HELOYSE ULIAM KURIKI

Análise de parâmetros biomecânicos relacionados à Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar

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 a obtenção do título de mestre em Bioengenharia.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. NERI ALVES

São Carlos
2009

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

K968a

Kuriki, Heloyse Uliam
Análise de parâmetros biomecânicos relacionados à síndrome dolorosa fêmoro-patelar / Heloyse Uliam Kuriki ; orientador Neri Alves. –- São Carlos, 2009.

Dissertação (Mestrado-Programa de Pós-Graduação e Área de Concentração Interunidades em Bioengenharia) –- Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2009.

1. Biomecânica. 2. Síndrome dolorosa fêmoro-patelar. 3. Cinemetria. 4. Eletromiografia. 5. Dinamometria. 6. Controle motor. I. Título.

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

HELOYSE ULIAM KURIKI
MESTRADO EM 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 BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 17/06/09.

PROF. DR. NERI ALVES (ORIENTADOR) — Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"

Julgamento: aprovado — Assinatura:

PROF. DR. ORIVALDO LOPES DA SILVA — Escola de Engenharia de São Carlos - USP

Julgamento: aprovado — Assinatura:

PROF. DR. FÁBIO MICOLIS DE AZEVEDO — Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"

Julgamento: Aprovado — Assinatura:

*Ao meu pai, **Tadashi Kuriki**...*

O maior guerreiro que já conheci...
Aquele que, para presenciar esse momento, experimentou o milagre da vida,
da sobrevivência...
Exemplo de força, vitalidade e persistência...

Pai, obrigada por tudo!

AGRADECIMENTOS

A Deus, que se provou fortemente presente em minha vida neste processo e ao longo dos últimos tempos. Fonte de amparo e refúgio, me ensinando a vencer cada obstáculo e alcançar os meus objetivos, me mostrando que atrás de cada barreira se esconde uma vitória que só os justos são capazes de alcançar! E, acima de tudo, me ensinou a respeitar o tempo, a ter paciência e esperar!

À minha família: pai, mãe, Érika, Hellen, Evelyn. Grande parte das minhas conquistas são graças a vocês, que me apóiam em minhas decisões, que me fornecem o suporte necessário para chegar onde desejo, e que me fazem enxergar o mundo de maneira real, porém otimista. Assim me ajudaram a traçar uma personalidade e me ensinam a crescer a cada dia!

Aos meus amigos: amigos de infância, amigos de escola, amigos da faculdade, amigos de São Carlos, amigos da vida e para toda a vida! Sei que cada um de vocês torceu e torce muito pelos meus sonhos. Uma parte deles está sendo realizada! Sou eternamente grata por cada amizade verdadeira que conquistei e me conquistou, não são muitas, mas são aquelas que não se perderam nas entrelinhas da história; ao contrário, são e sempre serão parte da minha história!

Professor Neri Alves: como orientador, um grande amigo; e, como amigo, um exemplo de orientador. Sempre me mostrando os caminhos a seguir, algumas vezes tão óbvios, outras tão obscuros e com a necessidade de muita angústia para enxergarmos, mas sempre o alcançamos. Tantos conselhos, conversas, viagens a São Carlos! Tanta energia despendida para me ajudar. Muito obrigada!

Professores Fábio Mícolis e Orivaldo Lopes, membros da banca. Obrigada pelos apontamentos e sugestões, todos muito criteriosos e úteis para a finalização desta pesquisa.

Professor Augusto Cesinando que muito contribuiu direta e indiretamente para a concretização desta etapa, meus sinceros agradecimentos.

Às voluntárias desta pesquisa: sem vocês nada disso seria possível, obrigada pela compreensão e dedicação!

À CAPES pela bolsa de pesquisa concedida para a realização deste projeto.

Ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia: docentes e funcionários. Muito obrigada pelo carinho com que me receberam. Estar num ambiente confortável e humanizado torna o trabalho muito mais agradável.

À FCT/UNESP pela concessão do espaço para a realização da pesquisa: Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano (LAFAMH). Professor Rúben, coordenador do LAFAMH e todos aqueles que dividem esse espaço comigo, muito obrigada pela ajuda, pelas conversas, discussões e pelos momentos de descontração.

"A satisfação está no esforço feito
para alcançar o objetivo, e não em tê-lo alcançado" (Gandhi)

KURIKI, H.U. *Análise de parâmetros biomecânicos relacionados à Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar.* 2009. 82f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC /FMRP/IQSC), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

De etiologia multifatorial, a síndrome dolorosa fêmoro-patelar (SDPF) acomete de 7 a 15% da população, em sua maioria jovens, adultos e ativos. Causa dor difusa anterior ou retropatelar e é exacerbada durante atividades funcionais, como subir e descer degraus, permanecer por um período prolongado sentado, agachado ou ajoelhado (COWAN, BENNELL e HODGES, 2002). Tanto o processo de avaliação quanto a evolução do tratamento baseiam-se, fundamentalmente, no relato de dor feito pelo paciente e na incapacidade funcional. Diagnosticar corretamente o distúrbio possibilitaria um tratamento mais adequado e permitiria o acompanhamento do quadro evolutivo do paciente ao longo do tratamento proposto. Desta maneira, propôs-se a análise de alguns parâmetros biomecânicos para melhor caracterização destes indivíduos. 33 voluntárias – 11 com diagnóstico médico de dor fêmoro-patelar e 22 clinicamente normais – foram submetidas à avaliação por meio de eletromiografia de superfície das porções medial e lateral do quadríceps; análise tridimensional de movimento; e plataforma de força durante a subida de degraus. As voluntárias do grupo SDFP foram caracterizadas por um atraso no tempo de atividade máxima do músculo vasto medial em relação ao vasto lateral (4 ms), aumento da rotação externa do fêmur (3,14°) e menor variação global do torque (1,14 Nm), quando comparadas aos indivíduos do grupo controle. Os resultados obtidos complementam-se e ajudam a entender características de comportamento neuromotor em indivíduos com dor fêmoro-patelar. Conjuntamente, esses instrumentos apresentam grande potencial para a avaliação e classificação dos indivíduos com relação à síndrome.

Palavras-chave: Biomecânica. Síndrome dolorosa fêmoro-patelar. Cinemetria. Eletromiografia. Dinamometria. Controle motor.

KURIKI, H.U. (2009). *Biomechanical analysis of parameters related to Patellofemoral Pain Syndrome*. 2009. 82f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC /FMRP/IQSC), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

From multifactorial etiology, patellofemoral pain syndrome (PFPS) affects 7 to 15% of the population, mostly young, adults and active people. It causes anterior or behind patella diffuse pain and is exacerbated during functional activities such as climbing and descending stairs or stay for a long time sitting, kneeling or crouching down (COWAN, BENNELL e HODGES, 2002). The evaluation process as much as the evolution of treatment is fundamentally based in the reporting of pain by the patient and the functional disability. Correct diagnostic of the disorder would allow a more appropriate treatment as well as to keep up with the patient evolution during the proposed treatment. Thus, it was proposed the biomechanical analysis of some parameters to better characterize these individuals. 33 female volunteers - 11 with medical diagnosis of patellofemoral pain and 22 clinically normal - were submitted to evaluation of surface electromyography of the medial and lateral portions of the quadriceps, three-dimensional motion analysis and force plate during the ascent of steps. The volunteers of the PFPS group were characterized by a delay in time of maximum activity of the vastus medialis muscle related to the vastus lateralis (4 ms), increased femoral external rotation (3.14 °) and less overall variation in the torque (1.14 Nm) when compared to individuals in the control group. The results complement each other and help to understand features of neuromotor behavior in individuals with patellofemoral pain. Together, these tools have great potential for assessment and classification of these individuals related to the syndrome.

Key-words: Biomechanics. Patellofemoral pain syndrome. Motion analysis. Electromyography. Dynamometry. Motor control.

Figura 1. Exemplo do sinal de EMG dos músculos VM e VL obtido numa coleta realizada durante a atividade de subida da escada 19
Figura 2. Condicionador de sinais 32
Figura 3. Eletrodos nos músculos VM e VL 33
Figura 4. Volume de calibração 34
Figura 5. Posicionamento dos marcadores 34
Figura 6. Plataforma de força 35
Figura 7. Circuito esquemático para sincronismo da instrumentação 36
Figura 8. Fases da subida de degraus 38
Figura 9. Esquema ilustrativo que mostra a rotação do fêmur, o torque no eixo z, a atividade eletromiográfica e as voltagens produzidas pelos LEDs no eletromiógrafo durante as diferentes fases da subida de escada 45
Figura 10. Gráfico comparativo entre os grupos com relação ao deslocamento do sinal .. 46
Figura 11. Gráfico comparativo entre os grupos com relação ao máximo de atividade 47
Figura 12. Gráfico referente à variação angular. 48
Figura 13. Gráfico referente à variação do torque. 49
Figura 14. Esquema das forças atuantes na patela. VL: vasto lateral, RF: reto femoral, VM: vasto medial, pt: tendão patelar 52
Figura 15. Exemplo de sinal obtido por análise de imagem. A representa o pico de rotação externa e B a rotação interna 54
Figura 16. Esquema do movimento dos côndilos femorais durante as rotações do fêmur. Adaptado de LEE, MORRIS, CSINTALAN, 2003 55
Figura 17. Exemplo de sinal do torque obtido pela plataforma de força 56
Figura 18. Esquema ilustrativo que permite comparar rotação de fêmur e torque no eixo z durante as diferentes fases da subida de degraus 58
Figura 19. Esquema da tendência de movimento lateral do corpo durante o balanço do membro inferior esquerdo 59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características antropométricas dos voluntários com SDFP. MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior esquerdo 29
Tabela 2. Características antropométricas dos voluntários do grupo controle. MID refere-se a membro inferior direito e MIE refere-se a membro inferior 30
Tabela 3. Medianas da diferença entre os tempos do pico do VM e VL e porcentagens dos indivíduos de cada grupo que apresentam determinada característica 47
Tabela 4. Valores médios de rotação externa e interna. * refere-se a $p < 0,05$ 48
Tabela 5. Valores médios de torques positivo, negativo e diferença entre eles 49

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa 71
Anexo B. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa científica 72
Anexo C. Protocolo de avaliação física 74

LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A. Rotina MatLab para cálculo da rotação 79

SDFP	Síndrome dolorosa fêmoro-patelar
VM	Vasto medial
VL	Vasto lateral
EMG	Eletromiografia
SENIAM	Surface electromyography for a non-invasive assessment of muscles
RMS	Root means square
PSD	Densidade espectral de potência
SDF	Distribuição espectral de potência
FMed	Freqüência mediana
FM	Freqüência média
VLL	Vasto lateral longo
VLO	Vasto lateral oblíquo
FRS	Força de reação do solo
MID	Membro inferior direito
MIE	Membro inferior esquerdo
EVA	Escala visual analógica
Ag/AgCl	Prata/ Cloreto de prata
CMRR	Common mode rejection ratio
APAS	Ariel performance analysis system
DLT	Direct linear transformation
Mz	Momento no eixo z
LED	Diodo emissor de luz

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 13

2. REVISÃO DA LITERATURA 15
2.1. Síndrome dolorosa fêmoro-patelar (SDFP) 16
2.2. Eletromiografia 17
2.3. Avaliação do movimento 22

3. OBJETIVOS 25
3.1. Objetivo geral 26
3.2. Objetivos específicos 26

4. MATERIAIS E MÉTODOS 27
4.1. Voluntários 28
4.1.1. Grupo SDFP 28
4.1.1. Grupo controle 29
4.2. Protocolo de avaliação 30
4.3. Critérios de exclusão 31
4.4. Instrumentação 32
4.4.1. Sistema de Aquisição de Sinais de EMG 32
4.4.2. Sistema de Aquisição de Imagens 33
4.4.3. Plataforma de força 34
4.4.4. Sincronismo da instrumentação 35
4.4.5. Escada de Teste 36
4.5. Protocolo de coleta de dados 39
4.6. Processamento dos sinais e tratamento dos dados 40
4.6.1. Tratamento do sinal eletromiográfico (EMG) e determinação dos parâmetros 40
4.6.2. Tratamento dos dados cinemáticos 40
4.6.3. Análise do torque 41
4.6.4. Tratamento estatístico dos dados 41

5. RESULTADOS 42
5.1. Análise descritiva 43
5.2. Eletromiografia 46
5.2.1. Atrasos entre os inícios da atividade EMG 46
5.2.2. Atraso entre os máximos da atividade EMG 47
5.3. Cinemetria 48
5.4. Torque 49

6. DISCUSSÃO 50
6.1. Análise dos parâmetros eletromiográficos 51
6.2. Análise do movimento 53
6.3. Eletromiografia e movimento 59
6.4. Considerações metodológicas 60

7. CONCLUSÃO 61

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 65

9. ANEXOS **71**

10. APÊNDICE **79**

1. INTRODUÇÃO

Um distúrbio comumente encontrado na prática clínica do fisioterapeuta é a síndrome dolorosa fêmoro-patelar (SDFP). A patologia é caracterizada por uma instabilidade patelar e seu desenvolvimento é multifatorial, podendo ser provocada pelos seguintes fatores: pelve alargada, geno valgo, tubérculo tibial localizado lateralmente, patela alta, retináculo capsular medial frouxo, músculo vasto medial oblíquo insuficiente, retináculo capsular lateral retraído, pronação subtalar excessiva, retrações musculares, dentre outros (CROSSLEY et al, 2004).

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. No entanto, deve ser considerada também a existência de outros fatores que contribuem para o mau alinhamento patelar, como comportamento anormal da tíbia e/ou do fêmur. Durante atividades funcionais, tanto o desequilíbrio da musculatura extensora do joelho como o movimento inadequado do fêmur são fatores que têm implicações na SDFP, porém, esses dois fatores não têm sido abordados conjuntamente. Sendo assim, estudos correlacionando o comportamento da atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores dinâmicos da patela (vasto medial e vasto lateral) e o comportamento do fêmur podem contribuir para um melhor entendimento da origem da SDFP. A hipótese é 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 é mantido alinhado, sem movimentos excessivos de adução e rotação.

Nesse contexto, considera-se importante um estudo biomecânico adequado, que envolva os parâmetros de antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia, a fim de se obter informações sobre diferentes estratégias de controle neuromotor apresentadas por indivíduos com dor fêmoro-patelar, melhorando assim a avaliação e o diagnóstico, possibilitando propor ao paciente tratamentos mais adequados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Síndrome dolorosa fêmoro-patelar(SDFP)

A síndrome dolorosa fêmoro-patelar (SDFP) é uma enfermidade comum em atletas e na população em geral, especialmente quando há um movimento ou sobrecarga repetitiva nos membros inferiores. Essa síndrome é definida como dor anterior ou retropatelar na ausência de outra patologia. 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., 2002a). 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).

