

JOÃO CARLOS FERRARI CORRÊA

**ESTUDO DE ALTERAÇÕES DAS VARIÁVEIS
BIOMECÂNICAS NA INSTABILIDADE
PATELOFEMORAL DURANTE A MARCHA
HUMANA NO DOMÍNIO TEMPORAL**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Biologia Buco-Dental.

PIRACICABA

2002

JOÃO CARLOS FERRARI CORRÊA

**ESTUDO DE ALTERAÇÕES DAS VARIÁVEIS
BIOMECÂNICAS NA INSTABILIDADE
PATELOFEMORAL DURANTE A MARCHA
HUMANA NO DOMÍNIO TEMPORAL**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Biologia Buco-Dental.

Orientador: Prof. Dr. Fausto Bérzin

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Fausto Bérzin
Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio
Prof.a. Dra. Heloísa A. Lima de Castro
Prof.a. Dra. Vanessa Monteiro Pedro
Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO DE ACQUISITIV

PIRACICABA
2002

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG/09/04/2004

Assinatura do Orientador

UNIVERSIDADE UNICAMP
Nº CHAMADA T/UNICAMP
C817e
EX
IMBO BC/ 49161
OC 16.837/02
EÇO R\$ 11,00
FA
CPD

CM00167676-6

318 ID 241031

Ficha Catalográfica

C817e Corrêa, João Carlos Ferrari.
Estudo de alterações das variáveis biomecânicas na instabilidade patelofemoral durante a marcha humana no domínio temporal. / João Carlos Ferrari Corrêa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002. xvi, 138p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Fausto Bérzin.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

I. Eletromiografia. 2. Joelho. 3. Locomoção humana. I. Bérzin, Fausto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 15 de Fevereiro de 2002, considerou o candidato JOÃO CARLOS FERRARI CORRÊA aprovado.

1. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

2. Prof. Dr. RUBEN DE FARIA NEGRÃO FILHO

3. Prof. Dr. VANESSA MONTEIRO PEDRO

4. Prof. Dr. ALBERTO CARLOS AMADÍO

5. Profa. Dra. HELOISA AMELIA DE LIMA CASTRO

784220800

DEDICATÓRIA

À **minha família**, que sempre estiveram ao meu lado, apoiando-me e auxiliando para a realização de meus sonhos, permitindo minha permanência nessa caminhada.

À minha dedicada esposa **Fernanda**, pelo companheirismo e compreensão, que sempre esteve ao meu lado, incentivando-me, e mais do que isso, dando-me uma prova de seu amor.

À **Yasmin**, nossa filha “especial”, que a cada retorno meu, esperava-me com os braços sempre abertos e um sorriso nos lábios, fortalecendo meu espírito.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin,

pela orientação segura e gentil dessa tese, da qual fica absolutamente isentado dos defeitos e responsabilizado diretamente pelos méritos, professor cujo respeito e dedicação às ciências e aos que o cercam inspiram à superação de limitações, e principalmente pelos votos de confiança, propiciando-me a oportunidade de alcançar um novo patamar, não só acadêmico, como também ético e moral.

Ao Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho,

profissional admirável, amigo e companheiro, um marco de referência, a quem procuro sempre me espelhar, pelo incentivo constante dedicado à minha formação, que mesmo afastado pela distância continua sempre muito próximo em meu coração.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do magnífico reitor, Prof. Dr. Hermano M. F. Tavares;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do digníssimo diretor, Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum;

Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio, Prof.a. Dra. Heloísa A. Lima de Castro, Prof.a. Dra. Vanessa Monteiro Pedro, Prof.a. Dra. Darcy de Oliveira Tosello e Prof. Dr. Rubens Corrêa Araújo, pela paciência, interesse, incentivo e valiosa contribuição, imprescindíveis à realização deste trabalho e concretização de minhas aspirações;

Aos professores do Curso de Biologia Buco-Dental;

Aos funcionários Joelma Aparecida Macchi e João Batista Leite de Campos, pela paciência e competência demonstrado neste anos de convívio;

Às secretárias da pós-graduação, Érica Alessandra Pinho e Sônia Lordello Arthur, pela dedicação e empenho oferecido a todos os alunos, o que as torna muito especiais para mim;

Aos colegas do Curso de Biologia Buco-Dental, pelo companheirismo e união durante toda essa jornada;

Aos voluntários, que gentilmente ofereceram-se para o experimento com total atenção e colaboração, dispensando horas incessantes;

Listar nomes para fazer agradecimentos é tarefa ingrata, por isso, ao mesmo tempo em que peço desculpas aos que por ventura foram esquecidos, sinto-me feliz pela certeza de que há mais pessoas as quais devo agradecimentos do que minha injusta memória é capaz de revelar.

À todos que direta ou indiretamente colaboraram para a execução desse trabalho, meu muito obrigado!

SUMÁRIO

	página
LISTA DE FIGURAS.....	01
LISTA DE TABELAS.....	05
LISTA DE ANEXOS.....	07
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	09
RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	13
1. INTRODUÇÃO.....	15
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1 Articulações Tibiofemorais.....	20
2.2 Articulação Patelofemoral.....	21
2.2.1 Movimentos Patelofemorais.....	22
2.3 Marcha Humana.....	25
2.4 Patologias Patelofemorais.....	33
2.5 Eletromiografia.....	36
3. PROPOSIÇÃO.....	49
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	51
4.1 Voluntários.....	51
4.2 Protocolo Experimental.....	53
4.2.1 Análise eletromiográfica.....	55
4.2.2 Análise da variação angular.....	61
4.2.3 Análise da força reação do solo.....	62
4.2.4 Análise estatística.....	65
5. RESULTADOS.....	67
5.1 Análise Eletromiográfica.....	67
5.1.1 Padrão intra-sujeito.....	67
5.1.2 Padrão inter-sujeitos.....	73
5.2 Análise da Variação Angular.....	82
5.3 Análise da Força Reação do Solo.....	88
6. DISCUSSÃO.....	93
6.1 Metodologia.....	93
6.2 Análise Eletromiográfica.....	98
6.2.1 Padrão intra-sujeito.....	98
6.2.2 Padrão inter-sujeitos.....	100
6.3 Variação Angular.....	106
6.4 Força Reação do Solo.....	108
6.5 Considerações Finais.....	111
7. CONCLUSÃO.....	115
REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	117
ANEXOS.....	127

LISTA DE FIGURAS

Figura 01.	Áreas de contato patelofemoral (adaptado de Insall, 1982).....	24
Figura 02.	Representação das fases e etapas representativas do ciclo completo da passada (adaptado de Whittle, 1995).....	26
Figura 03.	Representação da força reação do solo (vertical), onde é descrito o movimento evidenciando algumas características: a) Δt ; b) F_{y1} ; c) $\Delta t F_{y1}$; d) F_{y2} ; e) $\Delta t F_{y2}$; f) F_{ymin} ; g) $\Delta t F_{ymin}$; h) taxa de aceitação do peso; i) <i>push off rate</i> ; j) período de duplo apoio; k) período da passada.....	28
Figura 04.	Padrão inter-sujeitos da curva representativa da força reação do solo durante a marcha realizada em cadência normal (adaptado de Winter, 1991).....	29
Figura 05.	Padrão inter-sujeitos da amplitude do sinal EMG para os músculos vasto medial (A) e vasto lateral (B) (adaptado de Winter, 1991).....	30
Figura 06.	Padrão da variação angular da articulação do joelho inter-sujeitos, realizado durante a marcha (adaptado de Winter, 1991).....	31
Figura 07.	Eletrodo de superfície do tipo ativo, bipolar e diferencial, utilizados para captação da atividade elétrica dos músculos analisados neste estudo, onde o sinal é pré-amplificado no próprio eletrodo com ganho de 10 vezes e razão do modo	

	comum de rejeição igual a 80 dB.....	56
Figura 08.	Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS 1000 – V2, da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.....	57
Figura 09.	Exemplo da seqüência do tratamento do sinal: (de cima para baixo) 1 - sinal eletromiográfico “bruto”; 2 - retificação total do sinal; 3 - envoltório linear sobre o sinal retificado; 4 - envoltório linear; e 5 - envoltório linear normalizado na base do tempo.....	59
Figura 10.	A) Esquema representativo do circuito de amplificação do sinal do transdutor (foot switcher). B) Transdutor resistivo e dimensões. Área ativa: 14,44 cm ²	60
Figura 11.	Eletrogoniômetro fixado ao voluntário.....	61
Figura 12.	Sistema <i>Gaitway</i> da <i>Kistler</i> , esteira rolante com duas plataformas de força acopladas (adaptada de <i>Gaitway</i> , 1996)....	63
Figura 13.	Atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (A) e vasto lateral (B), do voluntário P.H.S., em aclive de +12°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico intra-sujeito e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).....	68
Figura 14.	Atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (A) e vasto lateral (B), do voluntário P.H.S., em declive de -3°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior	

apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico intra-sujeito e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%)..... 70

Figura 15. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em aclave de +12°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%)..... 75

Figura 16. Atividade eletromiográfica dos músculo vasto medial oblíquo (VMO), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em declive de -3°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%)..... 78

Figura 17. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral (VL), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em aclave de +12°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-

