínio do tempo, RMS e razões de RMS. No segundo módulo apresentam-se os resultados originados no domínio da frequência, Fmed e F95.

5.1. Análise no domínio do tempo

Com o objetivo de identificar se haveria diferenças entre as contrações dissipativa e conservativa, um teste pareado foi feito para a comparação de uma contração com a outra, em condições similares. Conforme descrito na metodologia, foram feitas 3 contrações de cada modalidade em cada ângulo articular. Na tabela 3 aparecem os dados de RMS, obtidos em cada porção muscular, da primeira contração (dissipativa) pareados com os da segunda (conservativa), os da terceira (dissipativa) pareados com os da quarta (conservativa) e assim por diante. Portanto, os resultados de RMS dos três músculos, de todos os indivíduos nos três ângulos foram organizados conforme ilustra a Tabela 3.

Tabela 3. Valores parciais⁶ de intensidade de recrutamento muscular obtido dos músculos do quadríceps (μV) de todos os indivíduos estudados (Controle e SDFP).

Sujeito	Ângulo	VMO Dissipativo	VMO Conservativo	VL Dissipativo	VL Conservativo	RF Dissipativo	RF Conservativo
1	90°	262,91	304,75	99,69	106,03	120,31	116,90
1		278,15	313,23	98,36	111,25	123,06	124,75
1		267,23	264,79	90,89	85,54	114,67	118,60
2		466,25	427,61	155,54	143,44	138,46	140,70
2		423,98	371,91	154,40	149,96	128,60	91,63
2		441,28	406,06	140,95	142,42	131,30	125,16
		...	...	...	...	...	...

⁶ Para manter a clareza do texto, optamos em demonstrar apenas parte dos dados, com o objetivo de ilustrar como foi realizada a organização dos mesmos.

Sujeito	Ângulo	VMO Dissipativo	VMO Conservativo	VL Dissipativo	VL Conservativo	RF Dissipativo	RF Conservativo
24		432,45	422,74	413,68	389,27	145,34	132,56
24		307,17	490,47	283,96	433,87	101,20	133,93
24		399,12	407,61	367,31	363,56	128,88	118,52
1		288,40	200,68	93,89	72,33	112,74	80,20
1		227,50	207,86	78,51	71,46	104,00	80,50
1		204,70	185,20	72,79	64,19	93,52	87,16
2		233,68	189,74	121,73	116,75	91,70	116,37
2	60°	246,95	217,73	135,84	124,99	103,40	118,05
2		242,40	203,34	148,72	132,42	101,97	102,29
		...	...	...	...	...	...
24		304,75	393,45	300,92	381,87	130,58	140,72
24		293,76	344,99	290,87	353,31	143,59	137,29
24		259,99	334,98	252,63	317,36	110,17	125,48
1		188,67	211,61	90,34	99,58	58,21	91,63
1		216,76	248,04	92,67	116,55	60,83	93,44
1		229,99	236,00	108,26	106,64	76,89	79,74
2		359,97	403,07	231,08	260,99	135,73	158,55
2	20°	377,62	371,30	267,64	237,90	144,12	149,23
2		388,50	289,76	272,08	243,36	173,02	137,34
		...	...	...	...	...	...
24		431,21	492,77	414,04	445,84	128,94	163,68
24		459,41	438,15	430,60	428,66	145,83	166,03
24		438,93	444,91	416,26	433,70	141,73	173,46
		p = 0,159		p = 0,046		p = 0,575	

Em nossas análises consideramos que os sinais são diferentes quando o nível de significância (p-valor) for menor que 5%. Assim pode-se observar na tabela 3, que o RMS do músculo VL é estatisticamente distinto para os dois tipos de contração. Este mesmo resultado não foi observado para os músculos VMO e RF. Esperava-se que o RMS das contrações dissipativas fossem diferentes das conservativas, para todos os músculos, de acordo com a literatura (RUDROFF et al. 2010), e com observações em um estudo piloto desenvolvido previamente. Desta maneira, a análise dos dados deve ser mais minuciosa, afim de verificar se esta diferença encontra-se em alguma condição particular. Primeiro, vamos avaliar se o comportamento observado depende da enfermidade, assim subdividimos o tabelamento em dois grupos – Controle (tabela 4) e SDFP (tabela 5) – e refizemos a análise.

Tabela 4. Valores médios $\pm$ DP de RMS (μ V), não normalizado, do grupo Controle em ambas as contrações, e o nível de significância p da comparação pareada feita entre elas.

Controle	VMO	VL	RF
Dissipativa	280,30 $\pm$ 146,8	149,51 $\pm$ 79,0	127,69 $\pm$ 49,5
Conservativa	282,90 $\pm$ 139,6	152,01 $\pm$ 83,4	126,74 $\pm$ 46,6
p-valor	0,591	0,279	0,717

Tabela 5. Valores médios $\pm$ DP de RMS (μ V), não normalizado, do grupo SDFP em ambas as contrações, e o nível de significância p da comparação pareada feita entre elas.

SDFP	VMO	VL	RF
Dissipativa	177,03 $\pm$ 66,7	128,16 $\pm$ 54,1	101,65 $\pm$ 30,0
Conservativa	188,01 $\pm$ 76,8	134,53 $\pm$ 66,3	100,19 $\pm$ 35,2
p-valor	0,003	0,022	0,512

As tabelas 4 e 5 mostram os resultados da comparação pareada entre o RMS do sinal EMG das contrações dissipativa e conservativa nos grupos Controle e SDFP. Apenas os músculos VMO e VL do grupo sintomático possuem valores significativamente diferentes de RMS, em função do tipo de contração, com p-valor de 0,003 e 0,022 respectivamente. Maiores valores de RMS podem estar relacionados com uma maior ativação muscular. Portanto o fato de que durante a contração conservativa os músculos VMO e VL apresentam maiores valores de RMS, podem indicar que nesta condição existe um maior controle motor espacial, recrutando mais UM. Como essa diferença é encontrada unicamente no grupo sintomático, entendemos que os voluntários com SDFP são mais sensíveis às alterações do recrutamento das UM.

O equilíbrio da força muscular entre os músculos do quadríceps durante a extensão de joelho é esperado para que a patela se movimente normalmente sobre a fossa troclear. Como a intensidade do sinal EMG tem relação com a força muscular, se houver equilíbrio da ação muscular (força), deve haver equilíbrio entre os RMS dos sinais EMG. Assim, buscando identificar este equilíbrio, analisaram-se as razões de RMS, as quais são: VMO/VL, VMO/RF e VL/RF.

Para realizar o cálculo destas razões, os dados de RMS, agora, foram previamente normalizados em relação aos valores obtidos por meio da CIVM. Dessa maneira, faz-se a razão entre as intensidades de cada músculo relativas ao seu próprio valor máximo. Objetivando verificar se a relação de contração permanecia a mesma nas distintas contrações isométricas, tabelamos todos os dados dessas razões para que eles fossem analisados de maneira pareada, conforme podemos observar na Tabela 6, permitindo comparar os dois tipos de contrações isométricas.

Tabela 6. Valores parciais da razão entre os valores de RMS dos músculos do quadríceps em distintos tipos de contração de todos os indivíduos estudados (Controle e SDFP).

Sujeito	Ângulo	VMO/VL Dissipativo	VMO/VL Conservativo	VMO/RF Dissipativo	VMO/RF Conservativo	VL/RF Dissipativo	VL/RF Conservativo
1	90°	2,637	2,874	2,185	2,606	0,828	0,907
1		2,827	2,815	2,260	2,510	0,799	0,891
1		2,939	3,095	2,330	2,232	0,792	0,721
2		2,997	2,981	3,367	3,038	1,123	1,019
2		2,745	2,480	3,296	4,058	1,200	1,636
2		3,130	2,851	3,360	3,244	1,073	1,137
		...	...	...	...	...	...
24		1,045	1,085	2,975	3,189	2,846	2,936
24		1,081	1,130	3,035	3,662	2,805	3,239
24		1,086	1,121	3,096	3,439	2,849	3,067
1	60°	3,071	2,774	2,557	2,501	0,832	0,901
1		2,897	2,908	2,187	2,582	0,754	0,887
1		2,811	2,885	2,188	2,124	0,778	0,736
2		1,919	1,625	2,548	1,630	1,327	1,003
2		1,817	1,741	2,388	1,844	1,313	1,058
2		1,629	1,535	2,377	1,987	1,458	1,294
		...	...	...	...	...	...
24		1,012	1,030	2,333	2,796	2,304	2,713
24		1,009	0,976	2,045	2,512	2,025	2,573
24		1,029	1,055	2,359	2,669	2,293	2,529
1	20°	2,088	2,124	3,240	2,309	1,551	1,086
1		2,339	2,128	3,563	2,654	1,523	1,247
1		2,124	2,213	2,991	2,959	1,408	1,337
2		1,557	1,544	2,652	2,542	1,702	1,646
2		1,410	1,560	2,620	2,488	1,857	1,594
2		1,427	1,190	2,245	2,109	1,572	1,771
		...	...	...	...	...	...