São descritas oito formas de apresentação da dor patelar: condromalácea, osteoartrite, trauma direto e fratura osteocondral, osteocondrite dissecante da patela, síndrome do desalinhamento fêmoro-patelar, síndromes do uso excessivo, distrofias simpáticas e causas peripatelares; sendo os desalinhamentos do mecanismo extensor a maior causa de dor anterior no joelho (MOREIRA; CARVALHO, 1996). Assim, ultimamente, tem-se definido SDFP como uma alteração na articulação fêmoro-patelar proveniente de uma instabilidade patelar que se caracteriza por inclinação ou lateralização da patela. Esta lateralização pode ocorrer momentaneamente, sendo observada em radiografias instantâneas como uma posição subluxação em relação ao seu leito troclear. Mas a patela pode estar nesta posição inclinada, numa forma estruturada, fixa, sem episódio de luxação e, neste caso, também é denominada de SDFP e é diagnosticada como síndrome de hiperpressão (GOUVEIA SOBRINHO, 1992).

Não são claramente estabelecidas quais estruturas estão associadas à SDFP, mas têm sido postuladas algumas causas mecânicas para essa 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 quadríceps como: pelve alargada, geno valgo, tubérculo tibial localizado lateralmente, patela alta, retináculo capsular medial frouxo, músculo vasto medial (VM) insuficiente (inserção alta na patela, fraqueza ou atrofia por desuso), retináculo capsular lateral retraído, pronação subtalar excessiva, retrações musculares, dentre outros (KISNER, COLBY, 1998).

Apesar da diversidade de fatores associados à SDFP, existe um consenso geral de que o desalinhamento do mecanismo extensor do joelho, associado a uma movimentação lateral excessiva da patela, constitui-se como principal causa dessa síndrome. Essa 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., 2002a). Tal desequilíbrio pode estar associado ao controle neuromotor da articulação fêmoro-patelar. A coordenação precisa das atividades dos músculos ao redor da articulação é importante para manter um ótimo trajeto patelar até a tróclea femoral. Disfunções do controle neuromotor dessa articulação podem induzir os músculos VM e VL (vasto lateral) a gerar forças de diferentes amplitudes num mesmo instante, ou simplesmente uma defasagem em suas atuações.

As forças geradas pelos músculos VM e VL, e pelo contato da patela com o côndilo femoral, têm que produzir durante todo o tempo da atividade, seja por meio de 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 (COWAN et al., 2002b). Componentes laterais não são desejados em nenhum instante e, assim, podem ser os fatores mais importantes 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.

Devido a essa diversidade de fatores que podem levar a SDFP, sabe-se que a avaliação e o diagnóstico corretos são essenciais para um tratamento adequado. Nesse contexto, muitos trabalhos vêm sendo realizados com o objetivo de tentar entender melhor a síndrome. Eles indicam que a SDFP pode ser estudada com base em diversos métodos de avaliação biomecânica: eletromiografia, cinemetria, dinamometria e antropometria.

2.2 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é uma das principais técnicas utilizadas pela biomecânica. 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 por meio da análise dos sinais elétricos (FARINA; MERLETTI, 2000; DE LUCA, 2002).

Diversos fatores influenciam o sinal de EMG, dificultando a análise e especialmente a comparação entre diferentes estudos (HERMENS, 2000). Um aspecto

importante para a captação do sinal está relacionado aos sensores, ou seja, os eletrodos. Na literatura há recomendações com respeito à configuração, tamanho do eletrodo, distância inter-eletrodo (distância centro a centro entre a área condutiva de dois eletrodos bipolares) e o material do eletrodo. Por não serem invasivos e apresentarem uma alta razão sinal-ruído, são freqüentemente utilizados eletrodos de superfície, que são capazes de captar sinais até 500 Hz com amplitudes variando entre 50µV e 5mV dependendo do músculo analisado e da configuração do eletrodo utilizada. O amplificador diferencial possui uma configuração que permite eliminar a maior porção de ruído (DE LUCA, 2002).

Outro aspecto é o posicionamento dos mesmos, que consiste de um número de passos seqüenciais: 1. seleção do sensor de EMG; 2. preparação da pele; 3. posicionamento do indivíduo; 4. determinação da localização do sensor; 5. posicionamento e fixação do sensor; 6. teste de conexão (HERMENS, 2000; DE LUCA, 2002). A localização recomendada do eletrodo é entre o ponto motor e o tendão de inserção do músculo, ou entre dois pontos motores. O eixo longitudinal dos eletrodos (que passa por ambas as superfícies de detecção) deve estar paralelo ao comprimento das fibras musculares conforme normas da SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*) (FRERIKS; HERMENS, 1999; DE LUCA, 2002).

O sinal de EMG pode ser submetido, basicamente, a dois tipos de análises: no domínio do tempo e da freqüência. A análise no domínio do tempo permite a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração e as comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas. Podem ser utilizadas diferentes medidas da intensidade do sinal que são a RMS (*root means square*), a integral e o valor normalizado pela média. A análise no domínio do tempo tem sido utilizada para correlacionar a intensidade da atividade eletromiográfica com a força muscular (BERNARDI et al., 1999). As principais aplicações da análise no domínio da freqüência têm sido no estudo das alterações fisiológicas relacionadas à fadiga muscular e no recrutamento de unidades motoras (UM) durante variações no nível da força muscular (KRIVICKAS et al., 1996; LINNAMO; BROTTAS; KOMI, 2000; BERNARDI et al., 1996).

Para a análise do sinal no domínio da freqüência tem sido utilizada a densidade espectral de potência (PSD). A PSD demonstra qual amplitude do sinal encontra-se em determinadas freqüências (YAAR; NILES, 1989). Também é utilizada a função de distribuição espectral (SDF), que pode ser definida como a integral normalizada do espectro de potência. A SDF permite análises complementares à PSD, pois permite uma visualização da distribuição acumulada do sinal em função da freqüência (BROMAN; BILOTTO; DE

LUCA, 1985). A partir desses dois espectros, podem-se obter a freqüência mediana (FMed) e a freqüência média (FM). A FMed representa o centro geométrico da PSD, ou seja, a freqüência na qual a densidade do espectro encontra-se dividida em duas regiões de áreas iguais (FARINA; MERLETTI, 2000). A FM é simplesmente o ponto médio da PSD. Estudos demonstram que a FMed é mais sensível às variações de freqüências (altas e baixas) e tem correlação com a velocidade de condução da fibra muscular e diferenciação no recrutamento das unidades motoras (SANCHES et al., 1993; BERNARDI; SOLOMONOW; BARATTA, 1997).

Para o caso específico do estudo da SDFP, o parâmetro que tem recebido maior atenção é o atraso entre os *onsets*[1] dos sinais obtidos nos músculos VM e VL. Um exemplo desses sinais pode ser observado na figura 1.

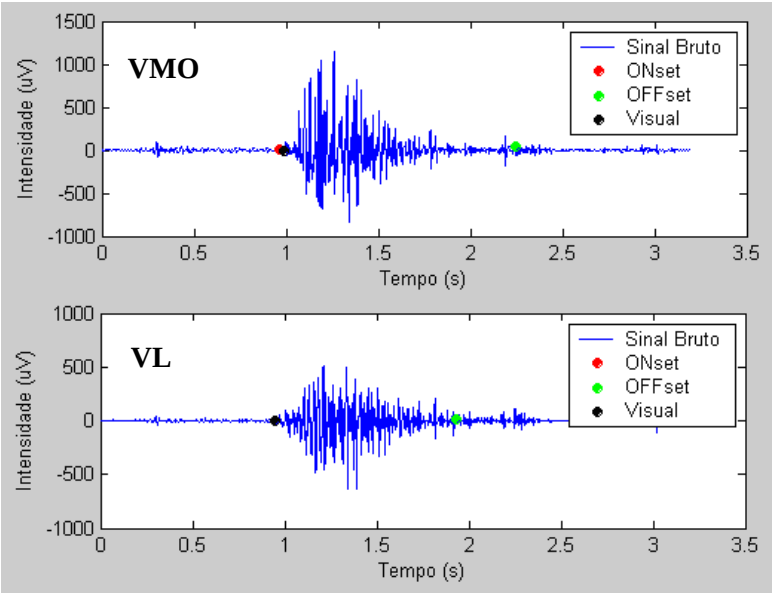

Figura 1. Exemplo do sinal de EMG dos músculos VM e VL obtido numa coleta realizada durante a atividade de subida da escada.

1 Como é habitualmente encontrada na Literatura, neste texto a palavra *onset* será utilizada indiscriminadamente, para representar início da ativação EMG.

Intimamente associada à propriedade de geração de força pelo músculo há a geração do sinal de EMG. Mas, ao mesmo tempo em que a associação entre EMG e força é inevitável e constitui a base para várias aplicações, permitindo inferir diversos aspectos dos músculos, o uso da EMG para realizar medidas quantitativas da força muscular não é trivial. Assim, a relação entre EMG e força de um dado músculo numa contração isométrica é diferente daquela que se observa quando há movimento. Reportando-se à questão da SDFP, diferenças na relação entre EMG e força, em isometria ou em movimento, poderiam estar associadas à perda de eficiência de um músculo com a referida compensação por outro.

Na literatura, a principal abordagem que se dá ao uso da eletromiografia de superfície para estudos da SDFP é a avaliação das características temporais do recrutamento dos músculos VM e VL. Uma abordagem muito utilizada 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 *onset*s. Mas, também podem ser avaliadas diferenças entre os tempos decorridos até que se atinja o pico de ativação do sinal 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 VM, para que o mesmo inicie sua atividade antes do VL, no sentido de conter forças laterais da patela. A suposição é que o músculo vasto lateral atua de forma mais incisiva contribuindo para a instabilidade da patela.

Estudos da atividade eletromiográfica reflexa obtida pela percussão do tendão patelar em indivíduos assintomáticos e pacientes com a SDFP apresentam contradições na análise da resposta reflexa do VM e do VL. As análises concentram-se em atividades que exigem condições funcionais que normalmente reproduzem os sintomas da SDFP, como atividades de subida e descida de uma escada, caminhada no plano e em rampa de 12º de inclinação. Alguns estudos relatam que a resposta do VMO ocorre antes da resposta do VL em indivíduos assintomáticos, diferentemente de indivíduos com a patologia (VOIGHT; WIEDER, 1991; WITVROUW et al., 1996). Entretanto, outros não encontraram diferenças significativas entre indivíduos com e sem a síndrome, tanto para atividade reflexa como para o tempo do início de atividade eletromiográfica entre o VMO e o VL (KARST; WILLET, 1995; COWAN et al., 2002a). Enquanto outros ainda, como Crossley et al. (2005), mostraram que o VM ativou antes do VL em indivíduos com SDFP.

Estudo realizado por Pulzato (2005) mostrou que no grupo normal, durante a subida do degrau, em 80,0% dos voluntários o VM ativou antes, em 6,6% depois, e em 13,4% ocorreu ativação simultânea ao VL. No grupo com a SDFP em apenas 16,6% o VM

ativou antes, e em 33,4% depois. Já em 50,0% ocorreu ativação simultânea. Em estudo recente (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2008), foi analisado o tempo de resposta reflexa entre os músculos VM, VLL (vasto lateral longo) e VLO (vasto lateral oblíquo) em indivíduos saudáveis e portadores de SDFP por meio de EMG de superfície durante uma percussão no ligamento patelar. Para ambos os grupos foi observado que o tempo de resposta do VM é menor em relação às outras duas porções do quadríceps, concluindo assim que o tempo de resposta reflexa não diferencia os indivíduos sintomáticos daqueles clinicamente saudáveis.

A ausência de consenso com relação à determinação do início de ativação muscular e sua relação com a suposta instabilidade da patela, decorrente do desequilíbrio dos músculos VM e VL, pode ser devido à metodologia de coleta e à análise dos dados da atividade estudada, bem como o método de determinar o início de ativação muscular (GILLEARD; CONNELL; PARSONS, 1998; COWAN; BENNELL; HODGES, 2000).

Ressalta-se que a associação dessas características tendo como base apenas o atraso no *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 relação ao comportamento da atividade elétrica dos músculos VM e VL, a literatura apóia-se na eletromiografia como técnica consistente, confiável e promissora para avaliações quantitativas na SDFP. Este tema, com esta abordagem, tem sido estudado pelos pesquisadores do nosso grupo de pesquisa. O interesse principal é desenvolver uma metodologia que contribua para a elaboração de um protocolo de avaliação clínica que permita identificar a SDFP, ou uma predisposição para a síndrome. Consideremos que a predisposição é uma hipótese que pode estar associada à falta de consenso dos resultados, pois parece haver um grupo de indivíduos normais em que o VL é ativado primeiro, como nos indivíduos acometidos. Dessa maneira, é razoável pensar que estes possuem características intermediárias associadas a um desequilíbrio das forças musculares que atuam na patela, que possam levar à síndrome. E, neste caso, o tratamento fisioterapêutico preventivo é extremamente importante, especialmente para atletas.

A referida disparidade nos resultados observados por diferentes pesquisadores pode não estar associada apenas à existência de indivíduos com características intermediárias, mas também à natureza da análise, concentrada na avaliação do atraso da ação muscular. Enfatiza-se que há outros aspectos inerentes ao próprio sinal de EMG que podem estar envolvidos e trazerem informações complementares a respeito da SDFP. Por exemplo, o tempo decorrente para alcançar o máximo de atividade. Além de que alterações mais globais,

como aquelas relacionadas ao comportamento anormal da tíbia e do fêmur também ocorrem e podem ser avaliadas. Por isso, faz-se necessária uma avaliação mais precisa do membro inferior, incluindo parâmetros de eletromiografia, associada à análise do movimento e ao torque.

2.3 Avaliação do movimento

A ausência ou baixo percentual de melhora de parte dos pacientes após tratamento da SDFP, quando focado nas estruturas ao redor da articulação fêmoro-patelar (músculo vasto medial, músculo tensor da fáscia lata, retináculo lateral, retificação do trajeto patelar) (SIMONEAU, 2003), deve ter estimulado estudos no sentido de compreender o efeito de estruturas distais e proximais à articulação.