	100%).....	80
Figura 18.	Atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral (VL), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em declive de -3° . O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).....	81
Figura 19.	Variação angular da articulação do joelho em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B) durante a marcha em aclive de $+12^{\circ}$. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta os valores médios da variação angular inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).....	84
Figura 20.	Variação angular da articulação do joelho em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B) durante a marcha em declive de -3° . O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta os valores médios da variação angular inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).....	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 01.	Dados antropométricos dos 10 voluntários saudáveis (controle) analisados no trabalho.....	52
Tabela 02.	Dados antropométricos dos 10 voluntários com instabilidade patelofemoral (patológicos) analisados no trabalho.....	53
Tabela 03.	Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelo voluntário P.H.S., durante 10 passadas quando da marcha realizada em aclave e declive.....	71
Tabela 04.	Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelos voluntários do grupo saudável, durante 10 passadas quando da marcha realizada em aclave e declive.....	72
Tabela 05.	Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelos voluntários do grupo com instabilidade patelofemoral, durante 10 passadas quando da marcha realizada em aclave e declive.....	73
Tabela 06.	Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelos voluntários do grupo saudável, grupo com instabilidade patelofemoral (patológico) e comparação entre esses dois grupos, durante 10 passadas quando da marcha realizada em aclave e declive.....	76
Tabela 07.	Valores médios e desvios padrão analisados da força reação do solo (vertical), do padrão inter-sujeitos, do grupo saudável e	

do grupo patológico, durante a marcha em aclave.....	88
Tabela 08. Análise de variância à 5% de probabilidade, nos dados obtidos quando da marcha em aclave.....	89
Tabela 09. Valores médios e desvios padrão analisados da força reação do solo (vertical), do padrão inter-sujeitos, do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em declive.....	90
Tabela 10. Análise de variância à 5% de probabilidade, nos dados obtidos quando da marcha em declive.....	90

LISTA DE ANEXOS

Anexo 01.	Questionário.....	129
Anexo 02.	Protocolo de Avaliação.....	131
Anexo 03.	Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Clínica.....	133
Anexo 04.	Função Matemática INSTABPATELA, Desenvolvida em Ambiente Matlab v. 5.3.....	135

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

VMO ⇒ músculo vasto medial oblíquo;

VL ⇒ músculo vasto lateral;

RF ⇒ músculo reto femoral;

EMG ⇒ eletromiograma;

IEMG ⇒ eletromiograma integrado;

CVM ⇒ contração voluntária máxima;

CVMI ⇒ contração voluntária máxima isométrica;

et al. ⇒ e outros;

apud ⇒ em;

CV ⇒ coeficiente de variação;

SD ⇒ desvio padrão;

rms ⇒ root mean square (raiz quadrada da média);

PC ⇒ peso corporal.

**ESTUDO DE ALTERAÇÕES DAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS NA
INSTABILIDADE PATELOFEMORAL DURANTE A MARCHA HUMANA NO
DOMÍNIO TEMPORAL**

Autor: João Carlos Ferrari Corrêa

Orientador: Prof. Dr. Fausto Bérzin

RESUMO

O joelho, a maior articulação sinovial do corpo humano combina consideráveis mobilidade e força com a estabilidade necessária para mantê-lo na posição ereta. O fato do joelho sustentar altas forças e situar-se entre dois braços longos de alavancas do corpo, o torna particularmente susceptível à injúria. Há uma crescente preocupação em se estudar a articulação do joelho durante atividades funcionais como a marcha humana. Embora existam estudos aprofundados e extensos sobre essa temática, existem poucos trabalhos na literatura sobre a análise eletromiográfica da articulação do joelho associando-a à instabilidade patelofemoral. O presente estudo teve como objetivo apresentar a atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, variação angular da articulação do joelho e variáveis da força reação do solo, durante a realização da marcha em auge e declive, em 10 voluntários considerados saudáveis (grupo controle), e 10 voluntários com instabilidade patelofemoral (grupo patológico). Foram estudados, portanto o comportamento dessas variáveis durante a marcha em voluntários saudáveis e com instabilidade patelofemoral, onde os resultados, por meio da análise do coeficiente de variação e do teste estatístico de correlação cruzada, no domínio temporal, indicaram a existência de padrões semelhantes para as curvas eletromiográficas médias dos

voluntários para os músculos supra citados; a variação angular manteve padrões de variação em função do tempo muito próximos; além de padrões dinâmicos da força reação do solo, nos voluntários analisados apresentarem-se de maneira muito parecidos entre o grupo saudável e o grupo com instabilidade patelofemoral. Concluiu-se portanto, ao considerar os resultados obtidos nesse estudo, que existe um padrão de ativação eletromiográfica comum, entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, assim como não houveram diferenças estatisticamente significantes entre a análise da variação angular e da força reação do solo que demonstrassem qualquer quebra da estabilidade biomecânica nos voluntários com instabilidade patelofemoral quando comparado ao grupo com voluntários saudáveis.

Palavras-chave: Eletromiografia (EMG), Força reação do solo, Instabilidade patelofemoral, VMO, Marcha humana, Esteira rolante.

STUDY OF ALTERATIONS OF THE VARIABLE BIOMECHANICS IN THE INSTABILITY PATELLOFEMORAL DURING THE HUMAN GAIT DURING TIME

Author: João Carlos Ferrari Corrêa

Advisor: Prof. Dr. Fausto Bérzin

ABSTRACT

The knee, the largest articulation sinovial of the human body combines considerable mobility and it forces with the necessary stability to maintain it in the erect position. The fact of the knee to sustain discharges forces and to locate among two long arms of levers of the body, it become particularly susceptible to the injury. There is a growing concern in to study the articulation of the knee during functional activities as the human gait; however deepened studies exist and extensive on that thematic, they are found few works in the literature on the electromyographic analysis of the articulation of the knee, associating to the patellofemoral instability. The present study had as objective presents the electromyographic activity of the muscles vastus medialis oblique and vastus lateralis, angular variation of the articulation of the knee, and variable of the ground reaction force, during the accomplishment of the gait in accent and slope, in 10 healthy volunteers (control group), and 10 volunteers with patellofemoral instability (pathological group). They were studied, therefore the behavior of those varied during the gait in healthy volunteers and with patellofemoral instability, where the results, through the analysis of the coefficient of variation and of the statistical test of crossed correlation, during time, indicated the existence of similar patterns for the electromyography's curves for the muscles supra mentioned; the angular variation maintained variation patterns in function of time very near; besides

dynamic patterns of the ground reaction force, in the analyzed volunteers they be presented in way very seemed between the healthy group and the group with patellofemoral instability. It was concluded therefore, when considering the results obtained in that study, that a pattern of activation common exists, among the muscles vastus medialis oblique and vastus lateralis, as well as there were not differences among the analysis of the angular variation and of the ground reaction force significant that demonstrated any break of the stability biomechanics in the volunteers with patellofemoral instability when compared to the group with healthy volunteers.

Key-words: Electromyography (EMG), Ground reaction force, Instability patellofemoral, VMO, Gait, Treadmill.

1. INTRODUÇÃO

A análise da marcha humana é um dos recursos utilizados em fisioterapia para se encontrar tanto alterações ortopédicas quanto neurológicas. Para uma compreensão completa dessas alterações, faz-se necessário o estudo por completo e profundo da chamada marcha normal, que constitui a base de comparação entre o comportamento normal e patológico. Através desse estudo pode-se mensurar dados da marcha de um paciente e diagnosticar de forma precisa a musculatura envolvida nessa patologia.

Dentre os estudos derivados das ciências naturais, a biomecânica é uma disciplina que se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, e, conseqüentemente, de análises físicas de movimentos do corpo humano (AMADIO & DUARTE, 1996).

A combinação de técnicas para se obter grandezas biomecânicas no auxílio à determinação da contribuição da ação dos músculos que atuam sobre determinada articulação em um ciclo completo da marcha, inclui, basicamente, câmeras de vídeo, eletromiógrafo e plataformas de força, que, em conjunto, fornecem dados quantitativos da marcha. (AMADIO & BARBANTI, 2000).

Eletromiografia (EMG) é o estudo da função muscular, pela análise de sinais elétricos, emanados dos músculos durante contrações (BASMANJIAN & DE LUCA, 1985), e uma vez que permite fácil acesso ao processo fisiológico que leva o músculo a gerar força e produzir movimento, tem sido utilizada em larga escala (DE LUCA, 1997).

Já as plataformas de força medem as forças reação do solo que fornecem um sinal elétrico proporcional à força aplicada. Estas forças são divididas nas suas componentes ortogonais, e seus gráficos gerados em função do tempo. Para comparação com padrões, as forças reação do solo são normalizadas e registradas como porcentagem do peso corpóreo (DELISA & GANS, 1993).

Existe a preocupação em se estudar o comportamento dos músculos da articulação patelofemoral (CARSON, 1985; BOUCHER et al., 1992; GOUVEIA SOBRINHO, 1992; KARST & WILLET, 1995; TASKIRAN et al., 1998; HUBBARD, et al., 1998; CORRÊA, 1999; SAKAI et al., 2000), uma vez que estes são amplamente responsabilizados pelo desequilíbrio causador de um desalinhamento da patela, patologia conhecida como instabilidade patelofemoral; patologia esta de difícil acesso clínico, devido aos sinais e sintomas que são comuns a diferentes patologias do complexo patelofemoral, além do árduo tratamento conservador e cirúrgico, os quais, conforme literatura (INSALL, 1982; CARSON, 1985), não reportam resultados muito pouco expressivos.

A eletromiografia realizada em condições dinâmicas funcionais, como a marcha humana, pode oferecer subsídios adicionais a análise deste desequilíbrio muscular. Contudo, na revisão de literatura, observou-se uma falta de concordância entre os autores, com respeito ao estudo do padrão de atividade elétrica dos músculos extensores da coxa, principalmente, vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL).

Já as forças reação do solo, representam dados valiosos sobre a marcha humana, somada a eletromiografia pode enriquecer a tentativa de diagnosticar a instabilidade patelofemoral.

Assim, a questão é responder qual o comportamento eletromiográfico dos músculos VMO e VL e das forças reação do solo, frente à atividade funcional da marcha em aplane e declive, que tende à desencadear sinais e sintomas inerentes à indivíduos portadores de instabilidade patelofemoral. E, na existência de um comportamento comum para indivíduos saudáveis, verificar se o mesmo apresenta alterações na presença desta patologia.

Respondendo estas questões, a reabilitação fisioterapêutica, terá ganho uma importante contribuição, visto que a base teórica para as disfunções articulares é quem determina a terapêutica, tornando-a mais eficaz.