Sujeito	Ângulo	VMO/VL Dissipativo	VMO/VL Conservativo	VMO/RF Dissipativo	VMO/RF Conservativo	VL/RF Dissipativo	VL/RF Conservativo
24		1,041	1,105	3,344	3,010	3,211	2,723
24		1,066	1,022	3,150	2,638	2,952	2,581
24		1,054	1,025	3,096	2,564	2,936	2,500
		p = 0,080		p = 0,037		p = 0,055	

Na Tabela 6 pode-se observar que existe diferença estatística entre a razão de RMS do VMO/RF, ao se comparar as contrações dissipativa e conservativa. Para verificar se este mesmo comportamento se mantém nos grupos individualmente, realizamos o mesmo tipo de comparação separadamente em cada um deles, cujos resultados são apresentados nas tabelas 7 para o grupo Controle, e 8 para o grupo SDFP.

Tabela 7. Valores médios das razões de RMS do grupo Controle em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.

Controle	VMO/VL	VMO/RF	VL/RF
Dissipativa	1,958±0,62	2,223±0,79	1,239±0,58
Conservativa	1,976±0,62	2,247±0,73	1,245±0,57
p-valor	0,272	0,473	0,736

Tabela 8. Valores médios das razões de RMS do grupo SDFP em ambas as contrações, e o p-valor da comparação pareada feita entre elas.

SDFP	VMO/VL	VMO/RF	VL/RF
Dissipativa	1,423±0,30	1,767±0,55	1,248±0,29
Conservativa	1,454±0,33	1,894±0,57	1,320±0,32
p-valor	0,061	0,000	0,000

Ao analisar as tabelas 7 e 8, verifica-se que todas as razões de contração entre os músculos permanecem inalteradas no grupo controle, e somente a razão VMO/VL do grupo SDFP não se altera. Obteve-se para as razões VMO/RF e VL/RF em SDFP valores distintos nos dois tipos de contração ($p=0,000$), demonstrando que as atuações destes músculos não se mantêm proporcionais quando se modifica o gesto motor nessas voluntárias.

Ao contrário do grupo SDFP, no grupo Controle os resultados demonstram que o controle muscular permanece inalterado quando comparamos os dois tipos de contração.

Visto que um desequilíbrio das porções VMO e VL, especificamente, poderia ser o grande fator desencadeador da SDFP (COSCA e NAVAIZIO, 2007; KURIKI, 2009), esperava-se alteração na razão VMO/VL, mas justamente esta razão não demonstrou diferenças entre os dois tipos de contração isométrica. Baseados nessa premissa, procurando compreender melhor a relação entre esses músculos ao longo dos três ângulos coletados, foram agrupados o conjunto total dos dados de VMO/VL e posteriormente subdivididos nos três ângulos articulares. Os dados da tabela 6 foram reorganizados por ângulos, perdendo o caráter de estar pareado, e compararam-se os valores médios das razões de RMS, com o objetivo de saber se existem razões diferentes entre cada um dos grupos. Como a distribuição dos dados não é normal, foi aplicado o teste para dados não paramétricos de *Mann-Whitney*, cujas distribuições dos resultados são apresentadas nas figuras 12, 13.

Figura 12. Gráfico de distribuição dos dados de razão de RMS entre os músculos VMO/VL do grupo Controle, com o p-valor comparativo entre os ângulos de contração. O eixo x do gráfico representa os três ângulos de contração realizados pelo grupo controle, e o eixo y refere-se ao valor da razão de RMS normalizado dos músculos VMO/VL.

Pode-se verificar que o percentual de contração de VMO em relação ao VL comportou-se de maneira estável nos ângulos de 20° e 60°, permanecendo a razão do RMS do VMO/VL na faixa de 1. O mesmo não ocorre durante a contração de 90°, de maneira que ou diminui a participação do VL, ou aumenta a participação do VMO, ou seja, observa-se que nos ângulos de 20° e 60° de indivíduos assintomáticos há um equilíbrio entre as ações do VMO e VL, mas não no ângulo de 90°⁷.

Figura 13. Gráfico de distribuição dos dados de razão de RMS entre os músculos VMO/VL do grupo SDFP, com o p-valor comparativo entre os ângulos de contração. O eixo x do gráfico representa os três ângulos de contração realizados pelo grupo controle, e o eixo y refere-se ao valor da razão de RMS normalizado dos músculos VMO/VL.

Ao analisar o gráfico de distribuição da razão de RMS do VMO/VL no grupo SDFP, verifica-se que a participação de VMO, em relação ao VL, só é maior durante a contração em 90°, visto que neste ângulo, esta razão foi maior que 1. Por outro lado, a participação de VL é maior, justamente em 60° (razão menor que 0,9), posição mais favorável à aplicação de força do m. quadríceps (OTA, 2006). Estudos apontaram que a relação de

⁷ Ervilha (2010), observa que a razão de RMS de VMO/VL ser diferente de 1 de acordo com o ângulo do joelho, não significa obrigatoriamente que há um “desequilíbrio” na geração de força das porções musculares. Esta pode ser inclusive uma questão de ajuste fino para posicionamento da patela (informação pessoal). Informação fornecida por Ervilha em São Carlos, em 2010.

amplitude da razão VMO/VL dos sinais EMG, em extensão isométrica do joelho foi menor em indivíduos com SDFP quando comparados com indivíduos saudáveis (MAKHSOUS et al. 2004). Esta diminuição na taxa EMG do VMO não é favorável, pois resultaria em força lateral excessiva na patela (WONG e NG, 2010). As razões VMO/VL abaixo de 1,0, encontrada no grupo SDFP nos ângulos de 20° e 60°, demonstram uma participação maior do VL em relação ao VMO.

Podemos observar na Tabela 9, as medianas e o p-valor da comparação dos resultados das razões de RMS VMO/VL entre o grupo Controle e SDFP, com o objetivo de constatar se haveria diferença no comportamento desta razão para cada um dos ângulos articulares avaliados.

Tabela 9. Valores medianos da razão de RMS de VMO/VL nos três ângulos de contração, e o p-valor da comparação feita entre os grupos.

VMO/VL	20°	60°	90°
Controle	0.909	1.025	1.104
SDFP	0.954	0.762	0.948
p-valor	0.902	0.051	0.006

Constata-se que a razão de RMS do VMO/VL no grupo SDFP é diferente do grupo Controle no ângulo de 90°, e apesar de em 60° não ser estatisticamente significativo, existe esta tendência, o que pode ser clinicamente sugestivo. Comparando-se as medianas, a atuação do VL é maior do que a do VMO no grupo sintomático em todos os ângulos. Isto pode justificar a lateralização da patela, encontrada em grande parte dos portadores de SDFP (COSCA e NAVAZIO, 2007; KURIKI, 2009).

Observa-se também, que as relações entre as razões de RMS alteram-se de acordo com o ângulo. Tal relação está diretamente associada a intensidade de força gerada para cada ângulo, e as interações fisiológicas das fibras musculares encontradas conforme se estende ou flexiona o músculo, que altera a intensidade de recrutamento das UM.

Na análise precedente, constata-se que não se mantém uma proporção em relação ao recrutamento muscular entre os músculos VMO e RF, e VL e RF nos sujeitos com SDFP, quando se altera o gesto motor. Isto demonstra que o padrão de recrutamento de UM nas voluntárias sintomáticas altera-se de um músculo em relação ao outro. Ressalta-se que esperávamos alterações na razão VMO/VL, justamente onde não se constatou nenhuma

mudança (Tabela 8). Por isso, estendemos esta análise aos ângulos, pois esta razão pode se alterar. Na tabela 9, vimos que a razão VMO/VL mostra-se acima de 1,0 para os indivíduos do grupo Controle e abaixo de 1,0 em SDFP, e que no ângulo de 90° é possível diferenciar os grupos.

Numa segunda etapa, como forma de analisar os dados de uma maneira global, utilizou-se a ANOVA fatorial, onde os valores de RMS mantiveram-se normalizados pela CIVM. Esses resultados demonstraram diferenças significantes em relação ao Grupo ($p=0,000$) e Ângulo ($p=0,000$). Pode-se observar na figura 14, o comportamento do RMS normalizado para os grupos Controle e SDFP:

Figura 14. Comparação do RMS normalizado entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,945; $p=0,000$), no qual as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de cada músculo foi para VMO (0,004), VL (0,332) e RF (0,313).