Um aspecto importante é que estudos recentes discutem e apontam possíveis influências do comportamento anormal tanto da tíbia como do fêmur (GOUVEIA SOBRINHO, 1992; KISNER; COLBY, 1998) na síndrome, sugerindo que a excessiva rotação interna e adução do fêmur e/ou a rotação interna da tíbia com pronação excessiva do pé podem ter efeito sobre a articulação fêmoro-patelar e desta forma sobre a SDFP; assim, ampliando as possibilidades de novas linhas de pesquisa com o objetivo de desenvolver diferentes procedimentos de avaliação.

Cibulka e Threlkeld-Watkins (2005) demonstraram que existe uma relação entre a rotação femoral e a dor na articulação fêmoro-patelar, decorrente de um desequilíbrio da ação muscular. O aumento da dor pode ser também devido ao aumento da força de contato da patela no sulco troclear quando ocorre rotação excessiva do fêmur ou da tíbia (LEE; MORRIS; CSINTALAN, 2003). Powers (2003) realizou uma análise biomecânica de todo o membro inferior e, assim, descreveu que movimentos excessivos tanto da tíbia quanto do fêmur podem influenciar a mecânica da articulação fêmoro-patelar e a SDFP.

Em que pese o fato de existir consenso em atribuir como causa principal da SDFP o desalinhamento do mecanismo extensor do joelho associado ao estresse na região lateral da articulação fêmoro-patelar, a característica multifatorial da síndrome continua existindo; ou seja, o que leva ao desalinhamento dinâmico da patela em relação ao sulco troclear do fêmur pode estar relacionado a vários fatores. Assim, para que tratamentos fisioterapêuticos respondam de forma adequada, existe a necessidade de elaborar protocolos

de avaliação que contemplem as mais diferentes possibilidades de interferência na articulação fêmoro-patelar. E, desta forma, torna-se importante desenvolver avaliações integradas dos diversos parâmetros relacionados à síndrome.

O avanço das pesquisas clínicas depende de adequada instrumentação do processo de avaliação da SDFP, envolvendo desde o uso de equipamentos relativamente simples para medidas goniométricas e dinamométricas até a utilização de instrumentos mais elaborados para análises eletromiográficas e cinemáticas incluindo análise e processamento de sinal.

Uma técnica que vem sendo bastante abordada para análise de movimento é a cinemetria, que consiste no conjunto de métodos que se ocupam em monitorar o posicionamento dos segmentos corporais em função do tempo em diferentes tipos de movimento. Portanto, para a cinemetria são importantes os parâmetros cinemáticos do movimento: posição, orientação espacial, velocidade e aceleração. Várias são as técnicas, equipamentos e sensores disponíveis para realização da monitoração destas variáveis cinemáticas. Destaque especial tem sido dado aos equipamentos que se utilizam da fotogrametria, através do registro de imagens em vídeo usando luz visível ou infravermelha. As imagens capturadas são submetidas a diversas formas de tratamento e processamento com diversos graus de complexidade dimensional (MORAES, 2000).

Especificamente para esse estudo, a cinemetria foi utilizada para analisar a rotação do fêmur em relação à pelve durante a subida de escada, com o intuito de verificar se indivíduos com SDFP apresentam maior amplitude de rotação, que pode estar associada à dor.

Nesse caso, a cinemetria está focada apenas na articulação coxo-femoral, ou seja, verificando a rotação do fêmur em relação à pelve; caso exista uma rotação em outras regiões do corpo, esta análise, isoladamente, estaria defasada. Assim, faz-se interessante também uma avaliação do torque que o corpo produz no solo durante o movimento, o que é possível por meio de uma plataforma de força, que é um instrumento que permite a mensuração da força de reação do solo (FRS) e é formada basicamente por uma plataforma rígida que possui transdutores de força ou deformação em seus quatro cantos. Assim, uma pequena deformação em uma de suas dimensões resulta em tensão elétrica proporcional à força aplicada (MORAES, 2000). O valor da FRS é atribuído para cada uma de suas componentes axiais (x, y e z). Partindo da medida da força, a plataforma é capaz de calcular os momentos que cada componente da FRS produz.

A dinamometria por meio da plataforma de força é usada para avaliar mais precisamente o movimento humano durante a marcha, subida e descida de degraus, marcha

em plano inclinado, corrida, dentre outros, seja em atletas, pessoas clinicamente normais ou indivíduos com alguma alteração músculo-esquelética.

Stacoff et al. (2005) utilizaram duas plataformas de força em seqüência, para comparar a componente vertical da força de reação do solo em três momentos: caminhada, subida e descida de degraus. Mostraram que a descida de degraus parece ser a atividade mais dispendiosa, uma vez que revelou uma maior variabilidade e assimetria entre as curvas da componente z da FRS.

Plataformas de força também já foram utilizadas para verificar e comparar diferentes estratégias durante a descida de degraus entre indivíduos idosos e mais jovens, revelando que os indivíduos mais velhos utilizam mais estratégias para segurança (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002). E ainda para verificar o comportamento da força vertical na descida de degraus de diferentes alturas (MARTINS et al., 2002).

Outros autores utilizaram plataformas de força para verificar o comportamento dos momentos articulares durante diferentes tarefas, como Costigan, Deluzio e Wyss (2002), que verificaram os momentos no joelho e no quadril durante a subida de escada; ou Yu et al. (1997) e Salsich, Brechter e Powers (2001), que calcularam os momentos no tornozelo, joelho e quadril na caminhada, subida e descida de degraus.

Bellchamber e Bogert (2000) avaliaram por meio da plataforma de força se existe relação entre momentos proximais e distais de membro inferior com a rotação da tíbia durante caminhada e corrida.

O torque produzido pelo corpo no eixo z é gerado a partir das componentes horizontais da força de reação do solo, desta maneira, reflete uma tendência global de movimento rotacional do corpo acima do ponto de apoio na plataforma, no caso, o pé. Assim, esta técnica complementa a cinemetria, que se atenta apenas para a rotação do fêmur. A idéia, neste momento, é verificar o torque produzido no solo e efetuar comparações entre indivíduos portadores e não portadores de SDFP, e não se ater apenas às articulações do joelho e quadril.

Acredita-se que uma avaliação com eletromiografia, cinemetria e plataforma de força possa ser um indicativo interessante de ativação muscular, movimento e tendência de movimento do membro inferior, auxiliando no entendimento da SDFP.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Estudar indivíduos com e sem síndrome fêmoro-patelar, com e sem alteração no alinhamento do membro inferior, com vistas a identificar os parâmetros que permitam a obtenção de informações para a classificação dos voluntários quanto a SDFP.

3.2 Objetivos específicos

- Comparar a atividade elétrica dos músculos VM e VL entre indivíduos normais e portadores da SDFP no domínio do tempo;
- comparar os padrões de movimentação de membro inferior dos grupos estudados, por meio de cinemetria;
- avaliar o momento que a força de reação do solo produz no eixo z, com uma plataforma de força.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste item estão descritos os materiais e a metodologia desenvolvida para viabilizar o estudo proposto da SDFP, cujo foco é uma avaliação do membro inferior durante a realização de subida de degraus. 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 atividade funcional eleita foi a subida de degraus. Estudo realizado por Costigan, Deluzio e Wyss (2002), mostrou que a força de contato fêmoro-patelar durante a subida de degraus é cerca de oito vezes maior quando comparada à caminhada, em indivíduos jovens e saudáveis.

4.1 Voluntários

Para a execução do protocolo experimental foram selecionados intencionalmente 33 indivíduos do sexo feminino, com características antropométricas semelhantes. Os indivíduos foram divididos em dois grupos, sendo o primeiro composto por voluntárias com diagnóstico médico de síndrome fêmoro-patelar 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 166/2007 (anexo A). Apenas após as voluntárias receberem explicações sobre a participação na pesquisa e assinarem um termo de consentimento livre e esclarecido (anexo B), o protocolo experimental foi iniciado.

4.1.1 Grupo SDFP

O grupo de estudo, aqui denominado grupo SDFP, foi composto por 11 voluntárias com diagnóstico de SDFP no joelho direito, idade média de 24 ± 3 anos, 57,3 ± 5,3 kg e altura de 161,9 ± 5,9 cm. Todas as voluntárias apresentaram dominância direita. As características antropométricas de cada voluntária são mostradas no quadro seguinte: peso, altura, comprimentos dos membros inferiores e ângulo Q (ângulo formado entre o tendão do quadríceps da coxa e o ligamento patelar). Na tabela, MID refere-se a membro inferior direito

e MIE refere-se a membro inferior esquerdo. Além do diagnóstico médico, 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	56	156	29	80,0	79,5	17°	24°
2	65	166	22	91,0	90,0	14°	16°
3	65	170	21	92,0	92,0	12°	14°
4	48	160	24	81,0	81,0	20°	20°
5	56.5	168	27	86,5	87,5	15°	17°
6	59	163	25	84,0	83,5	20°	20°
7	61	168	19	89,0	88,0	18°	18°
8	55	157	27	82,5	82,5	20°	20°
9	52	153	21	83,0	83,0	25°	25°
10	53	155	30	87,0	86,5	17°	18°
11	60	165	21	83,5	84,5	18°	20°

4.1.2 Grupo controle

O grupo controle foi constituído de 22 voluntárias sem sinais ou sintomas da SDFP, com idade média de 23 ± 2 anos, 55,0 ± 6,0 kg e 161,2 ± 4,8 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	58	168	21	91,0	91,5	9°	18°
2	67.5	166	21	87,0	86,5	20°	20°
3	60	167	19	87,0	87,0	16°	16°
4	62	160	20	88,0	88,5	18°	20°
5	53	164	22	85,0	86,0	22°	20°
6	61	164	23	86,0	85,0	22°	20°
7	52	163	24	85,0	85,0	16°	16°
8	53.5	162	25	86,0	85,0	14°	14°
9	65	170	21	89,0	88,5	30°	30°
10	58	164	24	88,0	88,0	10°	6°
11	60	159	23	86,0	86,5	18°	20°
12	49	159	26	83,5	82,5	18°	16°
13	50	159	28	82,0	81,5	20°	22°
14	44	157	24	80,0	80,5	18°	14°
15	47	158	23	82,5	82,5	10°	9°
16	54	158.5	24	80,5	81,5	20°	21°
17	57	157	25	83,0	83,0	18°	18°
18	50	154	24	87,0	86,5	16°	18°
19	51	155	25	82,5	82,5	20°	16°
20	51	155	25	79,0	80,0	25°	25°
21	58	170	25	89,0	88,0	15°	15°
22	49	157	20	83,0	83,0	9°	10°

4.2 Protocolo de avaliação

Para garantir a condição patológica dos indivíduos portadores da SDFP e a condição de normalidade dos indivíduos saudáveis, as voluntárias foram submetidas a um protocolo de avaliação (anexo C) que consiste de: avaliação subjetiva da presença de dor fêmoro-patelar por meio de questionários; avaliação clínica de sinais e sintomas; aplicação de testes específicos para a SDFP e para a articulação fêmoro-patelar de maneira geral e avaliação funcional.

Os critérios de inclusão no grupo de SDFP consistiram de, no mínimo, três das condições clínicas a seguir (COWAN et al, 2002a):

- presença de sintomas por, no mínimo, um mês e de início insidioso sem relação com acidente traumático;
- 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 fletidos a 90°, ambos realizados durante 30 segundos;
- intensidade de dor de no mínimo 2 cm (0 – 10 cm) na Escala Visual Analógica (EVA) no período da última semana;
- presença de no mínimo três dos sinais e sintomas clínicos a seguir: teste de compressão da articulação fêmoro-patelar positivo; crepitação patelar; aumento do ângulo Q superior a 18° (MAGEE, 2002); 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.

4.3 Critérios de exclusão

Foram excluídos do 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 nessa articulação, história de subluxação patelar ou uma evidência clínica de lesão meniscal, instabilidade ligamentar, osteoartrose, patologia no tendão patelar, ou dor referida vinda da espinha;
- presença de doença neurológica;
- presença de processo inflamatório ou sintomas de *overuse*;
- fisioterapia prévia (pelo menos 6 meses).

4.4 Instrumentação

4.4.1 Sistema de Aquisição de Sinais de EMG

Os sinais de eletromiografia foram captados no módulo condicionador de sinais, modelo EMG 1000-8-4I da Lynx[2] (figura 2). Para realizar a coleta dos dados referentes à atividade eletromiográfica de superfície dos músculos VM e VL do membro inferior direito, foram utilizados 2 pares de eletrodos bipolares com superfícies de captação de Ag/AgCl com 10mm de diâmetro. Estes foram posicionados paralelamente, separados entre si por 20 mm (figura 3). No cabo do eletrodo está presente um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) maior que 80 dB e impedância de 1012 Ω.

No condicionador, os sinais EMG foram filtrados com faixa de freqüência de corte de 20 a 500 Hz (ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995), através de filtro passa-banda, digital, tipo *Butterworth* e amplificados com um ganho final de 1000 vezes. Para o armazenamento e pré-tratamento dos sinais digitalizados em arquivos de dados foram utilizados os softwares *BioInspector* e *AqDAnalysis*.

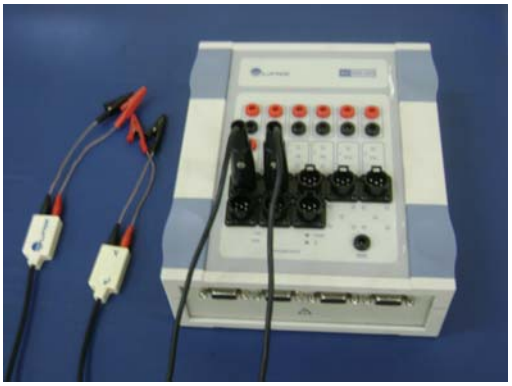

Figura 2. Condicionador de sinais

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

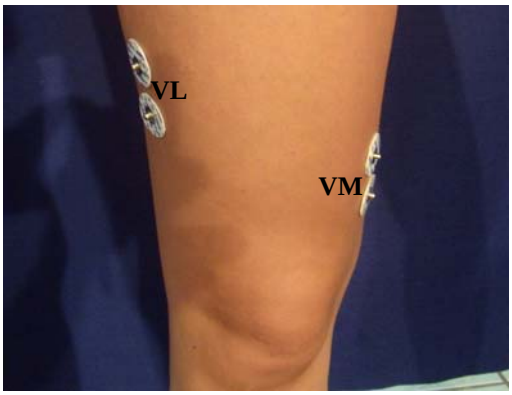

Figura 3. Eletrodos nos músculos VM e VL

4.4.2 Sistema de Aquisição de Imagens

Um sistema de aquisição e processamento de imagens tri-dimensional (3D) foi usado para avaliar a rotação do fêmur durante a atividade de subida do degrau. Este, composto por três câmeras filmadoras digitais com velocidade de aquisição de 60 Hz, um volume de calibração (figura 4) e um software para o processamento das imagens denominado *Ariel Performance Analysis System* (APAS). O software executa o rastreamento automático

dos marcadores de interesse e processa estes dados para realizar a reconstrução 3D do movimento. A reconstrução é feita pelo método da DLT (*Direct Linear Transformation*) e fornece a posição dos pontos monitorados em relação às coordenadas de referência pré-estabelecidas, que são aquelas convencionalmente utilizadas em biomecânica, ou seja, z o eixo vertical, x o eixo ântero-posterior e z correspondente ao látero-lateral. A fim de se obter o ângulo de rotação do fêmur em relação à pelve, foram utilizados seis marcadores reflexivos com diâmetro de 2 cm, posicionados de maneira a formar dois planos – o primeiro equivalente à pelve: espinhas ilíacas ântero-superior direita e esquerda e sacro; e o segundo ao fêmur direito: trocânter maior do fêmur, parte medial da coxa e epicôndilo lateral do fêmur (figura 5).