2. REVISÃO DA LITERTURA

O joelho, a maior articulação sinovial do corpo humano, transmite cargas, participa da locomoção, além de auxiliar na conservação do momento (NORDIN & FRANKEL, 1989).

A articulação do joelho, a maior e talvez a mais complexa no corpo, é uma estrutura composta de duas articulações, tibiofemoral e patelofemoral; porém perfazendo no total três unidades funcionais, os compartimentos tibiofemoral medial e lateral e a articulação patelofemoral, cada um revestido por cartilagem articular e todos incluídos em uma cápsula comum revestida pela membrana sinovial (WATKINS, 2001).

Dois movimentos ativos ocorrem no joelho: rotação axial e flexão-extensão.

A rotação axial do joelho ao redor do eixo longitudinal da perna ocorre quando o joelho é fletido, sendo normalmente impossível em extensão. A amplitude ativa da rotação medial normalmente é de cerca de 30 graus e a da rotação lateral, de cerca de 40 graus (KAPANDJI, 1990).

Já a flexão-extensão ocorrem ao redor de um eixo transversal que passa pelos côndilos femorais, mas como estes envolvem também uma ação espiral, não são movimentos simples em dobradiça. Os movimentos envolvem um complexo conjunto de ações em todas as estruturas próximas (KAPANDJI, 1990).

2.1 Articulações Tibiofemorais

As superfícies articulares do fêmur são convexas da frente para trás e de um lado para outro. Já a superfície tibial medial, de forma correspondente, é côncava lateralmente e da frente para trás (KAPANDJI, 1990).

Com o joelho totalmente fletido, as partes posteriores das extremidades dos dois côndilos femorais ficam na região posterior da superfície articular correspondente dos côndilos tibiais.

A extensão do joelho a partir dessa posição fletida envolve uma ação de rolamento e deslizamento dos côndilos femorais sobre a tibia. Entretanto, os dois côndilos femorais tem tamanhos diferentes, sendo que o côndilo medial do fêmur é mais longo, estreito e mais curvado do que o lateral (WATKINS, 2001).

Assim, durante a extensão, o movimento sobre o côndilo lateral completa-se antes, enquanto ainda existe cerca de 1,5 cm de movimento possível para o côndilo femoral medial (KAPANDJI, 1990).

Durante os últimos 20 graus de extensão do joelho, o fêmur pode rotacionar internamente sobre a tibia, produzindo o mecanismo "de trava mecânica". De modo semelhante, na flexão do joelho a partir da posição de extensão total, o fêmur precisa primeiro rotacionar externamente sobre a tibia. O centro desse movimento condilar, o chamado "centro instantâneo", varia durante os movimentos e entre os indivíduos (NORDIN & FRANKEL, 1989).

2.2 Articulação Patelofemoral

A articulação patelofemoral é composta pelos ossos do fêmur e da patela, sendo esse último um osso sesamóide.

A patela trabalha duas importantes funções biomecânicas no joelho (NORDIN & FRANKEL, 1989):

- Primeiro, auxilia a extensão do joelho produzindo um deslocamento anterior do tendão do músculo quadríceps femoral, por todo o arco de movimento, desse modo, o braço de alavanca aumenta a força deste músculo;
- Segundo, permite uma ampla distribuição da força compressiva no fêmur pelo aumento da área de contato entre o tendão patelar e o fêmur.

Durante a flexão e extensão do joelho, a patela move-se em sua incisura femoral.

Durante a flexão move-se para baixo e para trás sobre a superfície troclear femoral, que se estende até a superfície articular dos côndilos femorais e repousa na incisura femoral. A amplitude de excursão patelar é aproximadamente o dobro de seu comprimento, de modo que na flexão total do joelho, a patela fica sob os côndilos femorais, voltada para cima. Sua excursão é controlada pelo músculo quadríceps femoral (WATKINS, 2001).

2.2.1 Movimentos patelofemorais

A superfície retropatelar é dividida por um sulco vertical em uma faceta menor, medial e outra maior, lateral (KAPANDJI, 1990).

A faceta patelar medial também é dividida por um sulco em duas facetas, sendo que a menor e mais medial recebe o nome de "faceta ímpar" devido às peculiaridades de sua articulação com o fêmur.

A faceta lateral da patela articula-se com o fêmur durante toda a amplitude do movimento de flexão, mas a faceta ímpar articula-se apenas a 135 graus de flexão (KAPANDJI, 1990).

A patela é estabilizada na articulação patelofemoral por mecanismos estático e dinâmico (INSALL, 1982).

Estaticamente, o mais importante mecanismo é o tipo da articulação. O ângulo do sulco troclear está entre 130° e 145° com o côndilo lateral mais elevado. O centro da patela desliza pelo centro desse sulco. Os vários tipos de sulco troclear e formas da patela não serão discutidos, porém, tem grande importância para a patologia de instabilidade patelofemoral (INSALL, 1982). Outro estabilizador estático inclui os retináculos medial e lateral. O retináculo medial origina-se na borda medial do músculo VMO, tendão patelar, e borda patelar medial. Já o retináculo lateral origina-se entre a porção distal do tracto iliotibial e a borda lateral da patela e mecanismo extensor (WOODALL & WELSH, 1990). Os ligamentos patelofemorais medial e lateral são outro tipo de estabilizadores

estáticos. E por fim, o tendão patelar, o qual tem por direção infero-lateral do pólo distal da patela à tuberosidade tibial (RUFFIN IV & KININGHAM, 1993).

Dinamicamente, os estabilizadores da patela são as partes do músculo quadríceps femoral - o vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio, e o reto femoral (INSALL, 1982). Eles aderem-se à patela através do tendão patelar. A função mais importante do músculo quadríceps femoral, é a desaceleração durante a extensão. O VMO é parte integrante do músculo quadríceps femoral sendo, portanto, um importante estabilizador medial da patela, com um ângulo de ação descrito em torno de 50° a 55° . A outra estrutura dinâmica a estabilizar a patela é o grupo pata de ganso, e o músculo bíceps femoral; essas duas estruturas controlam a rotação medial/lateral da tibia, e produzem significativa tração sobre a patela (WOODALL & WELSH, 1990).

Quando o indivíduo fica em pé com o joelho estendido, a patela normalmente fica acima de suas margens articulares recíprocas no côndilo femoral. À medida que a patela desce durante a flexão do joelho, diferentes áreas de sua superfície articular entram em contato com o fêmur. A 20 graus de flexão, as facetas medial e lateral do pólo superior da patela ficam em aposição, e a 90 graus de flexão as facetas medial e lateral do pólo superior da patela também. Quando o joelho é fletido a mais de 90 graus e a patela fica sob os côndilos femorais, ela rotaciona e move-se lateralmente. A 135 graus de flexão, a área de contato é sua faceta lateral e, medialmente, a faceta ímpar também se articula com o côndilo medial do fêmur (Figura 01).

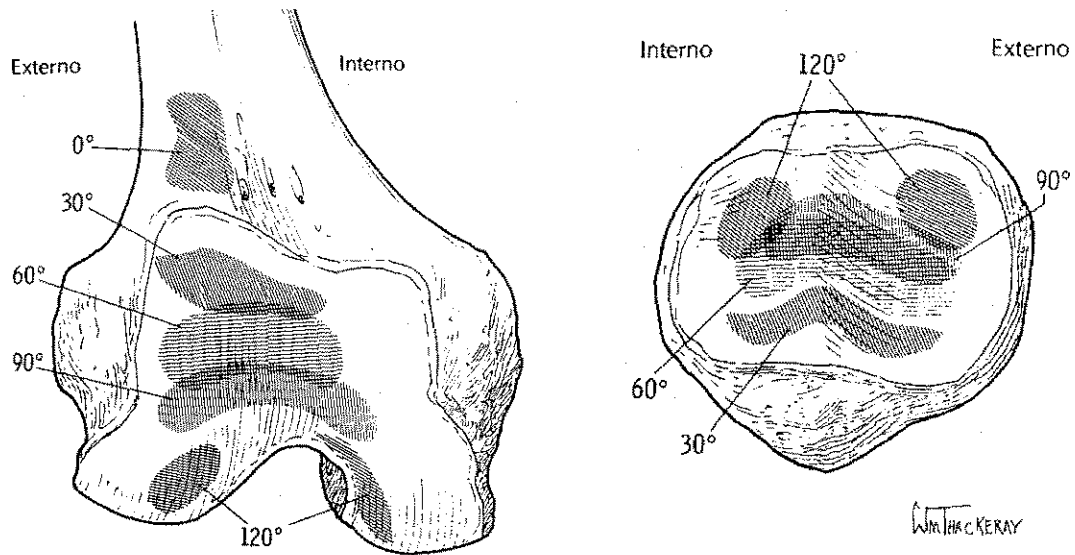


Figura 01: Áreas de contato patelofemoral (adaptado de Insall, 1982).

A informação biomecânica mostrada acima, sobre os pontos de contato em ângulos variados, são aplicados para compreender mais facilmente as várias lesões da cartilagem articular da patela; que não é irrigada nem inervada, o que possibilita tolerar pressões extremas e fortes. Por isso, a dor na articulação patelofemoral deve-se à irritação sinovial ou a pressão nas estruturas nervosas encontradas no osso subcondral (WOODALL & WELSH, 1990).

2.3 Marcha Humana

O caminhar humano é definido como um processo de locomoção no qual o corpo ereto é movido, suportado primeiro por uma perna e depois pela outra (ENGSTROM, 1990).

KATOULIS et al. (1997), descreveram que a marcha normal é resultante da correlação harmônica entre a ação coordenada das funções nervosas, musculares e esqueléticas. Qualquer alteração dessa harmonia, provocará alterações importantes no padrão dessa marcha, podendo trazer conseqüências neuromusculares e de equilíbrio para o indivíduo.