A diminuição do RMS do sinal EMG durante protocolo de dor induzida em exercícios estáticos é relatado na literatura, sendo justificado pelo fato que quando se provoca a dor, diminui-se a atividade elétrica dos músculos agonistas, e em contrapartida, aumenta-se a atividade elétrica dos músculos antagonistas (THOMEE et al. 1995; GRAVEN-NIELSEN et al. 1997⁸, WANG et al. 2000⁹, CIUBOTARIU et al. 2004¹⁰, *apud* ERVILHA, 2006). Neste

⁸ GRAVEN-NIELSEN et al. Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v.105, p.156-164, 1997.

estudo, apesar de não ser monitorada a atividade dos músculos ísquios-tibiais (antagonistas), observamos a diminuição da atividade elétrica dos músculos do quadríceps, que mesmo não sendo uma atividade com dor induzida, os resultados parecem comportarem-se da mesma maneira.

Figura 15. Comparação do RMS normalizado entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,587; $p=0,000$), no qual as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de todos os músculos foi 0,000. O teste de Post-Hoc, apenas não demonstrou diferença em VMO entre 90° e 20°, todas as demais combinações o p-valor foi de 0,000.

Ao observar a figura 15, que retrata o RMS normalizado de cada porção muscular em diferentes ângulos, logo nos atentamos à questão da menor porcentagem de recrutamento muscular encontrada no ângulo de 60° para os três músculos. Isto está relacionado ao fato de que neste ângulo encontra-se a fase ótima de aplicação de força muscular durante a extensão de joelho (OTA, 2006), demandando assim uma menor necessidade de recrutamento de UM para realizar o movimento. Por outro lado, o fato do ângulo de 20° estar relacionado com a maior porcentagem de recrutamento dos músculos, relaciona-se a uma condição não favorável à aplicação de força neste ângulo, como já descrito

⁹ WANG, K. et al. Effect of tonic muscle pain on short latency jaw-stretch reflexes in humans. **Pain**, v. 88, p. 189-197, 2000.

¹⁰ CIUBOTARIU, A. et al. The influence of the muscle pain and fatigue on the activity of synergistic muscles of the leg. **Eur J Appl Physiol**, v. 91, p.604-614, 2004.

anteriormente, necessitando de um maior número de UM para a manutenção da carga externa, gerando um aumento no RMS do sinal EMG.

Os resultados obtidos na análise da ANOVA *three-way*, mostraram que o RMS normalizado é menor no grupo com SDFP comparativamente a indivíduos sem dor, e que a necessidade de recrutamento de UM altera-se conforme se modifica o ângulo articular da contração isométrica, sendo maior em 20° e menor em 60° (fase ótima de aplicação de força durante a extensão de joelho).

5.2. Análise no domínio da frequência

5.2.1. *Fmed*

Na análise no domínio da frequência com o teste-t pareado, o tabelamento foi similar ao exposto na Tabela 3. Inicialmente compara-se a *Fmed* dos dois tipos de contração, encontrando diferenças estatisticamente significantes para os três músculos – VMO (0,002), VL (0,002) e RF (0,04), conforme demonstra-se na Tabela 10.

Tabela 10. Valores parciais de *Fmed* (Hz) obtidos dos músculos do quadríceps de todos os indivíduos estudados (Controle e SDFP).

Sujeito	Ângulo	VMO Dissipativo	VMO Conservativo	VL Dissipativo	VL Conservativo	RF Dissipativo	RF Conservativo
1	90°	50,781	46,875	50,781	50,781	66,406	62,500
1		46,875	50,781	50,781	50,781	62,500	62,500
1		54,688	50,781	54,688	54,688	70,313	62,500
2		58,594	54,688	62,500	58,594	74,219	70,313
2		58,594	58,594	62,500	62,500	74,219	105,47
2		58,594	62,500	58,594	58,594	66,406	66,406
		...	...	...	...	...	...
24		58,594	58,594	58,594	58,594	58,594	62,500
24		58,594	58,594	58,594	58,594	58,594	58,594
24		58,594	58,594	58,594	58,594	62,500	62,500

Sujeito	Ângulo	VMO Dissipativo	VMO Conservativo	VL Dissipativo	VL Conservativo	RF Dissipativo	RF Conservativo
1	60°	39,063	54,688	46,875	58,594	62,500	93,750
1		42,969	50,781	50,781	58,594	70,313	93,750
1		50,781	46,875	54,688	58,594	74,219	85,938
2		58,594	58,594	62,500	62,500	97,656	105,470
2		58,594	58,594	62,500	66,406	101,56	109,380
2		58,594	58,594	62,500	62,500	97,656	105,470
		...	...	...	...	...	...
24		54,688	62,500	58,594	66,406	62,500	66,406
24		58,594	58,594	58,594	62,500	62,500	66,406
24		58,594	58,594	62,500	62,500	66,406	62,500
1	20°	54,688	58,594	66,406	66,406	66,406	105,470
1		54,688	58,594	62,500	62,500	70,313	97,656
1		54,688	58,594	62,500	62,500	93,750	93,750
2		58,594	62,500	66,406	70,313	101,560	89,844
2		62,500	62,500	66,406	70,313	93,750	89,844
2		58,594	66,406	66,406	70,313	97,656	93,750
		...	...	...	...	...	...
24		62,500	62,500	66,406	66,406	74,219	78,125
24		62,500	66,406	66,406	66,406	70,313	74,219
24		62,500	62,500	66,406	66,406	70,313	74,219
		p = 0,002	p = 0,002		p = 0,04		

Considerando a diferença observada nas Fmed, a análise pareada foi refeita em cada grupo separadamente, para constatar se o mesmo comportamento é observado no grupo Controle e no grupo SDFP. Os resultados desta comparação estão mostrados nas Tabelas 11 e 12. Podemos afirmar que no grupo Controle é possível distinguir as contrações isométricas – conservativa e dissipativa – analisando a Fmed dos músculos VMO e VL. Porém o grupo SDFP, não apresenta mudanças sensíveis de Fmed em nenhuma porção muscular do m. quadríceps capaz de distinguir os dois tipos de contração.

Tabela 11. Valores médios $\pm$ DP de Fmed do grupo Controle em ambas as contrações, e o nível de significância p da comparação pareada feita entre elas.

Controle	VMO	VL	RF
Dissipativa	59.60 $\pm$ 5.01	67.71 $\pm$ 9.53	76.24 $\pm$ 10.65
Conservativa	60.35 $\pm$ 4.77	68.48 $\pm$ 9.18	77.41 $\pm$ 11.31
p-valor	0.003	0.009	0.061

Tabela 12. Valores médios $\pm$ DP de Fmed do grupo SDFP em ambas as contrações, e o nível de significância p da comparação pareada feita entre elas.

SDFP	VMO	VL	RF
Dissipativa	61.16 $\pm$ 4.88	64.17 $\pm$ 6.20	75.76 $\pm$ 12.26
Conservativa	61.54 $\pm$ 5.32	64.68 $\pm$ 6.89	76.20 $\pm$ 12.67
p-valor	0.260	0.103	0.390

Nas tabelas 13 e 14, apresentam-se os dados pareados dos grupos Controle e SDFP, separados em cada ângulo, para os três músculos. Observa-se que não somente no grupo Controle, mas também no SDFP, a diferença de Fmed entre as contrações concentra-se no ângulo de 20°, não sendo verificada nenhuma outra diferença nos demais ângulos. O ângulo de 20°, por manter a perna em praticamente extensão máxima, cria também uma interação actina-miosina acentuada. Desta maneira, neste ângulo é necessária uma maior atuação de estabilização muscular (GRELSAMER, 2000), que provavelmente é enfatizada durante a condição de contração conservativa, apresentando maior Fmed nesta condição.

Tabela 13. Valores médios de Fmed do grupo Controle em ambas as contrações e em cada ângulo articular, e o nível de significância p da comparação feita entre elas pelo teste-t pareado.