Figura 4. Volume de calibração

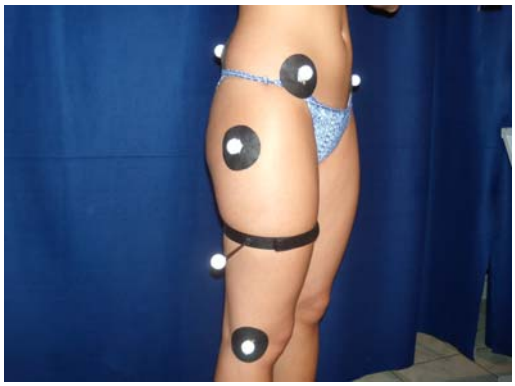

Figura 5. Posicionamento dos marcadores

4.4.3 Plataforma de força

Para a avaliação do momento (*Mz*) que as componentes x e y (*Fx e Fy*) da força de reação do solo produzem, foi utilizada uma plataforma de força, modelo OR6-6-2000, AMTI® e para aquisição dos dados foi utilizada uma placa de aquisição de dados analógico/digital de 32 bits (DT3002) e freqüência de aquisição de 60 Hz. A plataforma de força foi acoplada a uma caixa de madeira para constituir o primeiro degrau da escada, com altura de 20 cm (figura 6). O sistema de coordenadas utilizado também foi o convencional, como na cinemetria; assim, o momento produzido pelas forças *Fx* e *Fy* no eixo z correspondem ao momento das forças rotacionais, sendo o torque negativo correspondente a um movimento rotacional medial e o torque positivo à tendência rotacional lateral.

Figura 6. Plataforma de força

4.4.4 Sincronismo da instrumentação

Como a mensuração das variáveis de interesse para o estudo é realizada por três sistemas independentes, existe a necessidade de se integrar os dados coletados realizando o seu sincronismo. Para realizar o sincronismo dos sistemas foi utilizado um dispositivo composto por um circuito (figura 7) no qual estão dispostos uma chave, um LED (Diodo Emissor de Luz), uma saída de tensão para o condicionador de sinais e o sincronismo para a plataforma de força (curto-circuito na porta PS/2 do computador). Ao ser acionada, a chave emite uma tensão (aproximadamente 1V) para o condicionador de sinais, simultaneamente acende um dos LEDs no campo de visão das câmeras e desarma o gatilho da aquisição da FRS. Assim, neste momento, todos os instrumentos estão sincronizados e marcam o tempo inicial (tempo zero) do ciclo do movimento

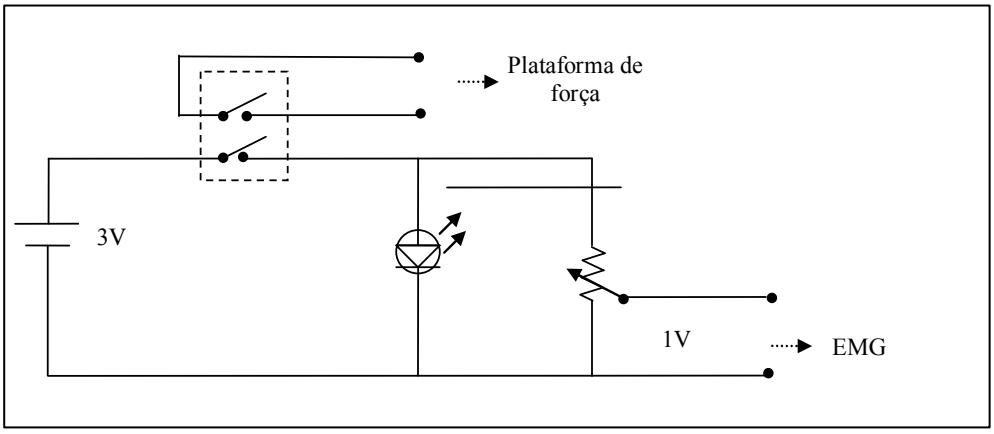

Figura 7. Circuito esquemático para sincronismo da instrumentação

4.4.5 Escada de Teste

Para a avaliação do movimento de subida de degraus foi utilizada uma escada constituída de três degraus de 20 cm de altura, cuja dimensão foi baseada em estudos prévios (COWAN; BENNELL; HODGES, 2000; COWAN et al, 2002b). No degrau intermediário foi acoplada a plataforma de força.

Para estudar cada fase do movimento de subida da escada, cada passo foi instrumentado em relação à cinemetria e eletromiografia, da mesma maneira como foi elaborado o circuito de sincronização: sob o primeiro e terceiro degraus ficam escondidas duas chaves, uma sob cada pé.

No momento em que a voluntária inicia o gesto, ela tira o pé direito do primeiro degrau para alcançar a plataforma; ao retirar o pé, a chave que estava sob o pé direito emite uma tensão (aproximadamente 1V) para o condicionador de sinais. Simultaneamente, acende um dos LEDs no campo de visão das câmeras e, ao mesmo tempo, desarma o gatilho da aquisição da FRS (circuito da figura 7). Em seguida, a voluntária alcança o pé direito na plataforma, retira o pé esquerdo do chão e o leva ao segundo degrau. Novamente é emitida uma voltagem para o condicionador de sinais e um segundo LED se acende no campo de visão da câmera. O mesmo ocorre quando este pé alcança o degrau superior, acendendo o terceiro LED. Para finalizar, o pé direito deixa a plataforma e alcança o degrau superior, nova voltagem é emitida e o quarto LED é aceso, finalizando assim o ciclo do movimento (100%

do ciclo). Desta maneira, passa a ser possível avaliar todos os sinais provenientes dos diferentes sistemas numa mesma base de tempo, que varia de zero a 100%, sendo zero o momento em que o primeiro pé sai do chão e 100% o momento em que o mesmo pé alcança o segundo degrau. Todas as chaves e LEDs ficam escondidos das voluntárias, que enxergam apenas os degraus da escada cobertos por um tapete de borracha (figura 8).

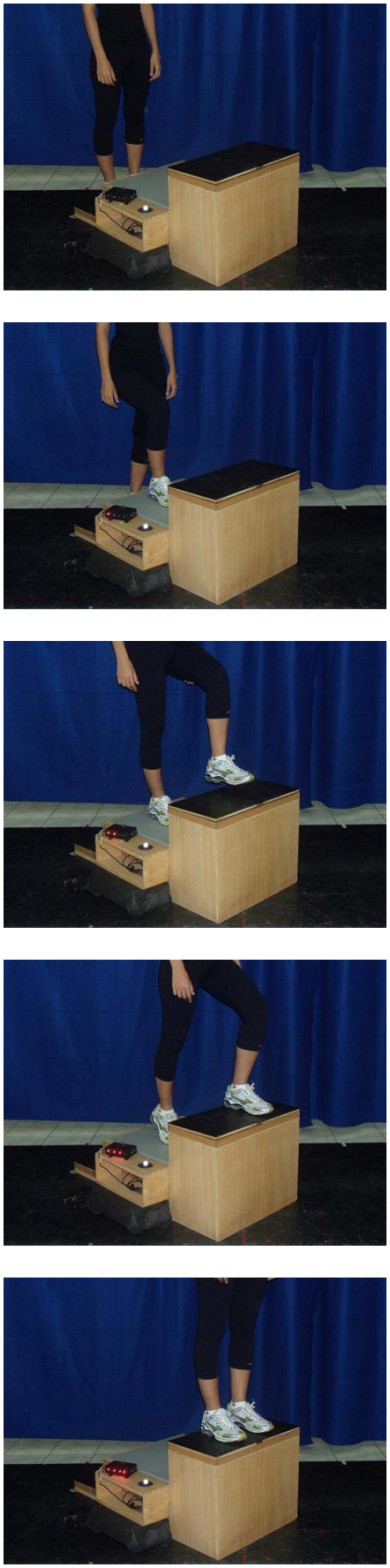

Figura 8. Fases da subida de degraus

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.

Inicialmente cada voluntária foi informada sobre a pesquisa, assinou o termo de consentimento e assim, foi submetida à aplicação do protocolo de avaliação. Em seguida, foram realizadas tricotomia, abrasão e limpeza dos locais de acoplamento dos eletrodos, com posterior fixação dos mesmos. O posicionamento dos eletrodos seguiu aos procedimentos recomendados pela SENIAM. Da mesma maneira, foram posicionados os marcadores para a análise cinemática. Para evitar erros no posicionamento e na coleta das imagens, as voluntárias vestiram trajes de banho; além disso, as coletas foram realizadas sem sapatos, evitando um fator externo de modificação do padrão de movimento.

Após o processo de preparação da voluntária, incluindo o treinamento da atividade de subida do degrau, foi iniciada a coleta dos sinais eletromiográficos, da imagem e dos dados da plataforma de força. A atividade de subir o degrau inicia com o indivíduo posicionado de frente para a escada, no primeiro degrau, partindo da posição ortostática. Com a voluntária corretamente posicionada, uma chave independente do circuito de sincronização é pressionada, acendendo um LED que se encontra apenas no campo de visão da voluntária, indicando que o gesto deve iniciar. Ao observar a luz, o indivíduo dá início ao movimento com uma flexão da perna dominante, no caso a direita, apoiando-a sobre o segundo degrau (plataforma de força) e num movimento contínuo, a perna contra-lateral apóia no degrau seguinte onde, em seguida, a perna direita também é apoiada, restabelecendo a posição ortostática, como pode ser observado na figura 8. As voluntárias foram orientadas a subir os degraus num ritmo auto-controlado, assemelhando-se à atividade funcional habitual, e completaram doze ensaios consecutivos, sendo que cada ensaio consistiu de uma subida da escada.

4.6 Processamento dos sinais e tratamento dos dados

4.6.1 Tratamento do sinal eletromiográfico (EMG) e determinação dos parâmetros

No tratamento dos sinais EMG foram utilizados o software *AqDAnalysis®* para seleção dos traçados e conversão para linguagem .txt e o *MatLab®* para o processamento propriamente dito. Para eleger a melhor maneira de detectar o atraso de um sinal em relação ao outro, foram usados dois algoritmos desenvolvidos pelo Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo, docente do curso de Pós-graduação em Fisioterapia da FCT/UNESP: no primeiro o cálculo do atraso entre os *onset*s é calculado de duas maneiras: i) *onset* visual e ii) *onset* pelo algoritmo; no *onset* visual, o avaliador deve marcar o local onde ele entende que seja o início da ativação. Já o algoritmo detecta esse ponto para o local onde o sinal desvia da linha de base, obtida em 200ms antes do início da atividade, mais do que 3 desvios padrão, por um tempo mínimo de 25ms (COWAN et al, 2002a). O segundo algoritmo tem o objetivo de detectar o atraso de um sinal em relação ao outro (VM e VL), os cálculos são feitos com base em correlação cruzada entre os dois sinais referentes à mesma coleta.

Uma terceira rotina foi programada para calcular o tempo decorrente até o máximo da ativação muscular (RMS máxima) e verificar a existência de atraso entre os dois músculos com relação ao momento em que a atividade é máxima a partir do início.

4.6.2 Tratamento dos dados cinemáticos

Após o sincronismo das imagens, a digitalização, o reconhecimento dos marcadores de interesse e a reconstrução 3D das coordenadas dos marcadores, os dados obtidos foram aplicados a um algoritmo programado em ambiente MatLab pela pesquisadora responsável, especificamente para este estudo.

Neste algoritmo, o tratamento dos dados baseia-se na transformação de coordenadas cartesianas para coordenadas polares, cálculo de ângulos entre planos geométricos e rotação de vetores (apêndice A).

4.6.3 Análise do torque

Os dados referentes ao torque produzido no eixo *z* foram processados no próprio software fornecido pela AMTI, *BioAnalysis*, que permite analisar todas as componentes da força de reação do solo, bem como os momentos; permite ainda a normalização, construção de gráficos e conversão dos arquivos para .txt. Usando o software *MatLab*, o sinal da plataforma foi submetido a um filtro digital tipo *butterworth* de ordem 4 e freqüência de corte de 5Hz com o intuito de suavizar a curva.

4.6.4 Tratamento estatístico dos dados

Primeiramente os dados foram submetidos a uma análise descritiva a fim de se traçar os perfis dos grupos em estudo. Para a análise estatística os grupos estudados foram previamente submetidos a um teste de normalidade (*Kolmogorov-Smirnov*), nos casos em que foi possível assumir a normalidade dos dados, foi aplicado o teste *t-student* para amostras não pareadas. Em caso de dados em que a distribuição não foi normal, foi aplicado o correspondente não paramétrico: teste da soma dos *ranks* de *Mann-Whitney*, todos com nível de significância de 95%

5. RESULTADOS

5.1 Análise descritiva

Diferentemente da marcha, que tem um ciclo de movimento bem estabelecido, não foi encontrado na literatura um padrão que descreva o movimento durante a subida de degraus. Como todos os instrumentos utilizados no procedimento experimental, descrito no item *Material e Métodos,* estavam sincronizados no tempo, foi possível fazer uma avaliação conjunta dos acontecimentos durante o movimento da subida de degraus; e, assim, dividimos ilustrativamente o movimento conforme é descrito na figura 9 e proposto a seguir:

1. apoio bipodal no primeiro degrau;
2. membro inferior esquerdo (MIE) em apoio unipodal no chão e membro inferior direito (MID) em balanço;
3. MID em apoio no degrau intermediário (plataforma de força) e MIE ainda apoiado;
4. MID em apoio na plataforma e MIE em balanço;
5. MIE alcançou o terceiro degrau, MID ainda em apoio;
6. MIE em apoio, MID em balanço;
7. apoio bipodal do terceiro degrau.