A marcha é basicamente dividida em duas fases, que são a fase de apoio e a fase de balanço (WINTER, 1991). Embora haja ainda subdivisões e etapas para a fase de apoio e para a fase de balanço (oscilação).

As etapas para a fase de apoio são a de contato do calcanhar com o solo, pé aplanado, médio apoio e retirada do calcanhar do solo, já para a fase de balanço são as de retirada do dedo (perda de contato do hálux com o solo), médio balanço e contato do calcanhar, como ilustrado na Figura 02.

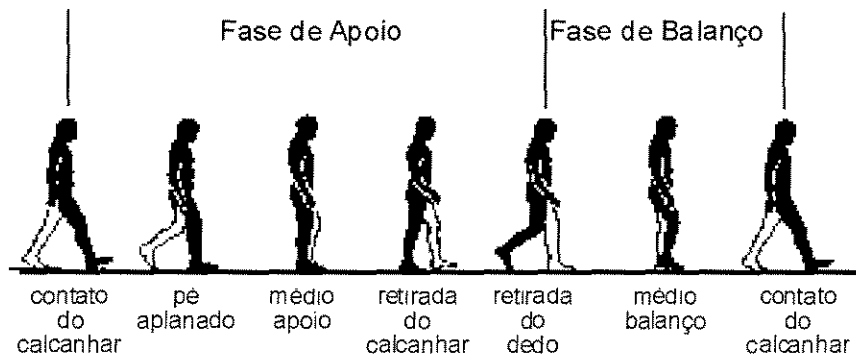


Figura 02. Representação das fases e etapas representativas do ciclo completo da passada (adaptado de Whittle, 1995).

Com a transferência do peso corpóreo para o membro de apoio, o contato do calcanhar com o solo ocorre a 0%, o aplanamento do pé a aproximadamente 10% do ciclo da marcha, a retirada do calcanhar a 45%, e a perda de contato do hálux com o solo a aproximadamente 60%.

Por ser um movimento cíclico, surge a necessidade de identificação de uma referência para que a marcha possa ser interpretada. Dada a facilidade de identificação, o ponto de referência comumente utilizado para a determinação do início do ciclo da passada é o momento em que o calcanhar do pé dominante toca o solo. Conseqüentemente, o ciclo termina imediatamente antes do próximo toque do mesmo calcanhar com o solo. Esta facilidade se dá pela existência de transdutores (*foot switchers*) acopláveis ao calcanhar, conferindo ao sistema uma forma de identificar a ocorrência do fenômeno no domínio temporal.

As variáveis mais comumente analisadas são a variação angular, atividade eletromiográfica e forças reação do solo.

A força reação do solo representa uma das mais importantes grandezas, juntamente com a eletromiografia, para se analisar as variáveis biomecânicas durante a marcha.

O padrão desta grandeza mostrou-se constante e repetitiva, independente das condições do solo ou idade; apresentando determinadas características temporais e de magnitude (Figura 03), que podem ser alteradas devido as condições ambientais ou do voluntário, como a presença de uma patologia, por exemplo (WINTER, 1991).

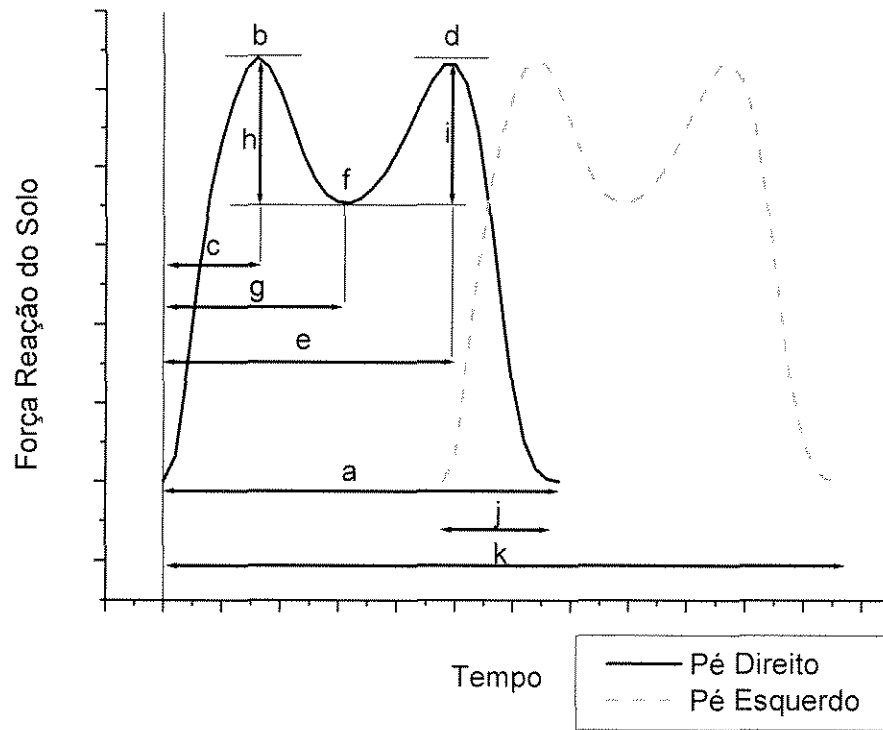


Figura 03. Representação da força reação do solo (vertical), onde é descrito o movimento evidenciando algumas características: a) Δt ; b) F_{y1} ; c) $\Delta t F_{y1}$; d) F_{y2} ; e) $\Delta t F_{y2}$; f) F_{ymin} ; g) $\Delta t F_{ymin}$; h) taxa de aceitação do peso; i) impulso; j) período de duplo apoio; k) período da passada.

Como exemplo de uma caracterização do padrão de uma variável biomecânica da marcha, temos a representação padrão da força reação do solo (vertical) e respectivo coeficiente de variação (CV), descrito por WINTER (1991), durante a marcha em cadência normal (Figura 04); a qual tem sido freqüentemente utilizada como um componente descritivo primário na análise da função do apoio durante a fase de contato com o solo na locomoção.

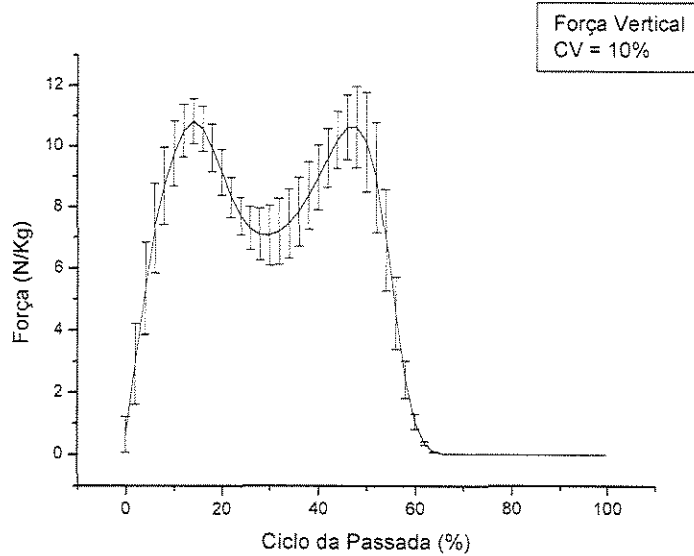


Figura 04. Padrão inter-sujeitos da curva representativa da força reação do solo durante a marcha realizada em cadência normal (adaptado de Winter, 1991).

A forma dessa força de reação é típica daquelas reportadas na literatura. A força vertical tem características de dupla curva. A primeira é relacionada com a aceitação do peso (*weight acceptance*), quando a velocidade descendente do corpo está sendo freada (ou seja, aceleração ascendente do centro de massa do corpo). A segunda curva é devido ao *push-off* e demonstra que o centro de massa está sendo acelerado ascendentemente, aumentando a velocidade ascendente.

Também foi descrito por WINTER (1991), os padrões de amplitude do sinal EMG de 25 músculos e respectivos CV, adquiridos durante a marcha em

cadência normal. Na Figura 05, mostramos os padrões descritos para os músculos vasto medial e vasto lateral.

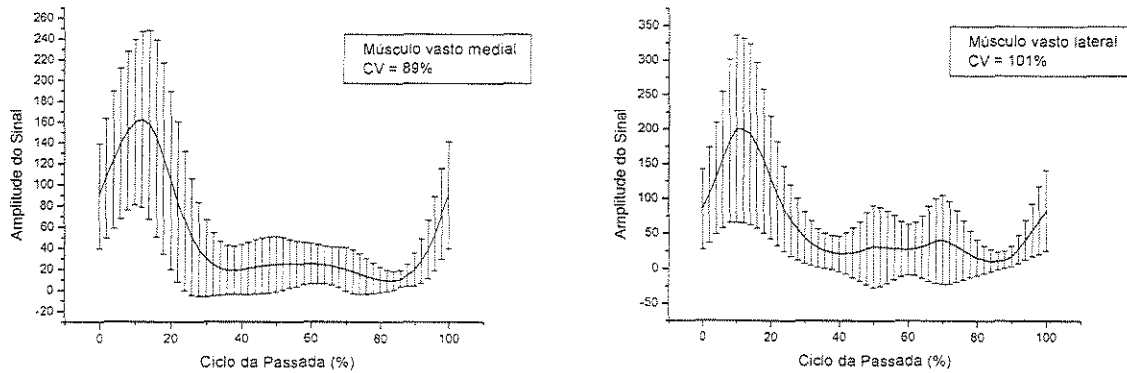


Figura 05. Padrão inter-sujeitos da amplitude do sinal EMG para os músculos vasto medial (A) e vasto lateral (B) (adaptado de Winter, 1991).

Já na Figura 06, mostramos o padrão da média e desvio padrão da variação angular da articulação do joelho inter-sujeitos, para um total de 19 sujeitos (WINTER, 1991).