Controle	VMO			VL			RF		
	20°	60°	90°	20°	60°	90°	20°	60°	90°
Dissipativa	61,7 $\pm$ 4,7	59,3 $\pm$ 5,5	57,9 $\pm$ 4,0	73,7 $\pm$ 10,5	66,6 $\pm$ 8,2	63,1 $\pm$ 6,5	81,9 $\pm$ 10,9	78,2 $\pm$ 10,0	68,4 $\pm$ 4,8
Conservativa	63,7 $\pm$ 3,9	59,7 $\pm$ 4,2	57,7 $\pm$ 2,5	75,6 $\pm$ 9,9	67,0 $\pm$ 6,4	63,0 $\pm$ 6,3	83,0 $\pm$ 10,2	79,7 $\pm$ 10,4	69,2 $\pm$ 7,8
p-valor	0,000	0,389	0,659	0,001	0,411	0,821	0,378	0,174	0,350

Tabela 14. Valores médios de Fmed do grupo SDFP em ambas as contrações e em cada ângulo articular, e o nível de significância p da comparação feita entre elas pelo teste-t pareado.

SDFP	VMO			VL			RF		
	20°	60°	90°	20°	60°	90°	20°	60°	90°
Dissipativa	64,6±5,2	60,0±4,4	58,8±2,6	70,5±5,3	62,9±3,3	58,8±2,0	85,75±10,2	75,4±10,2	65,3±6,5
Conservativa	65,8±5,0	60,5±4,3	58,2±3,2	71,8±5,3	63,5±3,8	58,4±2,7	86,3±8,6	76,2±12,0	65,5±7,3
p-valor	0,049	0,330	0,267	0,016	0,379	0,330	0,561	0,428	0,815

Os resultados mostrados pela ANOVA fatorial, demonstraram diferenças da Fmed em Grupo ($p=0,000$), Ângulo ($p=0,000$). As diferenças encontradas entre os Grupos concentram-se nos músculos VMO e VL, conforme podemos observar no gráfico da figura 16:

Figura 16. Comparação da Fmed entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,840; $p=0,000$), onde as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de cada músculo foi para VMO (0,068), VL (0,004) e RF (0,665).

Estes resultados nos mostram que em indivíduos portadores de SDFP, as Fmed dos músculos VMO e VL (apesar de diferentes) estão em uma faixa de frequência próxima, diferentemente dos valores relatados em indivíduos sem dor, a ANOVA demonstrou resultado

distinto entre os grupos para o músculo VL ($p < 0,01$). Isto pode ser um indício de que as fibras musculares atuantes neste gesto motor são distintas entre os grupos.

Observa-se que não existe intersecção dos intervalos de confiança da distribuição dos dados para o músculo VL (onde o p-valor foi 0,004) de um grupo em relação ao outro. Poderia a Fmed deste músculo ser suficiente para identificar se um indivíduo pertence ao grupo SDFP? Para testar esta hipótese, foi feita uma análise complementar utilizando Teste-t para uma amostra. Na tabela 15 mostra-se os percentuais dos valores de Fmed do VL do grupo SDFP que não pertencem estatisticamente ao grupo Controle, conforme o resultado do teste estatístico.

Tabela 15. Valor percentual de coletas de Fmed do músculo VL de indivíduos portadores de SDFP não pertencentes ao grupo Controle, em cada ângulo e tipo de contração isométrica.

Fmed – VL	20°	60°	90°
Dissipativo	80,95%	60%	85,71%
Conservativo	76,19%	66,66%	80%

A tabela 15, nos permite afirmar que 85,7% das coletas de Fmed do músculo Vasto Lateral (VL) dos indivíduos com SDFP em contrações realizadas de maneira dissipativa a 90°, não são estatisticamente pertencentes ao grupo Controle nas mesmas condições. Portanto, contrações com esta característica podem vir a ser uma ferramenta importante para auxiliar o diagnóstico de SDFP.

A figura 17 mostra os valores de Fmed em cada músculo, nos três ângulos avaliados. Observa-se que os músculos apresentam curvas distintas, com diferença entre os ângulos (0,000). Isso se deve ao fato da Fmed aumentar conforme ocorre a extensão de joelho das voluntárias.

Figura 17. Comparação da Fmed entre os ângulos (Wilks lambda=0,577; $p=0,000$) de todos os indivíduos, no qual as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de todos os músculos foi $< 0,001$.

É conhecida na literatura a relação entre a Fmed e a estratégia de recrutamento muscular (FARINA, 2008; TUCKER e HODGES, 2009), que pode indicar o tipo de fibra muscular atuante em determinado gesto motor. Portanto, os resultados mostrados na figura 17, com maiores valores de Fmed atuantes no ângulo de 20°, possivelmente nos indicam um aumento da participação de fibras musculares do tipo II, rápidas, conforme é realizada a extensão de joelho, para os três músculos superficiais do quadríceps em função de Fmed.

De maneira geral, utilizando a ferramenta de Fmed do sinal EMG, conseguimos distinguir as contrações isométricas para o grupo Controle, indicando que as fibras musculares requisitadas para cada gesto motor pode ser diferente. Foi possível destacar que a Fmed do músculo VL adotam padrões distintos entre as voluntárias com e sem a síndrome, sendo que essa diferença acentua-se no ângulo de 90°.

5.2.2. F95

A análise da F95 foi realizada com o teste-t pareado, comparando os dois tipos de contração. Para tanto, o tabelamento dos dados foi similar ao exposto na Tabela 3 e neste

não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os três músculos, conforme observamos na tabela 16 a seguir:

Tabela 16. Valores parciais de F95 (Hz) obtido dos músculos do quadríceps, utilizado para ilustrar o tabelamento utilizado de todos os indivíduos estudados (Controle e SDFP).

Sujeito	Ângulo	VMO Dissipativo	VMO Conservativo	VL Dissipativo	VL Conservativo	RF Dissipativo	RF Conservativo
1	90°	93,750	85,938	140,630	132,810	214,840	214,840
1		85,938	82,031	144,530	125,000	199,220	199,220
1		93,750	89,844	144,530	140,630	218,750	210,940
2		93,750	93,750	167,970	164,060	230,470	222,660
2		93,750	97,656	160,160	164,060	218,750	226,560
2		97,656	97,656	93,750	93,750	183,590	187,500
		...	...	...	...	...	...
24		93,750	93,750	93,750	93,750	125,000	128,910
24		93,750	93,750	97,656	93,750	125,000	117,190
24		97,656	93,750	97,656	97,656	132,810	125,000
1	60°	82,031	97,656	144,530	171,880	210,940	246,090
1		85,938	93,750	144,530	171,880	230,470	265,630
1		93,750	93,750	152,340	167,970	238,280	250,000
2		93,750	101,560	167,970	171,880	261,720	273,440
2		93,750	97,656	167,970	167,970	265,630	269,530
2		97,656	97,656	167,970	167,970	265,630	261,720
		...	...	...	...	...	...
24		101,560	105,470	113,280	128,910	148,440	156,250
24		97,656	105,470	113,280	125,000	144,530	152,340
24		97,656	101,560	109,380	113,280	144,530	148,440
1	20°	113,280	109,380	199,220	199,220	218,750	234,380
1		105,470	109,380	187,500	195,310	238,280	238,280
1		109,380	109,380	187,500	199,220	246,090	238,280
2		105,470	109,380	187,500	195,310	230,470	207,030
2		109,380	109,380	187,500	195,310	226,560	214,840
2		101,560	117,190	191,410	203,130	214,840	207,030
		...	...	...	...	...	...
24		117,190	125,000	128,910	136,720	199,220	207,030
24		117,190	125,000	128,910	132,810	207,030	210,940
24		117,190	125,000	121,090	132,810	203,130	207,030
		p = 0,155		p = 0,374		p = 0,219	

Considerando que não há diferença estatística entre a F95 em função dos tipos de contração, a análise pareada foi refeita em cada grupo separadamente, porém o resultado manteve-se, não apontando indícios de diferenças entre as contrações isométricas em ambos os grupos. Isto possibilita afirmar, que não há nenhuma dependência entre o tipo de contração e a frequência que determina 95% da curva espectral de potência do sinal EMG do m. quadríceps.

A análise feita por meio da ANOVA *three-way*, evidenciou diferenças estatísticas na F95 em Grupo (0,000) e Ângulo (0,000). As diferenças encontradas entre os Grupos, semelhante às encontradas na Fmed, concentram-se em VMO e VL, conforme pode-se observar no gráfico da figura 18:

Figura 18. Comparação da F95 entre os grupos Controle e SDFP (Wilks lambda=0,595; p=0,000), onde as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de cada músculo foi para VMO (0,000), VL (0,024) e RF (0,469).