Na figura 9, D corresponde aos LEDs, cada 1V indica que um LED foi aceso, conforme descrito no item *material e métodos*: o primeiro LED acende quando o pé direito sai do primeiro degrau; o segundo, quando o pé esquerdo deixa o degrau; o terceiro, no momento em que este pé alcança o degrau superior; e o quarto, no fim do movimento, quando ambos os pés estão apoiados no último degrau.

Na etapa 2, quando o membro inferior direito inicia sua fase de balanço até apoiar na plataforma, ocorre uma discreta rotação externa (figura 9A), que aumenta até o final da etapa 3, pois o MIE ainda está apoiado. Na etapa 4, quando apenas o MID está apoiado e o MIE está em balanço para alcançar o degrau superior, ocorre uma rotação interna, que corresponde a um retorno da rotação externa. Uma vez que o MIE alcança o degrau superior e o MID começa a se preparar para a segunda fase de balanço, os acontecimentos das etapas 2, 3 e 4 se repetem: na etapa 5, quando o MID ainda está na plataforma ocorre uma pequena rotação externa, que continua durante sua fase de balanço (etapa 6) e faz rotação interna para voltar ao neutro e se posicionar em apoio bipodal em 7.

A segunda rotação é mais amena em relação à primeira, o que ocorre porque nesta etapa, quando o MID começa sua fase de balanço e posterior apoio, o MIE já está apoiado. Assim, nenhum peso é descarregado sobre o membro direito, diferente do que ocorre

na primeira rotação, em que todo o peso do corpo é descarregado no MID durante o balanço do MIE. Lembrando que apenas o membro direito está sendo monitorado.

Com relação ao torque produzido no eixo *z*, as etapas 3, 4 e 5 influenciam o sinal, quando a plataforma é tocada (figura 9B). Sabe-se que uma tendência de rotação no sentido horário, convencionalmente, produz um torque positivo; enquanto que no sentido anti-horário, o torque é negativo. Assim, uma tendência de rotação lateral do corpo gera um torque positivo, na direção vertical, no ponto de contato com a plataforma, enquanto que a rotação medial produz um momento negativo.

Observa-se que há duas regiões distintas: a primeira negativa e a segunda positiva. Ao tocar a plataforma com toda a planta do pé, há uma variação negativa do momento, indicando que há uma tendência de rotação do corpo no sentido medial. À medida que se transfere o apoio para o antepé, preparando para a fase de balanço, o momento varia positivamente, ilustrando a tendência de rotação lateral do corpo.

Ainda na figura 9, C, refere-se ao sinal EMG. O sinal EMG é mais intenso entre as etapas 3 e 4 do movimento, quando o MID apóia sobre a plataforma e então começa sua extensão para propiciar o balanço do MIE. No esquema é representado apenas o VM, mas o comportamento do VL é bem parecido e também ocorre nas mesmas etapas.

Descrito o ciclo da subida de escada, faremos uma análise quantitativa das variáveis aqui analisadas.

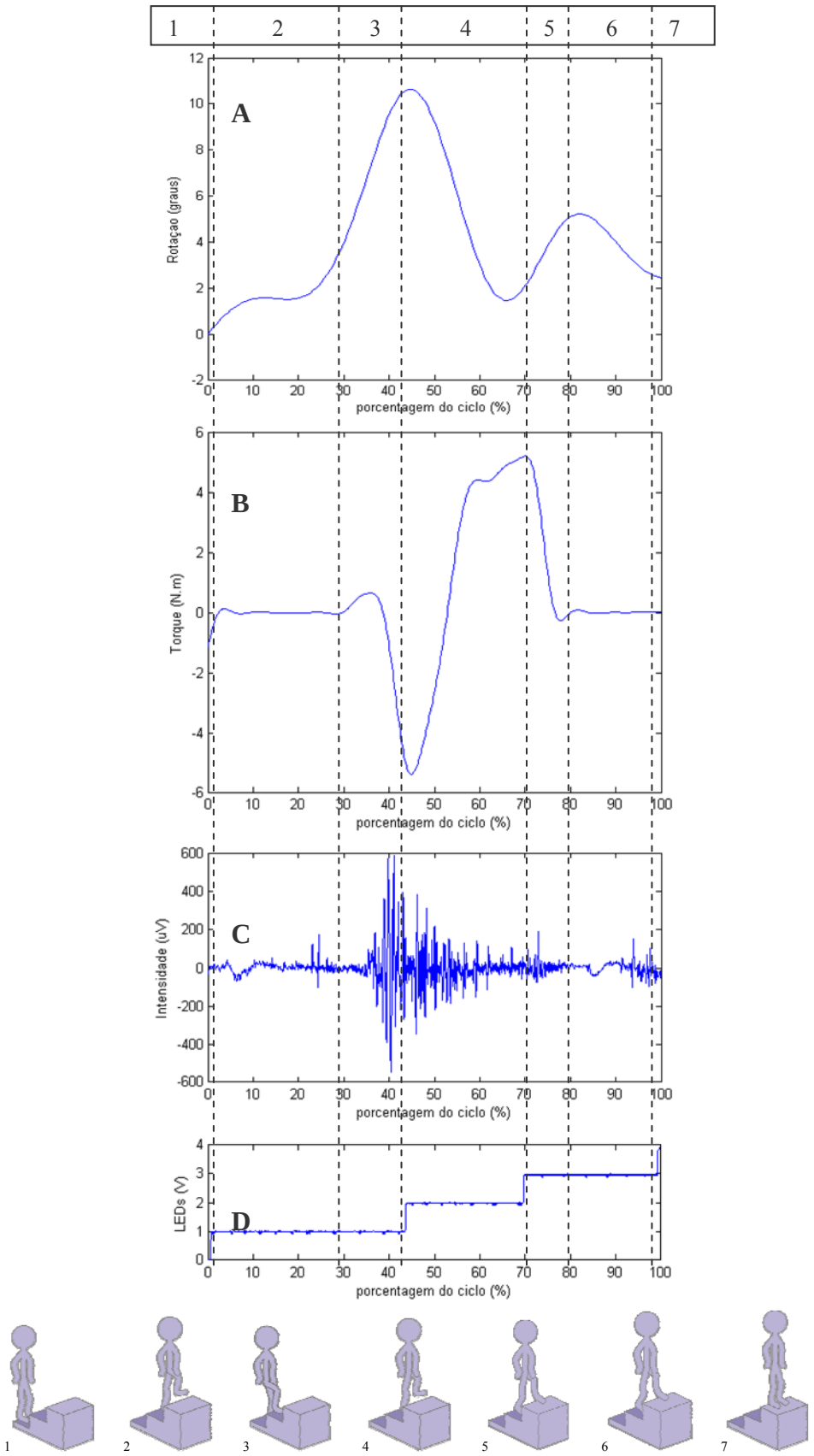

Figura 9. Esquema ilustrativo que mostra a rotação do fêmur, o torque no eixo z, a atividade eletromiográfica e as voltagens produzidas pelos LEDs no eletromiógrafo durante as diferentes fases da subida de escada.

5.2 Eletromiografia

5.2.1 Atrasos entre os inícios da atividade EMG

Visando determinar o melhor parâmetro de análise do início de ativação, foram aplicados três processamentos, como descrito no item *materiais e métodos*. Foram calculados os coeficientes de variação (CV) intra-indivíduos para cada processamento. O menor CV encontrado foi no *onset* visual (1,27), seguido da correlação cruzada (1,78), e a maior variação ocorreu no *onset* automático (3,38). Como a avaliação visual do *onset* apresenta uma interdependência com o pesquisador que realiza o processamento, sugere-se utilizar a correlação cruzada para a obtenção dos dados.

Em relação ao atraso entre os sinais dos músculos VM e VL, detectados por meio de correlação cruzada, em ambos os grupos o sinal do VM aparece deslocado anteriormente em relação ao VL. Porém, ao se observar o número de indivíduos de cada grupo, houve diferença: no grupo SDFP, apenas 9,1% apresentou deslocamento anterior do VL, já no grupo controle, 31,8% dos indivíduos apresentaram o VL deslocando anteriormente ao VM, como pode ser observado na comparação exposta no gráfico da figura 10.

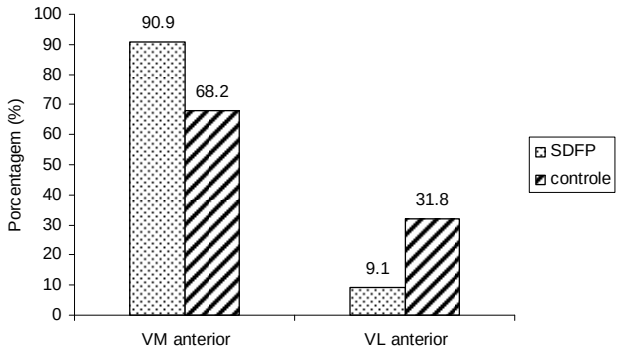

Figura 10. Gráfico comparativo entre os grupos com relação ao deslocamento do sinal.

5.2.2 Atraso entre os máximos da atividade EMG

Quando o parâmetro analisado é o atraso relativo entre os máximos de ativação dos músculos VM e VL, encontra-se diferença significante entre os grupos (p = 0,02). No grupo SDFP observa-se que o tempo que o VM demora a atingir o máximo é em média 4ms maior que o tempo do VL para atingir seu pico de atividade. Já no grupo controle esses tempos se invertem: o VM atinge seu máximo de ativação em média 4,6ms antes do VL (tabela 3); o sinal negativo indica que o VM ativou previamente, e o positivo revela antecipação do VL. Sendo que no grupo SDFP 45,4% das voluntárias apresenta menor tempo para atingir o máximo de atividade no VM em relação ao VL, enquanto que no grupo controle 63,6% atingem o máximo antes no VL, como é observado no gráfico da figura 11. Para esta comparação, o teste estatístico eleito foi o não paramétrico, *Mann-Whitney*, portanto as variáveis comparadas são as medianas.

Tabela 3. Medianas da diferença entre os tempos do pico do VM e VL e porcentagens dos indivíduos de cada grupo que apresentam determinada característica. * refere-se a p < 0,05.

Grupo	**VM - VL (*ms*)**	**Pico VM antes**	**Pico VL antes**
SDFP	4,00*	45,5%	54,5%
Controle	-4,65*	63,6%	36,4%
p-valor	0,02		

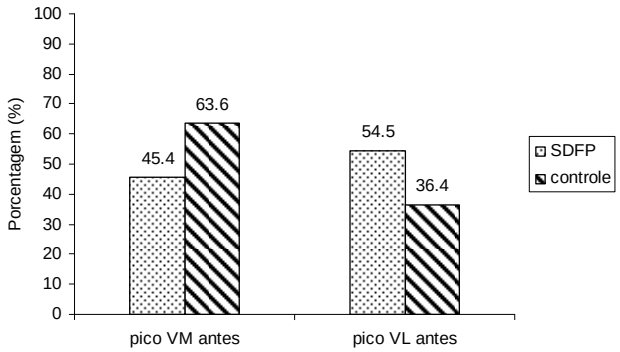

Figura 11. Gráfico comparativo entre os grupos com relação ao máximo de atividade.

5.3 Cinemetria

Como foi observado na figura 9A, há dois momentos importantes a serem analisados com relação à imagem: rotação externa e rotação interna. No que diz respeito à rotação interna, não houve diferença estatística entre as amplitudes médias de cada grupo. Enquanto as voluntárias do grupo SDFP apresentaram uma rotação média de 5,64°, o grupo controle apresentou uma média de 5,06° (p = 0,62). Já em relação à rotação externa, o grupo SDFP apresentou rotação significantemente maior em relação ao grupo controle (p = 0,015), sendo uma média de 8,86° no grupo SDFP e 5,72° no grupo controle, ou seja 3,14° a mais no grupo de estudo. A tabela 4 e o gráfico da figura 12 mostram essa comparação. Neste caso as amostras possuíam uma distribuição normal, portanto foram submetidas ao teste *t-student* para amostras não paeadas.

Tabela 4. Valores médios de rotação externa e interna. * refere-se a p < 0,05.

Grupo	Rotação externa (°)	Rotação interna (°)
SDFP	8,86 ± 7,6*	5,64 ± 6,4
Controle	5,72 ± 5,0 *	5,06 ± 5,2
p-valor	0,015	0,62

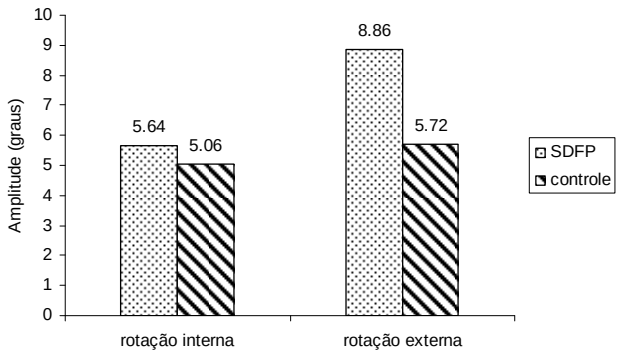

Figura 12. Gráfico referente à variação angular.

5.4 Torque

A tabela 5 e o gráfico da figura 13 revelam os dados obtidos pela plataforma de força. É importante, em relação ao torque produzido no eixo z, avaliar a componente negativa e a componente positiva, para entender a tendência rotacional do corpo. Como se nota na tabela 5, ao se avaliar a variação negativa do torque, não é observada diferença significante entre os grupos de indivíduos. No que diz respeito às componentes positivas, também não existe diferença entre os grupos comparados, quando o nível de significância é 0,5%. Entende-se que a diferença entre a variação positiva e negativa revela a tendência de movimento total do corpo: uma diferença positiva revela tendência rotacional lateral, enquanto que a variação negativa sugere movimentos rotacionais mediais. Quando comparamos essa variação total do torque, observou-se diferença significante, tendendo para positivo no grupo controle, se comparado ao SDFP, sendo a diferença entre ambos os grupos de 1,14 N.m. Neste caso as amostras também apresentaram distribuição normal, propiciando a realização do teste estatístico paramétrico.