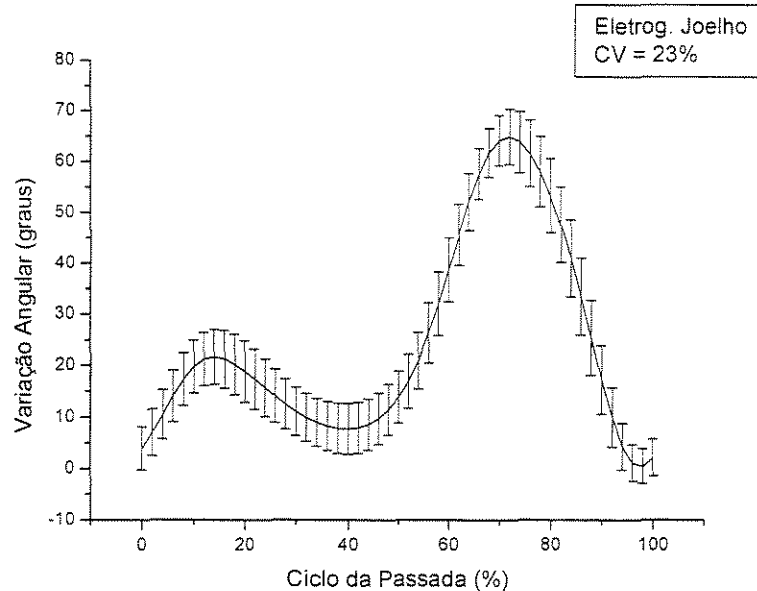


Figura 06. Padrão da variação angular da articulação do joelho inter-sujeitos, realizado durante a marcha (adaptado de Winter, 1991).

Segundo NORDIN & FRANKEL (1989), para que um indivíduo possa ter uma marcha normal, faz-se necessária uma combinação de fatores mecânicos (incluindo estruturais), neurológicos, cognitivos e perceptuais. Os pré-requisitos para a integridade desses fatores são um controle motor adequado, maturação do sistema nervoso central, adequada amplitude de movimento, força muscular preservada, estrutura e composição óssea apropriadas, além de propriocepção intacta.

Quaisquer condições que perturbem esse pré-requisitos poderão resultar em uma marcha dita patológica, podendo trazer um prejuízo primário na

marcha ou criar mecanismos compensatórios secundários para que esta mantenha uma função útil.

A instabilidade patelofemoral é uma condição patológica na qual o restabelecimento da marcha significa maior funcionalidade para o paciente. Surge então a necessidade do estudo do comportamento biomecânico da marcha de tais indivíduos, o qual pode otimizar o processo de reabilitação.

Muitos autores, entre eles DINGWELL et al., 2000 e WANK et al., 1998, destacam algumas vantagens da utilização da esteira rolante com a finalidade de análise da marcha, fins clínicos e de reabilitação, entre elas: o maior controle de fatores ambientais envolvidos na coleta dos dados, tal como a velocidade; facilidade no acoplamento e manuseio do equipamento de coleta dos dados ao voluntário; além de permitir o registro de sucessivos ciclos da marcha sem a necessidade de realizar várias tentativas para se obter um número representativo de ciclos.

Já WANK et al. (1998), destacam que as diferenças mecânicas entre piso fixo e esteira rolante podem ser devidas à diferença de informação visual, auditiva e vestibular que o voluntário recebe sobre esta. Estas informações são de fundamental importância para a manutenção do equilíbrio e estabilidade durante a marcha e conseqüentemente pode causar uma alteração na regulação do padrão do movimento, resultando em diferenças cinemáticas entre esses dois ambientes.

WHITE et al. (1998), adotaram um critério para estabelecer quando o voluntário estaria habituado à nova condição e a partir desse critério, estabeleceu-se o tempo necessário para adaptação à esteira rolante antes de iniciar a

aquisição dos dados. Os autores estudaram o CV da força reação do solo vertical de 6 passadas consecutivas nos 30 primeiros segundos e depois a cada 3 minutos por 21 minutos. Observaram que os maiores valores correspondentes aos CVs foram os dos primeiros 30 segundos de coleta e dos 9 minutos; e os menores foram obtidos aos 3 minutos. Dessa forma, adotaram 3 minutos como tempo de prática prescrita antes da aquisição dos dados e recomendam não coletar antes dos 2 minutos iniciais de habituação.

2.4 Patologias Patelofemorais

Somente a partir da década de 60, é que a literatura a respeito dos transtornos patelofemorais, começou a ser descrita com maior ênfase.

Dor e “instabilidade” da patela são as manifestações clínicas mais comuns da patologia patelofemoral. Por outro lado, denominações as mais diversas rotulam esse quadros: condromalácia, síndrome rotuliana, subluxação de rótula, instabilidade rotuliana, síndrome de hiperpressão, luxação recidivante e habitual, patela alta, etc. ... (GOUVEIA SOBRINHO, 1992)

A dor retropatelar é um sintoma extremamente comum, cujas características já foram descritas. Nas faixas etárias superiores, a causa mais provável da dor é a osteoartrite, mas o diagnóstico e a avaliação são mais difíceis nos indivíduos mais jovens.

A condromalácia da patela é diagnosticada clinicamente como causa dessa dor, mas na verdade é um diagnóstico patológico definido em razão de alterações na cartilagem articular. Portanto, alguns pacientes tem dor retropatelar sem condromalácia e, inversamente, a condromalácia pode ocorrer sem ser necessariamente a causa primária dos sintomas.

A articulação patelofemoral deve ser considerada como parte de um sistema articular do membro inferior, que pode ser submetido a grande pressão. As pressões podem ser aumentadas pela flexão do joelho bem como por muitas anomalias estruturais ou deformidades rotacionais da perna, provocando maior carga na articulação patelofemoral. Exemplos comuns seriam a deformidade vara do retropé, torção tibial, joelho valgo e anteversão do colo do fêmur.

De modo semelhante, a deformidade com flexão de quadril ou dos músculos isquiotibiais altera os componentes desse sistema articular.

Qualquer dessas condições podem levar à condromalácia, e todos os pacientes cujo diagnóstico for este, devem passar por um exame completo dos membros inferiores.

Outra patologia que também possui como quadro clínico a dor retropatelar é a instabilidade patelofemoral, em que são relatados distúrbios de desequilíbrio muscular no aparelho extensor. Porém a insegurança é a característica semiológica principal deste estado patológico, sendo a dor um fator secundário, assim como a crepitação palpada no exame físico. Do ponto de vista anatomopatológico, não há uma condromalácia importante e muitas vezes é inexistente (GOUVEIA SOBRINHO, 1992).

INSALL (1982), acredita na existência de vários fatores predisponentes para tais distúrbios, como o aumento do ângulo Q, patela alta, rotação femoral, entre outros...; porém a mais aceita e provável, através de estudos clínicos, seria o desequilíbrio da atividade do músculo VMO em relação ao músculo VL.

WATKINS (2001), acredita na existência de quatro causas principais do alinhamento anormal que freqüentemente interagem entre si: anormalidades esqueléticas (ângulo Q aumentado, "genu" varo e valgo, patela alta e borda lateral da superfície mais rasa), desequilíbrio de forças nas estruturas de sustentação fibrosa (ligamento patelar, tendão do quadríceps e os retináculos medial e lateral), movimentos compensatórios do joelho em resposta a movimentos anormais do pé, e por último, sendo a causa mais importante, o desequilíbrio de forças no músculo quadríceps femoral (principalmente entre o complexo lateral, formado pelos músculos vasto lateral, reto femoral e vasto intermédio, contra os músculos vasto medial oblíquo e vasto medial longitudinal).

Biomecanicamente o VMO é mais atuante no equilíbrio medial da patela contra forças laterais (resultante da tração do VL, tracto iliotibial e retináculo lateral), quando comparado à sua ação durante a flexo-extensão do joelho; isto se justifica em razão da orientação mais oblíqua de suas fibras musculares, aproximadamente 55°, enquanto que as fibras musculares do VML, está em torno de 15°, tornando assim, o VMO, um músculo não sinergista ao movimento de flexo-extensão do joelho, e sim de equilíbrio articular da patela (WOODALL & WELSH, 1990).

Detectar e analisar possíveis alterações no equilíbrio muscular do aparelho flexo-extensor da articulação do joelho, associando-o à patologia patelofemoral, tem sido a preocupação de pesquisadores através do uso da eletromiografia.

2.5 Eletromiografia

Eletromiografia (EMG) é o estudo da função muscular, pela análise de sinais elétricos, emanados dos músculos durante contrações.

A EMG representa a atividade elétrica associada com contrações musculares. Os sinais EMG podem ser afetados por propriedades musculares anatômicas e fisiológicas, e controle do sistema nervoso periférico; além da instrumentação utilizada para coletar o sinal (BASMANJIAN & DE LUCA, 1985).

Estudos eletromiográficos tem sido empregados para analisar e detectar possíveis alterações no equilíbrio muscular do aparelho flexo-extensor da articulação do joelho associando-as à patologia patelofemoral.

Estes estudos eletromiográficos tem considerado para análise dois aspectos distintos no domínio do tempo, sendo um deles a amplitude do sinal e o outro, o tempo de início da atividade elétrica do músculo.

Considerando a análise pela amplitude do sinal eletromiográfico, MARIANI & CARUSO (1979), utilizando-se do “sinal bruto” para analisar a atividade dos músculos VM e VL, em situação patológica e saudável, dividiu os

voluntários em 2 grupos: sendo 8 pacientes com quadro de subluxação, não reabilitado na fisioterapia e encaminhado à cirurgia de realinhamento; e 5 voluntários saudáveis. Todos os voluntários foram analisados durante a extensão da articulação do joelho em uma cadeira de reeducação de Barnet, com baixo nível de resistência. Encontraram uma atividade elétrica semelhante entre os dois músculos de 30° à 0° de extensão do joelho, e o músculo VL foi mais ativo durante extensão de 90° à 30° nos voluntários saudáveis. Já no grupo patológico, antes da cirurgia, encontraram uma atividade maior do VL quando comparado ao VM, principalmente de 30° à 0° de extensão; e no 6° e 20° mês após a cirurgia, a atividade elétrica dos 2 músculos encontrava-se como no grupo saudável, ou seja, uma atividade muito semelhante entre o VL e VM.