Ao analisar o traçado do gráfico anterior, verificamos que existem semelhanças com o gráfico da figura 16 (resultados da Fmed), isto demonstra que o espectro de potência desloca-se como um todo. Da mesma forma que analisamos na Fmed, foi feita uma análise complementar utilizando teste-t para uma amostra, com o objetivo de verificar qual o percentual de coletas de F95 nos músculos VMO (tabela 17) e VL (tabela 18) do grupo SDFP não pertenciam ao grupo Controle, e assim determinar se esta pode ser uma ferramenta

técnica de distinção entre os grupos. Com esta análise verificou-se se o valor encontrado pertencia ou não ao grupo dos indivíduos Controle.

Tabela 17. Valor percentual de coletas de F95 do músculo VMO de indivíduos portadores de SDFP não pertencentes ao grupo Controle, em cada ângulo e tipo de contração isométrica.

F95 - VMO	20°	60°	90°
Dissipativo	100%	100%	90%
Conservativo	80,95%	80%	90%

Tabela 18. Valor percentual de coletas de F95 do músculo VL de indivíduos portadores de SDFP não pertencentes ao grupo Controle, em cada ângulo e tipo de contração isométrica.

F95 - VL	20°	60°	90°
Dissipativo	85,71%	70%	85%
Conservativo	76,19%	75%	75%

Os resultados acima, sugerem que em 100% dos casos, seria possível detectar a ocorrência de SDFP, utilizando a variável da F95 no músculo VMO, em condição de contração isométrica dissipativa tanto em 20°, como em 60°. É importante destacar que a análise dos dados a partir do teste-t para uma amostra apresenta a comparação de cada coleta individualmente. Por outro lado, nas figuras 19 e 20, foi utilizada a análise de teste-t de *Student*, que compara um grupo em relação ao outro, o que é demonstrado para os valores da F95 do VMO em 20°.

Figura 19. Box-plot da comparação da F95 do músculo VMO em contração isométrica dissipativa a 20° de extensão do joelho entre os grupos Controle e SDFP ($p=0,000$).

Figura 20. Box-plot da comparação da F95 do músculo VMO em contração isométrica dissipativa a 60° de extensão do joelho entre os grupos Controle e SDFP ($p=0,005$).

Observamos nas figuras 19 e 20, que existe uma diferença estatística entre os grupos, e que uma parte dos dados encontra-se em intersecção. A ocorrência desta intersecção, pode estar relacionada a presença ou não de dor aguda nas voluntárias sintomáticas, no período em que foram realizadas as coletas de dados. Diversos estudos apontam para modificações quanto às características do sinal EMG em situações de intensidade de dor variável (ERVILHA, 2006). Uma amostra maior, com uma homogeneidade mais apurada com relação à dor, poderia talvez confirmar o indício que as F95 do músculo VMO seriam maiores durante as contrações isométricas dissipativas em 20° e 60°. Esta análise também deve ser considerada na discussão feita sobre os resultados similares encontrados na Fmed em contração dissipativa a 90°.

Outra abordagem possível seria que este teste considera fatores biológicos, e assim como demais testes clínicos, sempre existe o fator do “falso-positivo” e “falso-negativo”. Pessoas incluídas no grupo controle, que nunca sentiram dor alguma no joelho, pois realizam um fortalecimento muscular adequado, poderiam estar propensas a desenvolver a síndrome; desta maneira, analisando uma maior população sintomática e criando critérios mais específicos de inclusão no grupo Controle, estes resultados poderiam demonstrar fortes indícios de utilização como ferramenta diagnóstica de SDFP.

A diferença encontrada na ANOVA fatorial em relação ao Ângulo ($p=0,000$), novamente assemelha-lhe a encontrada na análise de Fmed (figura 17), como podemos observar na figura 21, a seguir:

Figura 21. Comparação da F95 entre os ângulos (Wilks lambda=0,677; $p=0,000$), onde as barras verticais denotam 0,95 do intervalo de confiança. O p-valor específico de todos os músculos foi $< 0,001$.

Estes resultados corroboram com a discussão realizada na análise de Fmed com relação aos ângulos, que nos indicam um aumento da participação de fibras musculares de contração rápida, tipo II, conforme é realizada a extensão de joelho, devido ao fator torque envolvido durante a execução do gesto motor. Para conseguir sustentar uma carga proporcionalmente maior, aumenta-se a taxa de disparo das UM, e consequentemente a participação das fibras rápidas, caracterizando uma mudança na densidade do espectro de frequência do sinal EMG (AZEVEDO, 2007).

5.3. Considerações metodológicas

Por ser um estudo de caráter experimental, erros ligados aos procedimentos, protocolos, instrumentação e modelos aplicados, são inevitáveis. Buscando evitar erros experimentais relacionados a fatores externos, alguns cuidados foram tomados. O local de coleta foi previamente preparado, as voluntárias vestiram trajes adequados para a coleta das variáveis e estudos pilotos foram realizados. Todos os procedimentos – preparo do ambiente, aplicação do protocolo de avaliação, protocolo experimental, bem como processamento de todos os dados – foram realizados sempre pela mesma pessoa.

Depois de algumas tentativas em estudos piloto, foi descartada a possibilidade da coleta de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) ser estendida a todos os ângulos utilizados durante o procedimento experimental – 20°, 60° e 90° – bem como uma CIVM em ambos os tipos de contrações isométricas – conservativa e dissipativa. Se tal procedimento fosse adotado, ao invés de 3 tentativas de contrações máximas, teríamos 18, o que seria inviável de realizar em apenas um dia e, realizado em mais dias, poderia gerar uma adaptação do voluntário à atividade realizada, caracterizando um processo de treinamento e gerando alterações durante o protocolo experimental (AMADIO, 2002; SALE, 1987; ARNHEIM e PRENTICE, 2002). Além disso, Rudroff et al. (2010), reportou que não existem variações quanto a CIVM entre exercícios isométricos conservativos e dissipativos.

Devido a isto, as relações de normalização de dados de EMG, bem como a própria carga definida como 30% da CIVM, são exclusivamente relativas à contração dissipativa a 60°. As condições de alterações de interações fisiológicas musculares, bem como

interações articulares, gerando torque intramuscular, apesar de serem evidenciadas, partem de um mesmo referencial e devem ser assim compreendidas.

Resultados que corroboraram ou são inovadores à literatura foram descritos e discutidos neste capítulo. Seguiremos agora às conclusões desta dissertação, que abrange os principais achados deste estudo, suas possibilidades de aplicação durante o diagnóstico da síndrome, e perspectivas futuras diante deste aprendizado.

Ressalta-se que os objetivos dessa dissertação foram “estudar a relação entre os sinais eletromiográficos do m. quadríceps em indivíduos com e sem síndrome femoropatelar em exercícios isométricos distintos – dissipativo e conservativo – em diferentes ângulos da articulação tíbio-femoral e nível de força pré-determinado”. Para atingi-los, realizamos análises nos domínios do tempo e da frequência do sinal EMG, durante extensão de joelho em um grupo de indivíduos diagnosticados com SDFP e um grupo controle constituído por indivíduos clinicamente saudáveis.

Os resultados obtidos sugerem que é possível diferenciar os dois tipos de contração em indivíduos saudáveis e com SDFP, por meio da Fmed do sinal EMG coletado em contrações a 20°, nos músculos VMO e VL.

Em indivíduos assintomáticos, nas análises no domínio do tempo, não foi possível diferenciar os dois tipos de contração, e nas análises no domínio da frequência, a distinção entre as contrações ocorre exclusivamente em Fmed no ângulo de 20° dos músculos VMO e VL, e não demonstra alterações em F95. Já nos indivíduos com SDFP, a comparação de RMS do sinal EMG indica comportamentos distintos nos músculos VMO e VL entre os dois tipos de contrações isométricas e entre as relações VMO/VL, VMO/RF e VL/RF. Esses resultados mostram, de forma inédita, que os parâmetros EMG entre as duas contrações isométricas, podem ser usados para o estudo da síndrome.

A intensidade de contração dos músculos extensores de joelho, quando normalizados, mostra-se maior em indivíduos saudáveis, comparativamente com os sintomáticos; além disso, proporcionalmente, a amplitude de contração do músculo VMO decai em relação ao VL nos portadores de síndrome, sendo esta uma possível justificativa à lateralização da patela.

As análises no domínio da frequência demonstraram que indivíduos saudáveis selecionam fibras musculares distintas para realizar cada uma das contrações isométricas, tendo seu espectro de potência, durante a contração conservativa, ligeiramente deslocado à direita. Tal aspecto não é contemplado por indivíduos com SDFP, demonstrando uma não adaptabilidade a situações diversas durante o cotidiano, podendo favorecer a manutenção/aumento da dor articular.