Tabela 5. Valores médios dos torques: positivo, negativo e diferença entre eles. * refere-se a $p < 0,05$.

Grupo	Torque negativo (N.m)	Torque positivo (N.m)	Diferença (N.m)
SDFP	7,75 ± 3,4	9,72 ± 2,5	1,97 ± 3,5*
Controle	7,2 ± 3,6	10,31 ± 3,4	3,11 ± 3,8*
p-valor	0,15	0,09	0,005

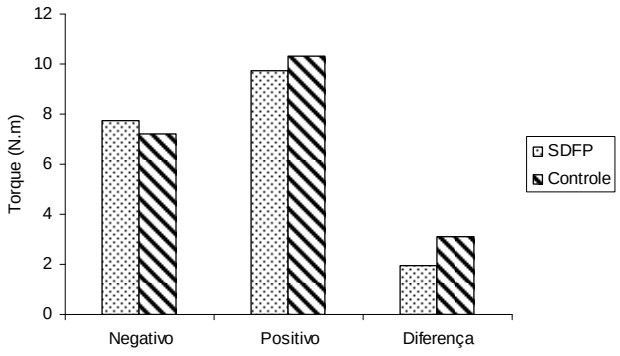

Figura 13. Gráfico referente à variação do torque.

6. DISCUSSÃO

Neste item é proposta uma descrição a partir da observação dos dados expostos no item *Resultados*.

6.1 Análise dos parâmetros eletromiográficos

Em 1987, foi proposta e validada por DiFabio a técnica de detecção automática do início da ativação muscular (*onset*) que ainda é uma das técnicas mais utilizadas. A correlação cruzada é uma ferramenta matemática simples, que tem potencial para detectar deslocamento entre diferentes sinais, desde que tenham o mesmo comportamento, e ainda é muito pouco explorada em estudos na área de Biomecânica. O próprio criador do método automático de detecção de *onset* relata em seu artigo que a validação das medidas depende de inspeção visual, pois pode haver incongruência dos resultados. Paul Hodges e Bui (1996) compararam 27 métodos de detecção automática do *onset* e verificou que a grande maioria difere significativamente da detecção visual. Sabe-se que a detecção visual do *onset* realizada por um pesquisador experiente é um parâmetro confiável.

Neste estudo uma breve comparação foi realizada entre os coeficientes de variação de cada técnica, concluindo que a menor variação ocorre na detecção visual do *onset* (CV: 1,27), seguida da correlação cruzada (1,78) e a maior variação ocorreu no *onset* automático (3,38). Como a detecção visual do *onset* é uma técnica que depende diretamente do pesquisador, não é possível comparar dados processados por dois pesquisadores diferentes, limitando assim a confiabilidade da técnica; além disso, é um processamento que requer maior tempo. Uma vez que a correlação cruzada não apresenta uma variação muito maior que o *onset* visual, talvez este método aproxime-se mais dos acontecimentos fisiológicos dos músculos, ou seja, consiga detectar com maior precisão diferentes estratégias de controle motor.

Para um perfeito alinhamento da patela durante a extensão do joelho, a força resultante do quadríceps deveria atuar na mesma direção do vetor do tendão patelar, caso o vetor do VL seja maior que o vetor do VM, a componente lateral da resultante horizontal atua com mais intensidade na patela que a componente medial, o que é explicado por meio da somatória de forças que agem na patela durante a extensão do joelho, como esquematizado na figura 14.

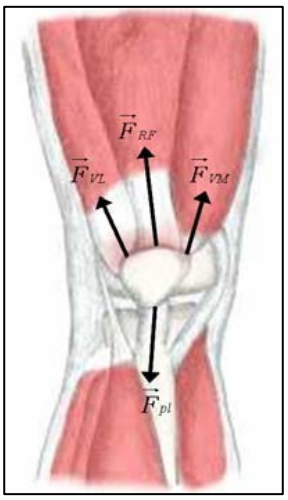

Figura 14. Esquema das forças atuantes na patela. VL: vasto lateral, RF: reto femoral, VM: vasto medial, pt: tendão patelar.

Com base nesta teoria de que a patela pode lateralizar e levar a dor, muitos estudos compararam atividade EMG dos músculos VM e VL, buscando entender se há diferentes estratégias de recrutamento. Levantamentos bibliográficos não são conclusivos no que diz respeito a diferenças na ativação dos músculos do quadríceps entre indivíduos sintomáticos e assintomáticos. Alguns estudos confirmam a hipótese de que o VL ativa antes nos indivíduos com SDFP na realização de diferentes atividades. Os resultados publicados por Cowan e colegas em 2001, que compararam indivíduos clinicamente saudáveis e sintomáticos quanto ao início de ativação muscular durante a subida de degraus, indicaram que o VL ativa previamente nos indivíduos com SDFP, concordando com os dados encontrados em outros artigos já citados no item *revisão da literatura*.

Algumas pesquisas não têm conseguido distinguir indivíduos com SDFP de indivíduos clinicamente saudáveis por meio da determinação do início da EMG. Assim, concluem que o desequilíbrio muscular pode não ser um fator predisponente para dor. Em 2005, Bevilacqua-Grossi et al. estudaram o comportamento dos músculos VM e VL durante exercícios isométricos de agachamento; Santos et al. em 2007 procuraram diferenças entre a ativação de VM e VL durante atividade em esteira; e recentemente foi publicado um artigo comparando os tempos de ativação durante agachamentos em diferentes superfícies (DOLBOW, 2008). Os três estudos indicaram que não há relação entre dor e diferença na ativação muscular.

No gráfico da figura 10 são mostrados os dados referentes ao deslocamento de um sinal em relação ao outro (correlação cruzada). Observa-se que a maioria (90,9%) dos indivíduos com SDFP apresenta deslocamento anterior do VM em relação ao VL. No grupo controle essa diferença é mais amena, 60,2% das voluntárias apresentam um deslocamento anterior do VM.

Com relação ao atraso relativo para atingir o máximo de atividade, há uma diferença estatística em relação aos tempos. Nos indivíduos com SDFP o máximo de atividade ocorre cerca de 4ms antes no VL em relação ao VM (tabela 3). Já nas voluntárias do grupo controle, o pico de atividade ocorreu 4,65 ms antes no VM quando comparado ao VL e, neste caso, a proporção é mantida, como em relação ao *onset*, conforme observado no gráfico da figura 10: 63,6% dos indivíduos apresentam tempo menor para atingir o pico no VM.

Estes achados sugerem que, apesar do início da atividade EMG ocorrer antes no VM em relação ao VL nos indivíduos do grupo SDFP, há necessidade de um maior tempo para alcançar a máxima intensidade. Desta maneira, o máximo de atividade ocorre antes no VL, devendo levar a uma lateralização da patela.

Neste estudo foi possível distinguir os dois grupos quando o parâmetro analisado foi a diferença entre os tempos decorrentes para cada músculo atingir o seu pico de atividade. O sinal EMG carrega informações muito importantes e que devem ser melhor exploradas, como largura do sinal, altura, meia altura, mediana, bem como a análise no domínio da freqüência. Explorações mais minuciosas do dado EMG devem contribuir para entender melhor os mecanismos fisiológicos presentes nos indivíduos sintomáticos e concluir se é possível distinguir estes indivíduos no que diz respeito à atividade muscular do quadríceps.

6.2 Análise do movimento

Os parâmetros rotacionais e de torque remetem a uma avaliação do movimento. Neste estudo a amplitude de rotação foi mensurada para o fêmur, com o intuito de entender se indivíduos com SDFP apresentam diferença na rotação femoral em comparação a indivíduos assintomáticos.

Nesta etapa da presente pesquisa o torque foi mensurado no eixo z. Sabe-se que uma rotação no corpo provoca uma força de reação no solo nas direções x e y (Fx e Fy).

Quando agem no corpo, essas componentes horizontais induzem a uma tendência rotacional que é registrada como torque produzido no eixo y.

Durante o gesto avaliado existe tanto rotação interna quanto rotação externa de fêmur, como pode ser observado na figura 15, a rotação interna pode ser simplesmente a volta à posição neutra do fêmur, como ocorre no exemplo da figura 18. No que diz respeito à amplitude rotacional do fêmur, a tabela 4 e o gráfico da figura 12 mostram que não existe diferença na rotação interna entre indivíduos sintomáticos e assintomáticos, porém em relação à rotação externa essa diferença é significante, sendo que os indivíduos com SDFP apresentam uma maior amplitude.

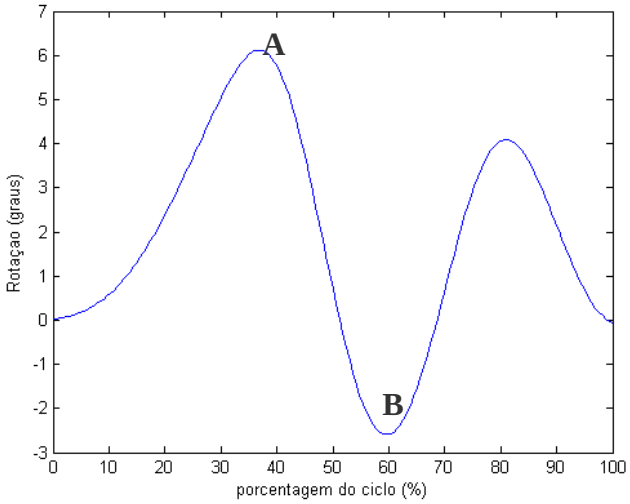

Figura 15. Exemplo de sinal obtido por análise de imagem. A representa o pico de rotação externa e B a rotação interna.

Utilizando métodos de ressonância magnética dinâmica, Powers et al. (2003) demonstraram que a inclinação lateral da patela está mais fortemente associada à rotação interna do fêmur que ao movimento patelar propriamente dito. Assim, concluem que a dor deve ser proveniente de uma maior rotação interna de fêmur.

Lee et al. (1994) estudaram a influência de uma rotação fixa no fêmur na mecânica da articulação fêmoro-patelar. Os dados evidenciaram que uma rotação interna de 30° aumenta significativamente o estresse fêmoro-patelar, porém, estes dados foram obtidos em um estudo cadavérico.

Em indivíduos clinicamente saudáveis e ativos, normalmente ocorre uma rotação interna de até 7° na fase de apoio da marcha como foi citado por Powers em 2003 (LEVENS, INMAN, BLOSSER, 1949 apud POWERS, 2003)[3].

Pesquisa realizada em 2008 por Willson, Binder-Macleod e Davis, com 20 sujeitos com SDFP e 20 clinicamente normais, revelou que há uma maior rotação externa de fêmur durante as atividades propostas no grupo com SDFP; os indivíduos foram submetidos à corrida, agachamento e salto. Os achados destes autores coincidem com os resultados obtidos no presente estudo.

Lee, Morris, Csintalan (2003) relataram que uma rotação femoral resulta em um aumento do contato do côndilo do fêmur na borda contralateral da patela, ou seja, uma rotação interna leva a um aumento da pressão na região lateral da patela, enquanto que a rotação externa leva a um aumento de pressão na região medial, como é esquematizado na figura 16.

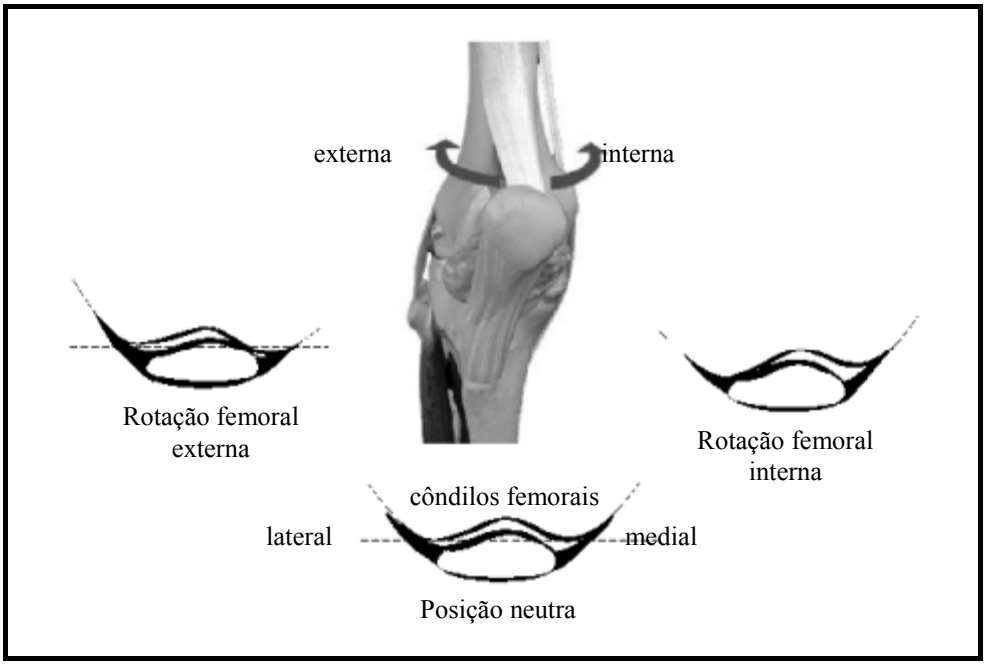

Figura 16. Esquema do movimento dos côndilos femorais durante as rotações do fêmur. Adaptado de LEE, MORRIS, CSINTALAN, 2003.

[3] LEVENS, A.S.; INMAN, V.T.; BLOSSER, J.A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. **J Bone Joint Surg**, v.30, p. 859-872, 1949.

Nesse contexto, o aumento da rotação externa encontrado nessa pesquisa e por Willson, Binder-Macleod e Davis (2008), pode sugerir um aumento da força de contato fêmoro-patelar na borda medial da patela, que causa a dor nos indivíduos avaliados.

Com relação ao torque, não foi encontrado na literatura estudo que se apoiou na sua variação para entender a tendência rotacional do corpo. Estudos utilizando plataformas de força tiveram o intuito de calcular momentos articulares, por meio de dinâmica inversa (BELLCHAMBER e BOGERT, 2000; SALSICH, BRECHTER e POWERS, 2001; COSTIGAN, DELUZIO e WYSS, 2002; BRECHTER e POWERS, 2002). Neste estudo não buscamos informações especificamente sobre o membro inferior, pois o movimento deste já é mensurado pela cinemetria. Acreditamos que a análise do torque produzido no eixo z revela uma tendência global do movimento do corpo, uma vez que mede o torque que todo o corpo produz sobre o ponto de apoio na plataforma, que é o pé. Assim, qualquer tendência rotacional que ocorra acima deste ponto influencia o sinal. Desta maneira, as duas análises (cinemetria e torque) complementam-se, uma vez que uma falta de controle neuromotor pode gerar uma rotação ou déficit de rotação, como foi observado nesta pesquisa, em outra parte do corpo que irá refletir diretamente no ponto de apoio, podendo exacerbar os sintomas de dor; ou, ao contrário, a dor pode gerar uma estratégia de movimento diferente que leva a rotações anormais no corpo.