ELORANTA & KOMI (1980), analisaram o padrão da atividade elétrica dos músculos VM, VL, RF e semimembranoso, durante contrações concêntricas e excêntricas, resistidas na posição sentada (90° à 0° e 0° à 90°), em indivíduos saudáveis. Tiveram como resultado um padrão de atividade igual dos músculo vastos, além de relatar um aumento da atividade elétrica nos últimos graus de extensão, principalmente do VM durante a contração concêntrica.

REYNOLDS et al. (1983), analisaram os músculos VM e VL em 20 voluntárias saudáveis, nos últimos 30° de extensão, com eletrodos de agulha. Os dados foram normalizados pela porcentagem da média de 3 repetições da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), com a voluntária sentada, joelho à 60° e resistência ao nível do tornozelo por 2 segundos. Os resultados não mostraram diferença entre a atividade elétrica dos músculos analisados.

SODERBERG & COOK (1983), estudaram a atividade elétrica dos músculos VM , RF, bíceps femoral e glúteo médio, em 40 voluntários saudáveis, durante contração isométrica, e extensão da perna com o joelho estendido (pressionando uma toalha sob a fossa poplíteia), contra uma resistência manual. Os dados foram normalizados através da porcentagem da média da CVMI, de cada um dos exercícios propostos. Encontraram respectivamente para os dois exercícios descritos, uma diferença significativa, na ativação elétrica entre os músculos VM, bíceps femoral e glúteo médio e RF, sendo este último mais ativo eletricamente.

BASMANJIAN & DE LUCA (1985), demonstraram em seu estudo um aumento da atividade elétrica do músculo VM no final da extensão do joelho, o que sugere ao VM uma grande importância a fim de prevenir uma luxação lateral da patela neste momento articular específico.

MOLLER et al. (1986), estudando os músculos VMO e VL, de 28 pacientes com dor patelofemoral unilateral, durante contrações isométricas em diferentes graus de flexão do joelho (90°, 60°, 45°, 30°, 15° e 0°), não encontraram dados eletromiográficos que sugerissem um desequilíbrio VMO:VL que favorecesse o desequilíbrio articular ao comparar os 2 grupos patológicos: instabilidade patelofemoral (11 joelhos) e condromalácia (17 joelhos). Além disso, o sinal elétrico dos grupos patológicos diminuiu quando comparado ao grupo controle (lado não alterado - 28 joelhos).

SODERBERG et al. (1987), analisaram os músculos VM, RF, bíceps femoral e glúteo médio, de 30 indivíduos, sendo 14 saudáveis e 16 com história de

lesão ou cirurgia, durante exercícios isométricos e de extensão da perna com o joelho estendido (pressionando uma toalha sob a fossa poplíteia), contra uma resistência manual. O resultado, após a normalização pela porcentagem da CVMI, demonstra que o músculo RF foi mais ativo durante a extensão da perna quando comparado com a isometria; por outro lado, os músculos VM, bíceps femoral e glúteo médio mostraram atividade EMG significativamente maior no exercício isométrico da coxa.

HANTEN & SCHULTHIES (1990), ao estudarem a diferenciação na atividade elétrica dos músculos VMO e VL em 2 exercícios, de 25 voluntários saudáveis, observaram que o músculo VMO é mais ativo na adução do quadril e nenhuma diferença significativa foi encontrada durante o movimento de rotação medial da tíbia.

SOUZA & GROSS (1991), ao compararem a proporção de atividade eletromiográfica integrada (IEMG) entre os músculos VMO e VL, sob contrações isotônicas e isométricas, normalizadas à 25% do torque máximo, de 16 voluntários, encontraram uma relação média do IEMG entre VMO:VL sem diferença significativa. Porém eles reportam que existe diferença no IEMG ao comparar exercício concêntrico (subir escadas) e excêntrico (descer escadas) em relação a contração isométrica submáxima do músculo quadríceps femoral (25% do torque).

McINTYRE & ROBERTSON (1992), compararam o padrão EMG dos músculos VMO, VL e RF de 20 atletas mulheres, sendo 12 saudáveis e 8 com dor patelofemoral, durante a corrida, retificando o sinal e normalizando na base de

tempo. Como resultado, ao compararem os dois grupos (experimental e controle), em ambas velocidades, mostram não haver diferença da média da atividade EMG em nenhuma parte do ciclo de passada completo.

BOUCHER et al. (1992), investigando os músculos VMO, VM e VL de 18 mulheres, divididas em 2 grupos (controle e com dor anterior do joelho), através da IEMG associada ao pico de força da CVMI, durante os graus 15, 30 e 90, não encontraram diferença entre os músculos nos 2 grupos estudados, nos diferentes ângulos.

KARST & JEWETT (1993), analisaram a atividade dos músculos VMO, VM e VL, durante exercícios que combinaram adução do quadril com extensão do joelho e compararam com a contração isométrica do joelho. A atividade elétrica foi submetida à retificação com envoltório linear e normalizada pela média para cada músculo. Não foi encontrado nenhum resultado que comprove a ativação preferencial do VMO associado à adução do quadril.

BANDY & HANTEN (1993), estudaram os efeitos de um treinamento isométrico dos músculos VMO e VL em diferentes ângulos da articulação do joelho, de 107 voluntários, divididos em 4 grupos: grupo controle (28 joelhos) sem treinamento, grupo 1 (26), grupo 2 (26) e grupo 3 (27 joelhos), treinados com joelho fletido à 30°, 60° e 90°, respectivamente. A análise EMG durante atividade isométrica foi realizada antes e após esse treinamento, em diversos graus (15, 30, 45, 60, 75, 90 e 105). Foi encontrado um aumento da atividade pós treinamento, sugerindo que o aumento da EMG seria igual a um possível aumento de força muscular.

CICCOTTI et al. (1994), analisaram os músculos VMO, VL, RF, semitendinoso, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo, em 22 indivíduos saudáveis, em 6 atividades diferentes (caminhar, subir e descer rampa, subir e descer escada e correr). Como resultados, encontraram um possível padrão de atividade, em porcentagem (%) da atividade elétrica máxima, diferenciando apenas na amplitude do sinal (ex. na corrida, a amplitude é mais alta que as 5 outras atividades). Além disso, encontraram uma ativação coordenada do músculo quadríceps e músculos “posteriores”, dos joelhos saudáveis.

VAATAINEN et al. (1995), estudaram os músculos VM, VL, RF, bíceps femoral e semitendinoso, em contrações isométricas e durante a extensão do joelho de 72 voluntários, sendo 41 voluntários do grupo com condromalácia e 31 voluntários do grupo controle (assintomático), de maneira isocinética à 40% da contração voluntária máxima (CVM) à 60° por segundo. Como resultado a média normalizada da atividade elétrica não diferiu estatisticamente entre os diferentes graus de condromalácia, sugerindo que a atividade elétrica dos músculos analisados não se altera com o grau da lesão da cartilagem, e também não diferem estatisticamente entre eles. Além disso, entre o grupo controle (assintomático) e o grupo com condromalácia também não foi observada diferença significativa.

CERNY (1995), investigou em 31 voluntários (21 saudáveis e 10 com dor patelofemoral), a atividade elétrica dos músculos VMO, VL e adutor magno, através da IEMG, durante os exercícios de extensão do joelho (0° à 30°), extensão do joelho isométrico e isométrico em flexão do joelho (15° e 60° rotação neutra,

além de 45° com rotação neutra, lateral e medial). Associando a esses exercícios em posição neutra, também analisou o quadril rodado medial e lateralmente, quadril aduzido e o tornozelo em dorsiflexão e flexão plantar. Não foi encontrada nos voluntários saudáveis diferença da atividade elétrica dos músculos VMO e VL devido ao tornozelo e à rotação do quadril, e uma menor atividade do VMO:VL à 60° quando comparado à 15° de flexão.

KELLIS & BALZPOULOS (1996), estudaram dois métodos de normalização da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos antagonistas, durante movimentos isocinético excêntrico e concêntrico da articulação do joelho, com o objetivo de determinarem qual desses dois métodos obtinha melhor confiabilidade. Empregaram angulações de 65° e 30° de flexão para a contração isométrica e velocidades de movimento de 30°.s-1, 90°.s-1, 120°.s-1 e 150°.s-1 para as contrações isotônicas isocinéticas. Observaram que o método de normalização dinâmico foi mais eficiente que o estático, além desse resultado, observaram uma co-ativação do VMO maior do que a do VL.

MONTEIRO-PEDRO et al. (1997), estudando os músculos VMO e VL, durante exercícios isométricos de extensão do joelho à 15° e à 50° de flexão, encontraram diferença na atividade eletromiográfica dos músculos a apenas 50°, sugerindo inclusive que a realização de um fortalecimento seletivo do VMO poderia ser realizado nesta angulação.

MORRISH & WOLEDGE (1997), compararam a ativação dos músculos VMO, VLO e RF, isometricamente durante a extensão do joelho à 20° de flexão, em 49 pacientes com dor crônica patelofemoral e 20 voluntários saudáveis.

Encontraram uma ativação sincrônica dos músculos VMO e VLO, o que sugere sua atuação no controle patelar, e também observaram que esses dois músculos ativam-se mais rapidamente e com um volume muscular maior nos voluntários saudáveis, do que nos pacientes, onde há um atraso na ativação para atingir a força máxima, não sendo ativados tão uniformemente como no grupo saudável.