A diferenciação entre os grupos por meio da contração dissipativa, em 85% dos casos no VL em 90° (Fmed), e em 100% dos casos no VMO em 20° e 60° (F95), nos estimulam a refinar ainda mais este estudo, com o objetivo de em um futuro próximo, desenvolver condições técnico-experimentais para a construção de um instrumento capaz de diagnosticar a presença de SDFP.

Verifica-se que apesar da contração isométrica dissipativa indicar resultados mais importantes com relação à detecção de SDFP, ambas as contrações podem vir a se tornar ferramentas complementares para a identificação da enfermidade. Os resultados obtidos e descritos anteriormente, alcançam as expectativas e os objetivos propostos nesta dissertação, possibilitando avanços na descrição e estudo da Síndrome Dolorosa Femoropatelar.

O grande interesse na questão da SDFP é avaliar e diagnosticá-la corretamente com intuito de propor um tratamento adequado, já que não há um diagnóstico médico preciso. Neste trabalho mostra-se que é viável o uso de um protocolo experimental de uma atividade motora não funcional de extensão isométrica de joelho na identificação da SDFP. Além disso, os dados de EMG oferecem a perspectiva de novos estudos, a fim de se verificar se alguns dos indivíduos do grupo Controle apresentam características que se aproximam do grupo SDFP, podendo ser classificados como um grupo de indivíduos propensos a desenvolver uma dor femoropatelar. Encontrar essa classificação será de grande valia para a clínica fisioterapêutica, treinadores e preparadores físicos, pois além de facilitar a avaliação e acompanhamento do tratamento dos indivíduos com SDFP, permitirá treinar os indivíduos com propensão a síndrome de maneira preventiva e mais eficiente.

ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOW, M. **A practical guide to electromyography for biomechanists**. Louisiana: Bioengineering Laboratory / LSUMC Department of Orthopaedics, 1995.

AMADIO, A.C. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo, Laboratório de Biomecânica/ EEFUSP, 1996. 162p.

_____. Esporte e atividade física: interação entre rendimento e saúde. São Paulo: **Manole**, 2002.

ARNHEIM, D.D.; PRENTICE, W. E. Princípios de treinamento atlético. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

AZEVEDO, F.M. Estudo da força e da atividade elétrica gerada pelo músculo quadríceps femoris submetido a exercícios com resistência elástica. **Dissertação** (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, EESC/FMRP/IQSC – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003.

AZEVEDO, F.M. Avaliação do sinal eletromiográfico como parâmetro para a determinação do limiar de fadiga muscular. **Tese** (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

BARBANTI, V.J. **Treinamento físico**: bases científicas. 3a ed. São Paulo. CRL BALIEIRO, 1996.

BATES, B.T.; et al. Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. **Med Sci Sports Exerc**, v.11, p. 328-331, 1979.

BERG, R.W.; ALABURDA, A.; HOUNSGAARD, J. Balanced inhibition and excitation drive activity in spinal half-centers. **Science**, v. 315, p. 390-3, 2007.

BERNARDI et al. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. **European Journal Applied Physiology**, v.74, n.1/2, p.52-59, 1996.

BERNARDI, M.; SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.V. Motor unit recruitment strategy of antagonist pair during linearly increasing contraction. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.37, p.3-12, 1997.

BERNARDI et al. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.2, p.121-130, 1999.

BILY, W.; et al. Training Program and Additional Electric Muscle Stimulation for Patellofemoral Pain Syndrome: A Pilot Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v.89, p.1230-6, 2008.

BRODY, D.M. Running injuries. **Clin Symp**, v.32, p. 2-36, 1980.

BROMAN, H.; BILOTTO, G.; DELUCA, C.J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. **Journal of Applied Physiology**, v.58, p.1428-1437, 1985.

CERNY, K. Vastus medialis oblique / vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral syndrome. **Phys. Ther.**, 75 (8): 672-83, 1995.

CLEMENT, D.B.; et al. A survey of overuse running injuries. **Phys Sportsmed**, v.9, p. 47-58, 1981.

COSCA, D.D.; NAVAIZIO, F. Common Problems in Endurance Athletes. **American Academy of Family Physician**, v.76, n.2, p.237-244, 2007.

COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W. The test retest reliability of the onset of concentric and vastus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task. **Physical Therapy in Sport**, v.1, p.129-36, 2000.

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**, v.33, p.989-95, 2002a.

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. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.34, n.12, p.1879-85, 2002.

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. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 21, p.553-558, 2003.

CROSSLEY, K.M.; COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; MCCONNELL, J. Knee flexion during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic Research**, v.22, p. 267-274, 2004.

CSINTALAN, R.P.; SCHULZ, M.M.; WOO, J.; MCMAHON, P.J.; LEE, T.Q. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.1, n.402, p. 260-269, 2002.

DELUCA, C.J. **Muscles alive: Their functions revealed by electromyography**. 5.ed. USA, 1985. 561p.

_____. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

DELUCA, C.J. et al. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v.329, p.113-128, 1982.

_____. Surface electromyography: detection and recording. **DelSys Incorporated**, 2002.

DEMINICE, R.; GABARRA, L.; RIZZI, A., BALDISSERA, V. Série de treinamento intervalado de alta intensidade como índice de determinação da tolerância à acidose na predição da performance anaeróbia de natação. **Rev Bras Med Esporte** [online], v. 13, n. 3, p. 185-189, 2007.

DIDERIKSEN, J.L.; FARINA, D.; ENOKA, R.M. Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. **Philosophical Transactions of the Royal Society a-Mathematical Physical and Engineering Sciences**, 368(1920), p. 2765-2781, 2010.

ENOKA, R.M. Morphological features and activation patterns of motor units. **Journal of Clinical Neurophysiology**, New York, v.12, n.6, p.538–559, Nov. 1995.

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J. Motor unit physiology: some unresolved issues. **Muscle and Nerve**, New York v.24, n.1, p. 4-17, Jan. 2001.

ERVILHA, U.F. Interaction between experimental muscle pain and motor control strategies. **Thesis** (Ph.D.) – Center for Sensory-Motor Interaction, SMI, Aalborg University, Aalborg, Denmark, 2006.

FARINA, D. Counterpoint: Spectral properties of the surface EMG do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. **J Appl Physiol** 105:1673-1674, 2008.

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.337-350, 2000.

FONSECA, S.T. et al. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em exercícios usados no tratamento da síndrome da dor patelofemoral. **Rev. Fisioter. Univ. São Paulo**, v.8, n.1, p. 1-10, 2001.

FRERIKS, B.; HERMENS, H.J. (CD-rom) Seniam: European recommendations for surface electromyography. **Roessingh Research and Development**, 1999.

GEDES, L.A. **Electrodes and the measurement of bioelectric events**. New York: Wiley, 1972.

GOUVEIA SOBRINHO, J.L.F. Displasia troclear: uma nova classificação das patologias fêmuro-patelares. **Rev. Bras. Ortopedia**, v. 27, n.4, p.190-6, 1992.

GRELSAMER, R.P. Patellar Malalignment. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 82-A, n.11, p. 1639-1650, 2000.

GUEDES, D.P.; GUEDES, J.E.R.P. **Avaliação do desempenho motor**. In: Manual Prático para Avaliação em Educação Física. Barueri: Manole, 2006. p. 100.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Contração do Músculo Esquelético**. In: Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HERZOG, W. et al. EMG-force relation in dynamically contracting cat plantaris muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.8, n.3, p.147-155, 1998.

HUNTER, S.K. et al. Task differences with the same load torque alter the endurance time of the submaximal fatiguing contractions in humans. **Journal of Neurophysiology**, v.88, p.3087-96, 2002.

_____. Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. **Journal of Applied Physiology**, v.94, n.6, p. 2439-2447, 2003.

HUNTER, S.K. e ENOKA, R.M. Changes in the muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contractions in humans. **Journal of Applied Physiology**, v.94, p.108-118, 2003.

KARST, G.M.; WILLET, G.M. Onset timing of electromiographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy**, v. 75, n. 9, p. 813-23, 1995.

KISNER, C., COLBY, L.A. **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1998.

KOSSEV, A.; CHRISTOVA, P. Discharge pattern of human motor units during dynamic concentric and eccentric contractions. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Sofia, v.109, n.3, p.245-255, June, 1998.

KRIVICKAS, L.S. et al. Spectral analysis during fatigue: Surface and fine wire electrode comparison. **Journal Physical Medicine**, v.75, p.15-29, 1996.

KURIKI, H.U. Análise de parâmetros biomecânicos relacionados à Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar. **Dissertação** (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, EESC/IQSC/FMRP – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

KURIKI, H.U. et al. The onset of quadriceps muscles activation and body trend rotation in individuals with patellofemoral pain syndrome while ascending stairs. **Gait and Posture**. No prelo, 2010.