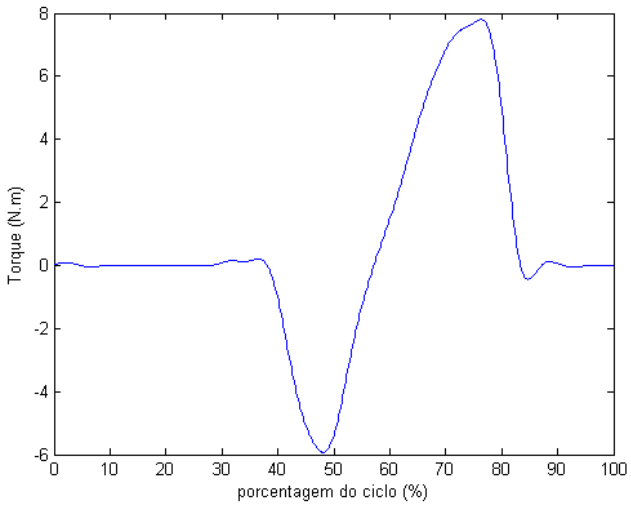

Figura 17. Exemplo de sinal do torque obtido pela plataforma de força.

Como pode ser visto na figura 17, ao tocar a plataforma de força com o pé, ocorre, num primeiro momento, uma variação negativa no torque que passa a ser positiva na segunda metade dessa fase em que o pé está apoiado na plataforma. Quando indivíduos clinicamente saudáveis são comparados com indivíduos que apresentam sinais e sintomas de SDFP, a significância observada está na diferença entre a variação negativa e positiva do torque, que se apresenta mais intensa nos indivíduos clinicamente saudáveis. Essa variável foi calculada, pois se acredita que é esta diferença que revela a tendência global de movimento do corpo, ou seja, uma diferença positiva é um indicativo de tendência de movimentação lateral do corpo e uma diferença negativa revela uma tendência rotacional medial. Assim, os resultados mostraram que indivíduos sem sintomas de dor apresentam uma tendência do corpo em rotacionar medialmente.

A figura 18 nos permite avaliar conjuntamente a rotação que ocorre no fêmur e a tendência de rotação produzida pelo corpo. Ao pisar na plataforma, a variação do torque ocorre no sentido medial, enquanto o fêmur roda lateralmente. À medida que o fêmur vai rodando internamente para retornar à posição neutra de rotação e se preparar para a próxima subida, a tendência do corpo passa a ser rodar lateralmente. Esse é o momento em que o pé esquerdo está abandonando o degrau inferior para alcançar o último degrau. O balanço do membro inferior esquerdo ocorre com a manutenção do pé direito fixo à plataforma, o que é possível graças à dissociação de movimento propiciada pela cintura pélvica. Assim, é esperado haver uma rotação lateral do corpo acima da cintura pélvica, enquanto o fêmur volta à posição neutra de rotação, como é esquematizado na figura 19.

Os dados que indicam menor tendência à rotação externa do corpo nas voluntárias com SDFP sugerem uma menor dissociação dos segmentos do corpo e por isso a necessidade de uma maior rotação externa de fêmur para realizar o mesmo gesto motor.

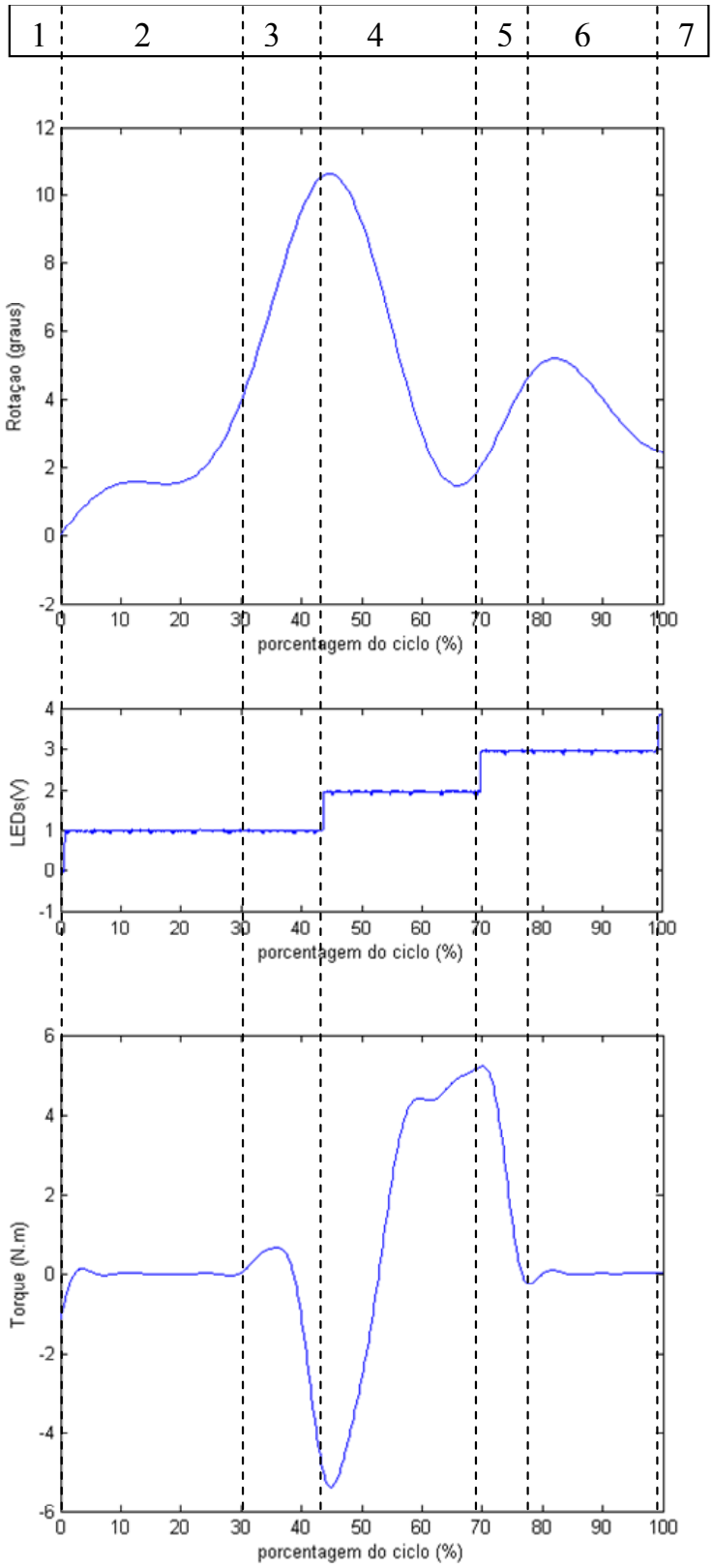

Figura 18. Esquema ilustrativo que permite comparar rotação de fêmur e torque no eixo z durante as diferentes fases da subida de degraus.

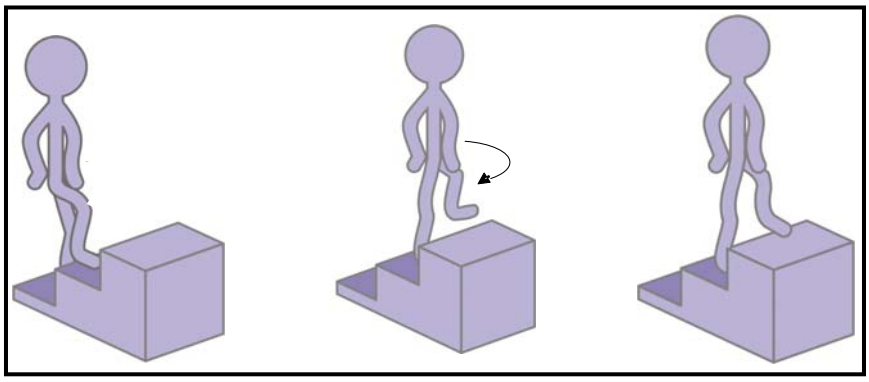

Figura 19. Esquema da tendência de movimento lateral do corpo durante o balanço do membro inferior esquerdo.

6.3 Eletromiografia e movimento

90,9% dos indivíduos com dor fêmoro-patelar apresentam o músculo vasto medial ativando previamente em relação ao VL, porém com atraso mediano de 4ms no que se refere ao tempo relativo entre os máximos de atividade. A cinemetria mostra uma maior rotação externa no fêmur, diferença média de 3,14° em relação ao grupo controle. A avaliação do torque evidencia uma menor tendência à rotação lateral do corpo nestes indivíduos durante a subida de degraus, em comparação com indivíduos clinicamente saudáveis, apresentando um torque médio total 1,14 N.m menor.

A menor tendência de rotação global do corpo deve estar associada a uma rigidez presente nestes indivíduos, que pode ser de origem muscular ou articular. Como mecanismo compensatório para este déficit na dissociação dos segmentos corpóreos, há necessidade de maior rotação externa do fêmur para concluir o gesto motor proposto. Como já foi elucidado, a rotação externa do fêmur leva a um maior contato do côndilo femoral com a borda medial da patela, local onde se insere a porção medial do quadríceps.

O sistema articular elementar é dotado de receptores sensoriais que detectam estímulos, e enviam informações de volta para o próprio sistema, que assim é capaz de modular o movimento. Os proprioceptores, que envolvem os fusos musculares, órgãos tendíneos e receptores articulares identificam estímulos gerados pelo próprio sistema, já os exteroceptores recebem os estímulos externos: temperatura, tato e dor (ENOKA, 2000). Acredita-se que a posição do fêmur em rotação externa dos indivíduos com dor aumenta o

contato da patela com o côndilo femoral medial que estimula tanto proprioceptores como exteroceptores neste local. Como resposta ao *input* proprioceptivo, o sistema neuromotor modula a atividade do vasto medial, isso pode justificar porque ocorre um atraso no pico de ativação deste músculo, devendo ser um mecanismo antálgico de controle motor.

Desta maneira o tratamento da dor fêmoro-patelar não deve se basear apenas nas estruturas periarticulares; mas, a partir de uma análise mais global do indivíduo, lançar mão de tratamentos também mais abrangentes, como treinos de coordenação, equilíbrio e propriocepção em todo o corpo, bem como alongamentos e fortalecimento gerais.

6.4 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.

Como o intuito foi estudar a atividade funcional, a velocidade do movimento foi auto-controlada, o que pode ter gerado uma variação inter-indivíduo em relação aos dados analisados. Os voluntários ficaram expostos a uma situação experimental evidente, completamente monitorada (eletrodos, marcadores e câmeras); assim, é difícil garantir que as coletas se assemelharam a atividade corriqueira de subir escadas. Portanto, talvez em trabalhos futuros seja mais interessante controlar de fato todos os parâmetros; além disso, propõe-se para futuras pesquisas a implantação de uma escada com mais degraus e a monitoração das variáveis de interesse ocorrer num degrau intermediário, para que os dados sejam obtidos num momento em que o movimento está mais próximo ao normal, uma escada pequena evidencia a situação de teste.

7. CONCLUSÃO

Remetendo-nos aos objetivos: Estudar indivíduos com e sem síndrome fêmoro-patelar, com e sem alteração no alinhamento do membro inferior, com vistas a identificar os parâmetros que permitam a obtenção de informações para a classificação dos voluntários quanto a SDFP. Para isso foram propostas análises do sinal eletromiográfico, do ângulo de rotação do fêmur e do torque em um grupo de indivíduos com diagnóstico médico de SDFP e um grupo controle constituído por indivíduos clinicamente saudáveis.

A EMG foi utilizada para determinar se há diferença entre os indivíduos dos grupos avaliados com relação ao início de ativação muscular dos músculos vasto medial e vasto lateral, bem como se existe atraso relativo entre esses músculos para atingir o máximo de ativação. 90,9% dos indivíduos com SDFP e com um atraso relativo do VM de 4,00 ms, o que os diferenciou do grupo controle, que apresentou um atraso relativo no VL de 4,65 ms.

A análise tridimensional do movimento por meio de imagem revelou uma rotação externa de fêmur em média 3,14° maior nos indivíduos do grupo SDFP. A variação total do torque foi 1,14 N.m menor nestes indivíduos, revelando uma menor tendência ao movimento rotacional lateral do corpo em relação a indivíduos do grupo controle.

Como mecanismo antecipatório da dor, indivíduos com SDFP apresentam maior rigidez muscular e articular, que desencadeiam menor movimentação global no corpo, o controle motor compensatório determina uma maior rotação externa no membro inferior para conseguir concluir a atividade motora iniciada. Maior rotação externa leva a compressão da borda medial da patela, local onde se insere o músculo vasto medial. Como resposta ao *input* proprioceptivo e mecanismo de controle antálgico, o sistema neuromotor determina uma ativação mais lenta do músculo.

Percebe-se que a dor gera alterações no corpo como um todo, assim, o tratamento para a SDFP não deve se limitar às estruturas periarticulares, mas deve ser global, envolvendo técnicas de equilíbrio, coordenação, propriocepção, alongamentos e fortalecimento.

As conclusões deste trabalho referem-se ao protocolo experimental aqui utilizado, cuja atividade motora avaliada foi a subida de degraus. Não são dados conclusivos para o indivíduo com SDFP de maneira geral. Outras variações podem ser encontradas na marcha, salto, corrida e demais atividades funcionais.

Dados de eletromiografia, cinemetria e torque complementam-se e ajudam a entender a diferença de comportamento neuromotor nos indivíduos com síndrome dolorosa fêmoro-patelar em comparação a indivíduos clinicamente saudáveis. Conjuntamente, esses

instrumentos apresentam grande potencial para a avaliação e previsão de diagnóstico para a síndrome.

O grande interesse na questão da SDFP é avaliar e diagnosticar corretamente a síndrome com intuito de propor um tratamento adequado, já que não há um diagnóstico médico preciso. Assim, mais processamentos devem ser realizados com os dados obtidos pela aplicação deste protocolo experimental a fim de se verificar se as características musculares e motoras de um indivíduo podem prever o seu diagnóstico em relação à SDFP, independentemente de seu relato de dor.