TASKIRAN et al. (1998), estudaram eletromiograficamente o músculo quadríceps femoral com e sem contração por meio da tomografia computadorizada para análise do ângulo de inclinação (*tilt*) patelar no sulco troclear e através do eletromiograma integrado a relação VMO:VL, em 0°, 15°, 30° e 45° de flexão do joelho. Nove sujeitos (16 joelhos) no grupo I - controle, 10 sujeitos (12 joelhos) no grupo II - dor retropatelar, e 8 sujeitos (12 joelhos) no grupo III - instabilidade articular. Os resultados demonstraram que o ângulo de *tilt* patelar diminuiu no grupo I e aumentou nos grupos II e III durante a contração do músculo quadríceps em 0° e 15° de flexão do joelho, não sendo afetado pela contração a 45° de flexão isometricamente. Já a proporção VMO:VL somente manteve-se no grupo I, e nos outros grupos (II e III), o VL ativou-se mais prontamente que o VMO, exceto a 45° de flexão. Esses dados não suportam a hipótese do efeito de centralização dominante do VMO na patela em extensão, mas esse efeito pode ser claramente demonstrado pelas medidas de *tilt* patelar em contração do músculo quadríceps descritos anteriormente.

SHEEHY et al. (1998), relatam que o padrão de desequilíbrio muscular do VMO e do VL tem sido considerado importante fator contribuinte das disfunções da articulação patelofemoral. Devido a isso, eles analisaram em 15

voluntários sem e 13 voluntários com dor retropatelar, enquanto subiam e desciam escada, a proporção do pico de ativação EMG do VMO/VL e a diferença no início da ativação EMG. Os resultados não mostraram diferença entre os grupos para a proporção dos picos de ativação e também do início da ativação eletromiográfica.

LAPRADE et al. (1998), relatam que a fraqueza do VMO é postulado como contribuinte para o mal alinhamento da patela. Neste estudo eles investigaram a atividade EMG do VMO relativa ao VL durante 5 exercícios isométricos (rotação medial da tíbia, rotação medial da tíbia com extensão do joelho, somente extensão do joelho, adução do quadril e adução com extensão do joelho) em 8 sujeitos com dor patelofemoral e 19 controle. Analisando o sinal normalizado pela porcentagem da contração voluntária máxima e expresso em proporção VMO:VL, não foram encontradas diferenças significativas entre os 5 exercícios propostos.

Considerando não mais a atividade eletromiográfica, mas sim a análise morfológica dos constituintes da articulação patelofemoral, pode-se atentar para outros aspectos de igual ou maior importância para o entendimento das patologias patelofemorais.

FARAHMAND et al. (1998), estudaram quantitativamente as estruturas anatómicas associadas com a instabilidade patelofemoral. Baseada na área de secção fisiológica, foi estimado que o músculo reto femoral e vasto intermédio contribuem com 35% da força total produzida pelo músculo quadríceps femoral, enquanto o vasto lateral contribui com 40% e o vasto medial com 25%. Esta diferença encontrada sugere estar associado com a instabilidade

patelofemoral, pois ambas as partes do músculo vasto medial, longa e oblíqua, contribuem menos para a força total produzida pelo músculo quadríceps femoral do que as partes correspondentes do músculo vasto lateral.

SAKAI et al. (2000), estudaram a influência da fraqueza do VMO em um estudo biomecânico *in vitro*. Sete joelhos de cadáveres humanos foram usados neste estudo. A direção da aplicação das forças nos músculos reto femoral, VMO e VL foi determinada pelo alinhamento muscular visto durante a dissecação. As cargas aplicadas foram de 60 Newtons (N) no reto femoral, 50 N no VL e 40 N no VMO, de acordo com a proporção calculada pela secção muscular estudada. A fraqueza do VMO foi estimulada a 30 N (75%), 20 N (50%), 10 N (25%), e 0 N (0%), e a posição patelar foi mensurada para cada condição utilizando-se do "*Magnetic 3 Space Tracker System*". A 0° e a 15° de flexão do joelho, 75%, 50%, 25% e 0% da força inicialmente aplicada para o VMO, levaram à diferenças significantes no deslocamento lateral quando comparado ao normal (100%); demonstrando este deslocamento ser um importante fator causador da subluxação patelar.

HUBBARD et al. (1998), estudaram a relação existente entre a morfologia do VMO e a presença e severidade da deterioração da articulação patelofemoral em cadáveres humanos, dissecando para isso 374 músculos em 229 cadáveres humanos para determinar a relação entre gênero, características do VMO e deterioração da articulação patelofemoral. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada, nem tão pouco correlação ou diferença existente em qualquer dos testes aplicados. Os resultados deste estudo

não suportam a premissa de que a inserção mais distal do VMO sobre a patela possa ter qualquer efeito na presença ou severidade da deterioração da articulação patelofemoral.

Com estes resultados demonstrando que talvez a patologia patelofemoral não seja desenvolvida por alterações morfológicas, cresce ainda mais a suspeita de que a etiologia esteja na resposta reflexa dos músculos.

WITVROUW et al., 1996, realizaram medidas da resposta reflexa do VMO e do VL em 80 adultos saudáveis (grupo controle) comparados à 19 pacientes com dor retropatelar (grupo patológico), onde os resultados indicam que a resposta reflexa do VMO foi significativamente mais curta que a resposta do VL nos voluntários saudáveis, enquanto nos voluntários do grupo patológico ocorre uma reversão deste padrão, indicando uma alteração na resposta neuromuscular do VMO e do VL durante a percussão do tendão patelar. Isto pode explicar que frente a uma patologia patelofemoral, a resposta neuromuscular reflexa do VMO e do VL alteram-se significativamente.

STRATFORD (1981), relata uma diminuição significativa da atividade eletromiográfica no músculo quadríceps femoral em joelho edemaciado, entre 0° e 30° de flexão do joelho, contudo em joelhos normais, esta diferença na atividade elétrica não ocorre. Ele postulou que o decréscimo da atividade elétrica a 0° de flexão do joelho em joelhos edemaciados, resulta da inibição reflexa do quadríceps causado por uma distensão da cápsula articular e pressão intra-articular que altera com a posição da articulação do joelho.

SMILLIE (1980), em seu estudo concluiu que dentre os músculos do quadríceps femoral, o músculo VMO é o primeiro a sofrer atrofia frente à inibição reflexa, antes mesmo que ela possa ser detectada em outros pontos; além de ser o último a se recuperar em volume.

Dentre os vários trabalhos levantados, não existe um consenso sobre o comportamento elétrico dos músculos VMO e VL, em condições fisiológicas e frente à patologia patelofemoral.

Os autores diferem entre si quanto à metodologia empregada para análise dos dados obtidos (IEMG, normalizado pela média, etc.), atividades funcionais estudadas (contração isométrica em diferentes graus de flexão do joelho, subir e descer escadas, marcha, etc.), e principalmente a escassez de trabalhos estudando especificamente a instabilidade patelofemoral, que faz parte do grupo de patologias patelofemorais, porém com uma semiologia clínica bastante específica, diferindo morfológica e funcionalmente da dor retropatelar ou condromalácia patelar, por exemplo.

Outro ponto que merece destaque, é o fato de não termos encontrado nenhum trabalho, até o momento, que analisasse as variáveis biomecânicas descritas anteriormente (variação angular, atividade EMG, forças de reação do solo) no mesmo trabalho, e que fosse feita uma correlação destas com a instabilidade patelofemoral.

Portanto, neste trabalho pretendeu-se investigar aspectos biomecânicos (eletromiografia, eletrogoniometria e força reação do solo), da articulação do joelho, de indivíduos saudáveis e com instabilidade patelofemoral,

durante a marcha em aclave e declive, para ampliar o conhecimento da função desta articulação, bem como dos músculos VMO e VL em situação funcional, no sentido de oferecer instrumento que permita comparações e recomendações específicas que poderiam orientar o programa de reabilitação em patologias como a instabilidade patelofemoral.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo apresentar a análise comparativa da atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, da análise da variação angular da articulação do joelho e da força reação do solo, quando da marcha realizada em aclive e declive, em uma esteira rolante.

Especificamente, este trabalho pretendeu estudar o comportamento das variáveis biomecânicas, através da análise da:

- ✓ variação da atividade eletromiográfica, intra-sujeito e inter-sujeitos, dos músculos VMO e VL, dos voluntários saudáveis para comparação com voluntários portadores de instabilidade patelofemoral, durante um ciclo completo da marcha realizada em aclive e declive;
- ✓ variação angular da amplitude articular do joelho, inter-sujeitos, durante a marcha, dos voluntários saudáveis para comparação com voluntários portadores de instabilidade patelofemoral;
- ✓ variação da força reação do solo do membro inferior dominante, inter-sujeitos, durante o ciclo completo da marcha, dos voluntários saudáveis para comparação com voluntários portadores de instabilidade patelofemoral durante 10 ciclos completos da marcha realizada em aclive e declive.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Voluntários

Participaram deste trabalho, realizado no Laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP) - UNICAMP, 10 voluntários saudáveis, sendo 5 homens e 5 mulheres, com idade média de 20,9 ($\pm 2,07$) anos (Tabela 01); e 10 voluntários com diagnóstico prévio de instabilidade patelofemoral, média de idade de 21,7 ($\pm 3,4$) anos (Tabela 02).

Os voluntários realizaram 2 atividades funcionais: marcha em aclave de $+12^\circ$ e declive de -3° , durante as quais foram obtidos dados da atividade elétrica dos músculos VMO e VL, da coxa do membro dominante, da força de reação do solo deste membro, além da variação angular da articulação do joelho.

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (segundo a resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96).

Tabela 01. Dados antropométricos dos 10 voluntários saudáveis (controle) analisados no trabalho.