HANTEN, W.P. e SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity on the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Phys. Ther**, v. 70, n. 9, p. 561-565, 1990.

HERMENS, H.J. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.361-374, 2000.

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.**, v.27, n. 3, p. 197-204, 1998.

LINDEMAN, E. et al. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in health controls. Relations to force and fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.5, p.299-307, 1999.

LINNAMO, V.; BOTTAS, R.; KOMI, P.V. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.293-300, 2000.

LINNAMO, V. Motor unit activation and force production during eccentric, concentric and isometric actions. 60p. **Academic Dissertation**. Neuromuscular Research Center, Department Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, 2002.

LINNAMO, V. et al. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, n.1, p.93-101, 2003.

LLOYD, D.G. e BESIER, T.F. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate forces and knee joint moments in vivo. **Journal of Biomechanics**, v.36, n.6, p.765-776, 2003.

MAKHSOUS, M.; LIN, F.; KOH, J.L.; NUBER, G.W. ZHANG, L.Q. In vivo and noninvasive load sharing among the vasti in patellar malalignment. **Med Sci Sport Exer**, v.36, p.1768-75, 2004.

MCARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Treinamento para potência anaeróbica e aeróbica**. In: Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MELLO, E. Estudo da atividade mioelétrica em exercícios isométricos com diferentes contrações. **Dissertação** (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, EESC/FRPP/IQSC – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

MELLO, E.M.; ARTERO, A.O.; ALVES, N.; AZEVEDO, F.M.; OTA, L.S.; NEGRÃO FILHO, R.F. Visualização exploratória de parâmetros de eletromiografia relevantes para diferenciar contrações isométricas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n.15, 2007.

MESSIER, S.P. et al. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.23, n. 9, p.1008-15, 1990.

MORAES, R.S. et al. Diretriz de reabilitação cardíaca. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, v. 85, n.5, p. 431-440, 2005.

NG, G.Y.F.; ZHANG, A.Q.; LI, C.K. Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. **J Electromyogr Kines**, v.18, p.128-33, 2008.

NORDIN, M. e FRANKEL, V.H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. Tradução de Antônio Carlos Martins Pedrosa. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

OTA, L.S. Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos. **Dissertação** (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, EESC/IQSC/FMRP – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

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.

POWERS, C.M.; et al. The Effect of Bracing on Patellofemoral Joint Stress During Free and Fast Walking. **American Journal of Sports Medicine**, v.32, p.224-231, 2004.

PULZATTO, F. Atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos portadores da síndrome da dor femoropatelar durante exercícios realizados do step. **Tese** (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde), Universidade Federal de São Carlos, 2005.

RAINOLDI, A. et al. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.2, p.105-119, 1999.

RUDROFF, T. et al. Muscle activity differs with load compliance during fatiguing contractions with the knee extensor muscles. **Exp Brain Res**, v. 203, p.307–316, 2010.

SALE, D.G. Influence of exercise and training on motor unit activation. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, Baltimore, v.15, p.95-151, 1987.

SANCHES, J.H. et al. Control strategies of the elbow antagonist muscle pair during linearly and stepwise increasing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.391, n.1, p.33-40, 1993.

TAKAHASHI, L.S.O., Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos. **Tese** (Mestrado em Biomecânica) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, EESC/FRPP/IQSC – USP, São Carlos, 2006.

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

THOMEE, R.; RENSTROM, P.; KARLSSON, J. Patellofemoral pain syndrome in young women. II. Muscle function in patients and healthy controls. **Scand J Med Sci Sports**, v.5, n.4, p. 245-51, 1995.

TIMM, K.E. Randomized controlled trial of Protonics on patellar pain, position and function. **Medicine & Science in Sports & Exercises**, v.30, n.5, p.665-670, 1998.

TUCKER, K.J.; HODGES, P.W. Motoneurone recruitment is altered with pain induced in non-muscular tissue. **Pain**, v. 141, p. 151-155, 2009.

TUMIA, N.; MAFFULLI, N. Patellofemoral pain syndrome in female athletes. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v.10, n.1, p.69-75, 2002.

VOIGHT, M.L.; WIEDER, D.L. Comparative reflex response time of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. **Am J. Sports. Med**, v. 19, n. 2, p. 131-137, 1991.

WILK, K.E. e REINOLD, M.M. Principles of Patellofemoral Rehabilitation. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v.9, n.4, p.325-326, 2001.

WONG, Y.M.; NG, G. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p.180–184, 2010.

YAAR, I. e NILES, L. EMG interference pattern power spectrum analysis in neuro-muscular disorders. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.7, n.8, p.473-84, 1989.

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**, v. 26, n.1, p 23-28, 1997.

Anexo A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa científica

ESTUDO BIOMECÂNICO DA SÍNDROME DOLOROSA FÊMORO-PATELAR (SDFP)

Nome do voluntário: _____

Endereço: _____

Telefone: _____

As informações contidas neste prontuário foram fornecidas pelo aluno Danilo Santos Catelli, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual o voluntário da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. **DESCONFORTOS OU RISCOS ESPERADOS:** os voluntários não serão submetidos a riscos durante o período experimental, pois irão apenas realizar uma atividade física de um período breve, trazendo leve sobrecarga ao seu aparelho cardio-respiratório. O registro da atividade elétrica dos músculos VMO, VL e RF serão realizados por meio dos eletrodos fixados à pele por fita adesiva, sendo essa anti-alérgica. A fim de localizar o ponto motor nos músculos, será utilizado um eletro estimulador, que pode gerar certo desconforto, porém de maneira alguma pode gerar lesões ou algum tipo de seqüela. Para a adequada fixação será realizada tricotomia (raspagem dos pêlos) no local de colocação do eletrodo utilizando lâminas descartáveis.
2. **INFORMAÇÕES:** o voluntário tem a garantia de que receberá a resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados à pesquisa por parte da pesquisadora supracitada.
3. **MÉTODOS ALTERNATIVOS EXISTENTES:** como método utilizado para captação da atividade elétrica dos músculos será por meio de eletrodos de superfície, um método alternativo existente será o de eletrodos de agulha (método invasivo) que ao nosso modo de ver, se torna inviável e desnecessário.
4. **RETIRADA DO CONSENTIMENTO:** o voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.
5. **ASPECTO LEGAL:** elaborado de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à resolução nº 196 de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília – DF. Qualquer dúvida, ou se sentir necessidade, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética local, por meio do telefone (18) 3229 5355 ramais 26 ou 27, com a Prof. Dra. Edna Maria do Carmo.
6. **GARANTIA DO SIGILO:** a pesquisadora assegura a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.
7. **LOCAL DA PESQUISA:** a pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano, na Faculdade de Ciências e Tecnologia – UNESP, localizado à Rua Roberto Simonsen, 305 Presidente Prudente, SP.

8. BENEFÍCIOS: ao participar desta pesquisa os voluntários não terão nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes a respeito da Síndrome Dolorosa fêmoro-patelar e benefícios ao seu tratamento.

9. PAGAMENTO: o voluntário não terá nenhum tipo de despesa por participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

10. TELEFONE DE CONTATO: Danilo Santos Catelli: (18) 8810-6221; Prof. Dr. Neri Alves: (18) 3229-5388.

11. CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO:

Eu, _____, após a leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmo que recebi uma cópia desse termo de consentimento e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* NÃO ASSINE ESTE TERMO SE TIVER ALGUMA DÚVIDA A RESPEITO.

Presidente Prudente, ____ de _____ de 20__

Assinatura do voluntário

SOMENTE PARA O RESPONSÁVEL PELO PROJETO

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou seu representante legal como condição para a participação nesse estudo.