Buscando características intrínsecas que de fato predispõem a dor, os dados eletromiográficos serão submetidos a mais processamentos no domínio do tempo, como cálculo da duração do sinal, tempo médio, mediano, integral; serão também processados no domínio da freqüência buscando entender se há características diferentes no que diz respeito às fibras musculares dos músculos analisados. Os dados de EMG continuarão sendo avaliados juntamente com as alterações de movimento – cinemetria e torque – e, em seguida, cruzados com os dados do grupo controle, a fim de se verificar se alguns dos indivíduos desse grupo apresentam características que se aproximam do grupo SDFP e podem ser classificados como um grupo de indivíduos propensos a desenvolver uma dor fêmoro-patelar. Encontrar essa classificação será de grande valia para a clínica fisioterapêutica, pois além de facilitar a avaliação e acompanhamento do tratamento dos indivíduos com SDFP, permitirá tratar os indivíduos com propensão a síndrome de maneira preventiva e mais eficiente.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

BELLCHAMBER, T.L.; BOGERT, A.J.V.D. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. **Journal of Biomechanics**, v.32, p.1397-1403, 2000.

BERNARDI, M.; SOLOMONOW, M.; NGUYEN, G.; SMITH, A.; BARATTA, R. 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, M.; FELICI, F.; MARCHETTI, M.; MONTELLANICO, F; PIACENTINI, M.F., SOLOMONOW, M. 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.

BEVILAQUA-GROSSI, D.; FELICIO, L.R.; LEOCÁDIO, L.P. Analysis of the reflex response time of the patellar stabilizer muscles in individuals with patllofemoral pain syndrome. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.12, n.1, p.26-30, 2008.

BEVILAQUA-GROSSI, D.; FELICIO, L.R.; SIMÕES, R.; COQUEIRO, K.R.R., MONTEIRO-PEDRO, V. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor fêmoro-patelar. **Revista brasileira de medicina do esporte**, v.11, n.3, p.159-163, 2005.

BRECHTER, J.H.; POWERS, C.M. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. **Gait and Posture**, v.16, p.115-123, 2002.

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

CHRISTINA, K.A.; CAVANAGH, P.R. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. **Gait and Posture**, v.15, p.153-158, 2002.

CIBULKA, M.T.; THRELKELD-WATKINS, J. Patellofemoral pain and asymmetrical hip rotation. **Physical Therapy**, v.85, n.11, 2005.

COSTIGAN, P.A.; DELUZIO, K.J.; WYSS, U.P. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. **Gait and Posture**, v.16, p.31-37, 2002.

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.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W; CROSSLEY, K.M.; MCCONNELL, J. Delayed onset of electromyography activity of vastus lateralis compared to vastus medialis obliquus in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Arch Med Rehabil**, v. 82, p.183-189, 2001.

COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; HODGES, P.W., Therapeutic patellar changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. **Clinical Juornal of Sports Medicine.** v. 12, p. 339-347, 2002.

COWAN, S.M.; BENNELL, K.L.; CROSSLEY, K.M.; HODGES, P.W.; MC CONNELL, J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.34, n.12, p.1879-85, 2002a.

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, 2002b.

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.

CROSSLEY, K. M.; COWAN, S.M.; MCCONNELL, J.; BENNELL, K.L. Physical therapy improves knee flexion during stair ambulation in patellofemoral pain. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.37, n.2, p.176-183, 2005.

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

DE LUCA, C. J. **Surface electromyography: Detection and Recording**. DelSys Incorporated, 2002.

DI FABIO, R. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Physical Therapy**, v.67, n.1, p. 43-48, 1987.

DOLBOW, D.; GIBSON, E.; NGUYEN, T.; ROBERTSON, D.; SELLS, P.; VOIGHT, M. Time of activation of quadríceps muscles during free squatson stable and unstable surfaces. **Clinical Kinesiology**, v.62, n.1, p.4-8, 2008.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2.ed. Barueri: Editora Manole, 2000. p. 450.

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.; CRUZ, A.B.C.; LIMA, S.S.; SEIXAS, A.F.A.M. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em exercícios usados no tratamento da síndrome da dor patelofemoral. **Revista de Fisioterapia da Universidade de 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.

GILLEARD, W.; MC CONNELL, J.; PARSONS, D. The effect of patellar taping on the *onset* of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v.78, n.1, p.25-32, 1998.

GOUVEIA SOBRINHO, J.L.F. Displasia troclear: uma nova classificação das patologias fêmuro-patelares. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 27, n.4, p.190-196, 1992.

HANTEN, W.P.; SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity on the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Physical Therapy**, 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.

HODGES, P.W.; BUI, B.H. A comparison of comuter-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v.101, p.511-519, 1996.

KARST, G.M.; WILLET, G.M. *Onset* timing of electromiographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in sbjects 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.

KRIVICKAS, L.S.; NADLER, S.F.; DAVIES, M.R.; PETROSKI, G.F.; FEINBERG, J.H. Spectral analysis during fatigue: Surface and fine wire electrode comparison. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.75, n.1, p.15-20, 1996.

LAPRADE, J.; CULHAM, E.; BROUWER, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.,** v.27, n. 3, p. 197-204, 1998.

LEE, T.Q.; ANZEl, S.H.; BENNETT, K.A.; PANG, D.; KIM, W.C. The influence of fixed rotational deformities of the femur on th patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. **Clinical Orhopaedics**, v.33, n.11, p.69-74, 1994.

LEE, T.Q.; MORRIS, G.; CSINTALAN, R.P. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v.33,n.11, p.686-693, 2003.

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.

MAGEE, D. J. **Avaliação musculoesquelética.** 3. ed. Barueri: Manole, 2002, p. 990.

MARTINS, C.A.Q.; BONA, C.; ROESLER, H.; PIMENTEL, G.; ROESLER, L. Estudo da força de reação do solo na descida de degraus de grandes alturas, **Revista Médica HSPV**, v.14, n.30, p.13-17, 2002.

MORAES, J.C.T.B. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano. In: AMADIO, A.C. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. p.269.

MOREIRA, C.; CARVALHO, M.A.P. **Noções práticas de reumatologia.** Belo Horizonte, 1996. p.316.

POWERS, C.M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.33, n.11, p.639-646, 2003.

POWERS, C.M.; WARD, S.R.; FREDERICSON, M.; GUILLET, M.; SHELLOCK, F.G. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.33, n.11, p. 677-685, 2003.

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.

SALSICH, G.B.; BRECHTER, J.H.; POWERS, C.M. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.906-912, 2001.

SANCHES, J.H.; SOLOMONOW, R.M.; BARATTA, R.V.; AMBROSIA, R.D. 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.

SANTOS, G.M.; GRAMANI-SAY, K.; PULZATO, F.; BEVILACQUA-GROSSI, D.; MONTEIRO-PEDRO, V. Revista brasileira de medicina do esporte, v.13, n.1, p. 14e-17e, 2007.

SIMONEAU, G.G. The evolution of rehabilitation for patellofemoral joint disfunction. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.33, n.11, p.637-638, 2003.

STACOFF, A.; DIEZI, C.; LUDER, G.; STÜSSI, E.; QUERVAIN, I.A.K. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. **Gait and Posture**, v.21, p.24-38, 2005.

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. Méd**, v. 19, n. 2, p. 131-137, 1991.

WILLSON, J.D.; BINDER-MACLEOD, S.; DAVIS, I.S. Lower Extremity Jumping Mechanics of Female Athletes With and Without Patellofemoral Pain Before and After Exertion. The American Journal of Sports Medicine, v.36, n.8, p.1587-1596, 2008.

WITVROUW, E.; SNEYERS, C.; LYSENS, R.; VICTOR, J.; BELLEMANS, J. Reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.24, n.3, p.160–165, 1996.

YAAR, N.; NILES, L. Influence pattern power spectrum analysis in neuromuscular disorders. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.460, p.473-484, 1989.

YU, B.; KIENBACHER, T.; GROWNEY, E.S.; JOHNSON, M.E.; AN, K.N. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair climbing. Journal of Orthopaedic Research, v.15, n.3, p.348-352, 1997.

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.

9. ANEXOS

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

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

Presidente Prudente, 01 de Junho de 2007.

Ilma. Sra
Heloyse Uliam Kuriki

Ref. projeto intitulado: "Estudo biomecânico da dor Síndrome Dolorosa Fêmuro-Patelar", a ser desenvolvido pela aluna de mestrado Heloyse Uliam Kuriki, sob orientação do prof. Dr. Neri Alves.

Processo no. 166/2007

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

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

Informamos, ainda, que ao final do desenvolvimento da pesquisa, deverá ser encaminhado ao CEP um **relatório final** sucinto, contendo cópia de todos os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, sendo que os originais desses TCLE 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.

Profa. Dra. **Ivania Garavello**
Vice-Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa

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

ANEXO B – 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 pela aluna Heloyse Uliam Kuriki, 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, não trazendo sobrecarga ao seu aparelho cardio-respiratório. O registro da atividade elétrica dos músculos VMO e VL serão realizados por meio dos eletrodos fixados à pele por fita adesiva, sendo essa anti-alérgica. 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 n° 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. Maria de Lourdes Corradi Custódio da Silva.
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: Heloyse Uliam Kuriki: (18) 3908 4884; 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 200__

_____

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 200__

_____

Assinatura do responsável pela pesquisa

ANEXO C – Protocolo de avaliação física

IDENTIFICAÇÃO:
Nome: _____
Peso: _____ Kg Altura: _____m Idade:_____ DN:_____
Endereço: _____ Nº_____
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
( ) ajoelhar-se
( ) permanecer muito tempo sentado
( ) praticar esportes
( ) subir ou descer escadas
( ) correr
( ) contração isométrica do quadríceps

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 90º

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 Mconnel 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 APPLEY	( ) 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 retraído ( ) reto femoral retraído	( ) iliopsoas retraído ( ) reto femoral retraído
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		

10. APÊNDICE

APENDICE A – Rotina MatLab para cálculo da rotação

```
%%%%%Algoritmo desenvolvido para calculo do angulo de rotaçao do femur%%%%%

            %%%%Heloyse Uliam Kuriki, Neri Alves%%%%
 %%%Laboratorio de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano - FCT/UNESP%%%


A1=data;
L1=length(A1);
L2=L1-L1/7
n1=1
for n=1:L2;
   B=A1(n1,1);
   if B == 0;
         n1=n1+1;
      end
      A2(n,:)=A1(n1,:);
      n1=n1+1;
end


ip=1
for ii=1:6:L2
k1=ii;
k2=ii+1;
k3=ii+2;
k4=ii+3;
k5=ii+4;
k6=ii+5;
Dados=[A2(k2,1)-A2(k1,1) A2(k2,2)-A2(k1,2) A2(k2,3)-A2(k1,3);A2(k3,1)-A2(k1,1)
A2(k3,2)-A2(k1,2) A2(k3,3)-A2(k1,3);A2(k5,1)-A2(k4,1) A2(k5,2)-A2(k4,2) A2(k5,3)-
A2(k4,3);A2(k6,1)-A2(k4,1) A2(k6,2)-A2(k4,2) A2(k6,3)-A2(k4,3)];
```

```
a=[Dados(1,1); Dados(1,2); Dados(1,3); 1];
b=[Dados(2,1); Dados(2,2); Dados(2,3); 1];


Mod_axz = sqrt((a(1))^2+(a(3))^2);
cos_theta=a(1)/Mod_axz;
sin_theta=a(3)/Mod_axz;
Ry1=[cos_theta 0 sin_theta 0;0 1 0 0;-sin_theta 0 cos_theta 0;0 0 0 1];
a1=Ry1*a;
b1=Ry1*b;


Mod_a1_xy=sqrt(a1(1)^2+a1(2)^2);
cos_alpha=a1(2)/Mod_a1_xy;
sin_alpha=a1(1)/Mod_a1_xy;
Rz=[cos_alpha -sin_alpha 0 0; sin_alpha cos_alpha 0 0;0 0 1 0;0 0 0 1];
a2=Rz*a1;
b2=Rz*b1;


Mod_b2_xz=sqrt(b2(1)^2+b2(3)^2);
cos_theta=b2(1)/Mod_b2_xz;
sin_theta=b2(3)/Mod_b2_xz;
Ry2=[cos_theta 0 sin_theta 0; 0 1 0 0;-sin_theta 0 cos_theta 0; 0 0 0 1];
a3=Ry2*a2;
b3=Ry2*b2;


R=Rz*Ry1;
Rot=Ry2*R;


c=[Dados(3,1); Dados(3,2); Dados(3,3); 1];
```

```
d=[Dados(4,1); Dados(4,2); Dados(4,3); 1];
c=Rot*c;
d=Rot*d;


c=[Dados(1,1); Dados(1,2); Dados(1,3); 1];
d=[Dados(2,1); Dados(2,2); Dados(2,3); 1];


Mod_cxz = sqrt((c(1))^2+(c(3))^2);
cos_theta=c(3)/Mod_cxz;
sin_theta=-c(1)/Mod_cxz;
Ry1=[cos_theta 0 sin_theta 0;0 1 0 0;-sin_theta 0 cos_theta 0;0 0 0 1];
c1=Ry1*c;
d1=Ry1*d;


Mod_c1_xz=sqrt(c1(3)^2+c1(2)^2);
cos_phi=c1(3)/Mod_c1_xz;
sin_phi=c1(2)/Mod_c1_xz;
Rx=[1 0 0 0; 0 cos_phi -sin_phi 0;0 sin_phi cos_phi 0;0 0 0 1];
c2=Rx*c1;
d2=Rx*d1;


Mod_d2_xy=sqrt(d2(1)^2+d2(2)^2);

beta =acos(d2(1)/Mod_d2_xy);

beta_graus=beta*180/pi;

proj(ip)=beta_graus;

ip=ip+1;
```

```
end

proj2=proj';
proj2=proj2-proj2(1);
[b a]=butter(2,1./30);
filtrado=filtfilt(b,a,proj2);
tempo=linspace(0,100,length(filtrado));
plot(tempo,filtrado)
xlabel('porcentagem do ciclo (%)')
%xlabel('Percentage of cycle (%)')
%ylabel('Rotation (degrees)')
ylabel('Rotaçao (graus)')

'resultados numericos'
min(filtrado),max(filtrado)
```