Presidente Prudente, ____ de _____ de 20__

Assinatura do responsável pela pesquisa

Anexo B – Protocolo de avaliação física

IDENTIFICAÇÃO:

Nome: _____
 Peso: _____ Kg altura: _____ m idade: _____ sexo: () masc. () fem.
 Endereço: _____ N° _____
 Bairro: _____ telefone: () _____
 Atividade física: () de competição; () recreacional; () de fim de semana; () sedentário.
 Profissão atual: _____ anterior: _____
 Dominância: () direito () esquerdo
 Diagnóstico médico: _____ () joelho direito () joelho esquerdo
 Data da avaliação ____/____/____ Examinador: _____

ANAMNESE:

Queixa principal: _____
 H.D.A./H.D.P.: _____

- História de trauma ou lesão na articulação do joelho: () sim () não
 Qual? _____
- Faz uso de algum medicamento? () sim () não Qual? _____
- Presença de dor no joelho ou em alguma parte do corpo?
 () sim () não local: _____
- Presença de dor no joelho: () em repouso () em atividade
- Presença de dor na articulação fêmoro-patelar no último mês? (Cowan et al. 2001)
 () não () sim () difusa () localizada
- Limitação da patologia: () não limitante () limitante Especificar: _____
- Presença de dor em condições funcionais: (Cowan et al. 2002; Loudon et al. 2002)
 () agachamento por tempo prolongado () subir ou descer escadas
 () ajoelhar-se () correr
 () permanecer muito tempo sentado () contração isométrica do quadríceps
 () praticar esportes

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

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor					pior dor que você já teve					

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

Dor no dia de hoje:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor					pior dor que você já teve					

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

EXAME CLÍNICO:

Testes funcionais: 30s (Cowan et al. 2002; Loudon et al. 2002)

Agachamento bilateral 90°

ANTES:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor						pior dor que você já teve				

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

DURANTE:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor						pior dor que você já teve				

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

Descer Degrau de 25cm

ANTES:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor						pior dor que você já teve				

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

DURANTE:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ausência total de dor						pior dor que você já teve				

() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

MEDIDA DE COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
MEDIDA REAL (cm)		
MEDIDA APARENTE (cm)		

PERIMETRIA DA MUSCULATURA DA COXA

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

JOELHO

	JOELHO DIREITO	JOELHO ESQUERDO
ÂNGULO Q		
SINAL DA BAIONETA		
COMPRESSÃO DE NOBLE		
ARCO DE MOVIMENTO Teste de McConnel modificado		

PATELA

	PATELA DIREITA	PATELA ESQUERDA
MOBILIDADE PATELAR	() normal () hipermóvel () hipomóvel	() normal () hipermóvel () hipomóvel
PALPAÇÃO DAS FACETAS/ BORDAS	() medial () lateral () superior () inferior	() medial () lateral () superior () inferior
APREENSÃO	() positivo () negativo	() positivo () negativo
COMPRESSÃO	() positivo () negativo	() positivo () negativo
CREPITAÇÃO (Teste de Waldron)	() positivo () negativo	() positivo () negativo
PRESENÇA DE DERRAME	() positivo () negativo	() positivo () negativo

TESTES COMPLEMENTARES**JOELHO**

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
GAVETA ANTERIOR	() positivo () negativo	() positivo () negativo
GAVETA POSTERIOR	() positivo () negativo	() positivo () negativo
SOBRESSALTO	() positivo () negativo	() positivo () negativo
STRESS VALGO	() positivo () negativo	() positivo () negativo
STRESS VARO	() positivo () negativo	() positivo () negativo
TESTE DE APPLEBY	() positivo () negativo	() positivo () negativo

TORNOZELO

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
TORÇÃO TIBIAL LATERAL		
ALINHAMENTO PERNA- CALCANHAR - ângulo do retropé.	() valgo () varo () normal	() valgo () varo () normal

PROVA DE RETRAÇÃO MUSCULAR

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
GASTROCNÊMIO	() sem retração () com retração	() sem retração () com retração
ISQUIOTIBIAIS	() sem retração () com retração	() sem retração () com retração
PROVA DE THOMAS	() iliopsoas () reto femoral	() iliopsoas () reto femoral
PROVA DE OBER	() sem retração () com retração	() sem retração () com retração

AVALIAÇÃO MANUAL DA FORÇA MUSCULAR

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

EXAME RADIOLÓGICO**PROJEÇÃO AXIAL EM 30°, 45°, 60° E 90°**

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
TIPO DE PATELA	() tipo I () tipo II () tipo III	() tipo I () tipo II () tipo III
TILT PATELAR	() não () sim	() não () sim
ÂNGULO DE CONGRUÊNCIA	() normal () anormal Valor:	() normal () anormal Valor:

PROJEÇÃO EM PERFIL ABSOLUTO (30°)

	MEMBRO INFERIOR DIREITO	MEMBRO INFERIOR ESQUERDO
ALTURA DA PATELA	() alta () normal	() alta () normal
DISPLASIA TROCLEAR	() não () sim	() não () sim

Observações: _____

Anexo C – Parecer do Comitê de Ética

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Presidente Prudente, 04 de setembro de 2008.

Ilmo.(a) Sr.(a)

Prof. Dr. Neri Alves

Ref. Projeto intitulado: "Estudos de contrações isométricas do quadríceps em portadores de Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar - SDFP", a ser desenvolvido pelo aluno Mestrando, Danilo Santos Catelli, sob orientação do prof. Dr. **Neri Alves**.

Processo no. 284/2008

Recebemos o seu projeto, o qual foi examinado pelo assessor, tendo recebido o parecer anexo.

Decorrente do exposto, este Comitê, em concordância com o parecerista, considera o projeto **APROVADO**.

Informamos, ainda, que ao final do desenvolvimento da pesquisa, deverá ser encaminhado ao CEP um **relatório final** sucinto (vide modelo na página da FCT), sendo que os TCLE assinados deverão permanecer em poder do orientador da pesquisa pelo período mínimo de 5 anos após o encerramento do estudo, para eventual fiscalização da CONEP.

Atenciosamente.

Prof. Dra. Edna Maria do Carmo
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
FCT - Unesp - Presidente Prudente

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Parecer Assessor

PARECER DO CEP – FCT-UNESP Processo nº 284/2008

Título do Projeto de Pesquisa: Estudos de contrações isométricas do quadríceps em portadores de Síndrome Dolorosa Fêmoro Patelar

Orientador: Prof. Dr. Nery Alves

Orientado: Danilo Santos Catelli

Análise e parecer do relator (com resumo do projeto):

O projeto é fundamentado em trabalhos prévios nos quais foi estudada a relação entre eletromiografia e força. É resultado de parceria institucional entre os Departamentos de Física, Departamento de Fisioterapia da FCT Unesp e da Pós-graduação de Bioengenharia da USP. A área temática é a Biomecânica com propósito de desenvolvimento por um educador físico, orientado por um professor de física e co-orientado por um fisioterapeuta. O trabalho tem como objetivo estudar a relação entre os sinais eletromiográficos do quadríceps em indivíduos com e sem síndrome fêmoro-patelar em exercícios isométricos distintos, em diferentes ângulos da articulação tíbio-femoral e em diferentes níveis de força. A população será dividida em 2 grupos. A primeira, de voluntários jovens, do sexo feminino, maiores de 18 anos, sem história de dor fêmoro patelar. A segunda, de voluntários jovens do sexo feminino, maiores de 18 anos, portadores de SDFP, encaminhados com base em diagnóstico médico realizado pelo ortopedista Dr. Damião Antônio Lorente, CRM 60279. As condições acima citadas serão garantidas por avaliações clínicas e funcionais prévias tanto para os voluntários normais como para os patológicos. Serão excluídos voluntários que apresentem qualquer outra patologia de joelho, instabilidades articulares, osteoartrose, dor referida vindo da coluna vertebral, presença de doenças neurológicas, processos inflamatórios e fisioterapia prévia. Os sinais de eletromiografia serão captados por meio de eletrodos aderidos em pontos motores do músculo coxa (quadríceps), que já foram utilizados anteriormente, em um módulo condicionador de sinais e serão posteriormente digitalizados. Antes da fixação dos eletrodos os sujeitos serão submetidos à tricotomia com aparelhos descartáveis, abrasão e limpeza dos locais de acoplamento.

Os dados coletados serão avaliados no próprio software para seleção dos traçados e conversão da linguagem.

Parecer

O trabalho é de grande importância e relevância, tem conotação multidisciplinar em parceria com centros de importância científica distinta, o pesquisador mostra conhecimento na área de estudo, os objetivos são claros e a metodologia atende aos objetivos propostos. Estão presentes devidamente assinados: A folha de rosto, termo de compromisso do orientador, declaração de ausência de ônus financeiro para a instituição, autorização do laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano e dados dos pesquisadores. Os termos de consentimento livres e esclarecidos contêm todo o procedimento a ser realizado detalhadamente descrito para os participantes, o protocolo de avaliação encontra-se em anexo assim como o cronograma. De acordo com o disposto acima e estando o projeto dentro das normas éticas de pesquisas que envolvem humanos, sugiro que o projeto seja APROVADO.

☒ Aprovado.

☐ Aprovado com recomendação (o projeto poderá ser iniciado não necessitando retornar ao CEP para reavaliação).

☐ Pendente (o pesquisador deve responder aos questionamentos do CEP no máximo 60 dias após a data de emissão deste parecer. O protocolo retornará à reunião do comitê).

☐ Não aprovado.

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353