Voluntários	Sexo	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)
P.H.S.	M	22	80	1,82
T.S.	M	23	82	1,75
R.A.L.	M	22	75	1,69
J.F.C	M	21	92	1,88
Y.I	M	20	68	1,80
L.G.P.	F	19	74	1,78
M.N.G.	F	24	65	1,69
K.R.C	F	18	69	1,64
F.N.	F	18	72	1,72
C.M.P.	F	22	55	1,50
Média±SD		20,9 ± 2,07	73,2 ± 10,14	1,72 ± 0,16

Tabela 02. Dados antropométricos dos 10 voluntários com instabilidade patelofemoral (patológicos) analisados no trabalho.

Voluntários	Sexo	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)
U.S.S.	M	24	78	1,84
M.E.	M	25	84	1,82
S.I.	M	18	75	1,80
J.S.I.	M	19	88	1,75
R.F.	M	23	76	1,68
S.C.	F	25	69	1,68
S.F.C.	F	26	65	1,65
C.S.S.	F	17	66	1,70
L.A.L.	F	18	72	1,59
R.A.B.M.	F	22	59	1,62
Média±SD		21,7±3,4	73,2±8,87	1,71±0,08

4.2 Protocolo Experimental

Ao chegar no local do exame, os voluntários considerados saudáveis eram submetidos a um questionário (ANEXO 1). O questionário constou de identificação e informações que traduzissem o estado funcional da articulação do joelho de todos voluntários com o objetivo de selecionar somente os voluntários que apresentassem a articulação do joelho sem comprometimentos fisiológico e

patológico. Também foram submetidos ao teste de flexibilidade dos músculos a serem analisados, estando todos os voluntários dentro dos parâmetros aceitáveis, segundo KENDALL et al. (1995).

Já os voluntários tidos como patológicos não seguiam o protocolo descrito acima, visto que estes já possuíam um diagnóstico prévio de instabilidade patelofemoral, uma vez que foram encaminhados, após avaliação (ANEXO 2), pelo Dr. Rogério Guerreiro, médico ortopedista, ao Laboratório para que participassem do trabalho. Portanto foi realizado apenas um exame na articulação do joelho simplesmente como forma de confirmação do diagnóstico, excluindo principalmente outro tipo de patologia não desejada, como por exemplo a condromalácia.

Os voluntários foram informados da possibilidade de se retirarem da pesquisa em qualquer fase da mesma, sem penalização alguma, antes mesmo de lerem e assinarem o termo de consentimento para participação da pesquisa clínica (ANEXO 3).

Ao finalizar a fase informativa (aplicação do questionário e termo de consentimento), foi dada ao voluntário uma orientação, sobre as atividades funcionais a serem executadas durante a coleta dos dados, bem como da finalidade do trabalho.

Foi permitido aos voluntários andar livremente pela esteira rolante instrumentada com duas plataformas de força, para que se acostumassem com todos os aparatos necessários para o experimento, onde a velocidade da marcha

foi regulada igualmente a fim de estabelecer uma cadência normal para todos os voluntários estudados.

Para que houvesse uma padronização, durante todo o experimento, da coleta do dados, o pesquisador seguia sempre um roteiro, como protocolo.

Neste roteiro inicialmente:

- Verificava-se a temperatura da sala ($\pm 24^{\circ}\text{C}$), para um adequado funcionamento do equipamento;
- Faziam-se as calibrações e configurações dos canais a serem utilizados;
- Analisava-se a linha de base em repouso, a fim de constatar o funcionamento e calibração do EMG;
- Verificava-se a qualidade da aquisição do sinal do eletrogoniômetro;
- Verificava-se a qualidade da aquisição do sinal da plataforma de força.

Por fim, averiguava-se todos os materiais complementares à realização da coleta de dados, como o termômetro, fita adesiva, goniômetro, giletes para tricotomia, algodão e ficha de controle dos dados coletados.

4.2.1 Análise eletromiográfica

O sistema de aquisição de sinais EMG utilizado consistiu de dois pares de eletrodos de superfície do tipo ativos, bipolares e diferenciais, utilizados para captação da atividade elétrica dos músculos. O sinal foi pré-amplificado no

eletrodo diferencial com ganho de 10 vezes e razão do modo comum de rejeição igual a 80 dB (Figura 07).

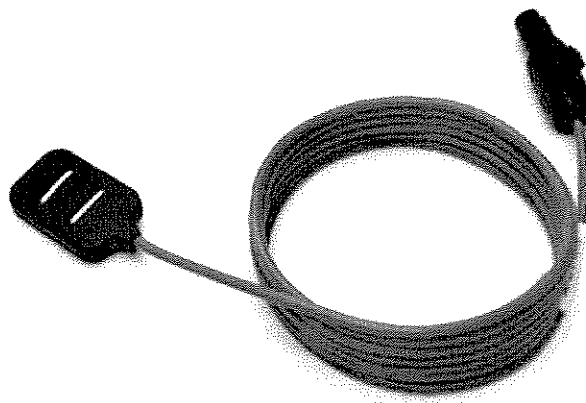


Figura 07. Eletrodo de superfície do tipo ativo, bipolar e diferencial, utilizado para captação da atividade elétrica dos músculos analisados neste estudo, onde o sinal é pré-amplificado no próprio eletrodo com ganho de 10 vezes e razão do modo comum de rejeição igual a 80 dB.

Esses dois componentes do sistema de aquisição de sinais foram conectados a um módulo condicionador de sinais, da empresa “Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.¹”, onde os sinais analógicos foram filtrados com filtro passa banda de 20 Hz a 500 Hz, e amplificados novamente, com um ganho de 100 vezes, totalizando portanto um ganho final de 1000 (Figura 08).

¹ Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. Rua Sales Júnior, 476. São Paulo - SP - Brasil.

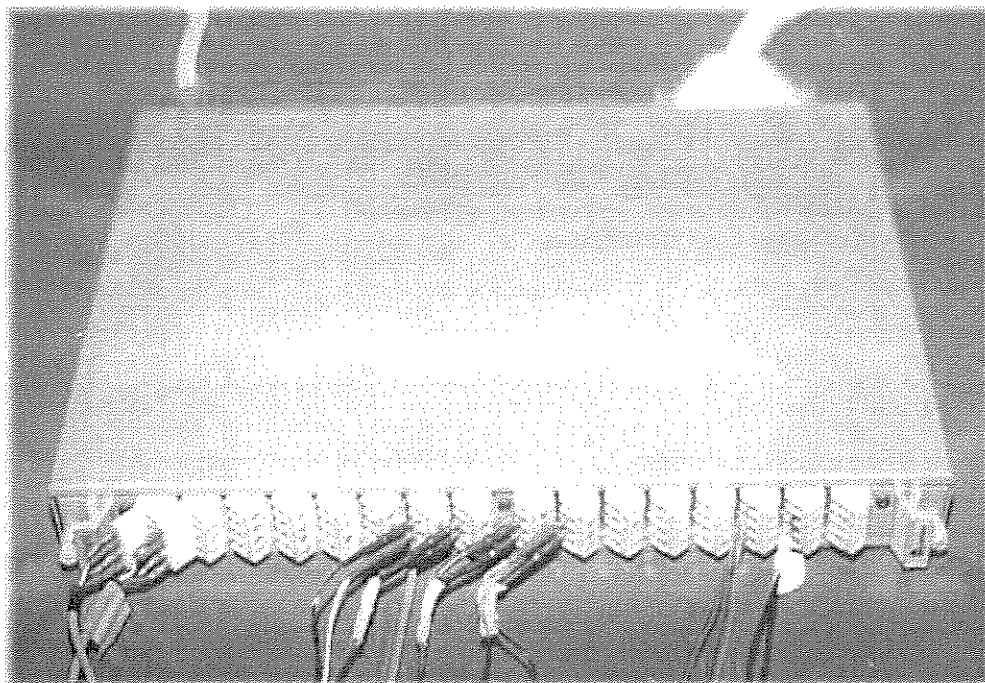


Figura 08. Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS 1000 – V2, da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.

Os eletrodos de superfície foram colocados sobre o ponto motor dos músculos VMO e VL da coxa dominante, acompanhando o sentido longitudinal das fibras musculares (fixados junto à pele por meio de uma fita adesiva de dupla face, internamente, e outra fita adesiva usada externamente aos eletrodos, proporcionando assim uma melhor fixação destes). A técnica de localização do ponto motor empregada foi a mesma sugerida por DAINTY & NORMAN (1987), e que conforme relatado por ARAUJO et al. (1995), está sujeita a menos erros sistemáticos.

O registro da atividade elétrica durante as atividades funcionais obedeceu a seguinte ordem: marcha em aclave de +12° (graus) e posteriormente marcha em declive de -3° (graus); pois segundo INSALL (1982), a atividade em declive pode propiciar o aparecimento do quadro clínico da instabilidade patelofemoral.

Para o registro e análise do comportamento de atividade elétrica dos músculos VMO e VL (DAINTY & NORMAN, 1987), foram seguidas as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica (ISEK), onde todos os traçados eletromiográficos foram tratados para posterior comparação e análise conforme preconizado por WINTER (1990), seguindo as seguintes etapas: 1) Retificação total do sinal - também conhecido como retificação de onda completa, consiste na obtenção do valor absoluto do traçado eletromiográfico de forma que todos os sinais negativos são invertidos, passando desta forma, a possuir apenas sinais positivos; 2) Normalização da amplitude do sinal - procedimento que consiste em submeter os valores do sinal eletromiográfico retificado a um valor de referência, e que seja comum a todos os sinais, de forma a permitir comparações entre sujeitos, músculos, dias de medida, etc.; e que neste caso foi empregado a média do sinal retificado da atividade dinâmica como valor de referência; 3) Envoltório linear - obtido a partir do traçado retificado, fazendo uso de um filtro Butterworth 4ª ordem digital com frequência de corte de 5 Hz e que resulta num envoltório que segue o contorno do sinal eletromiográfico; 4) Normalização da base de tempo - procedimento que tem como objetivo normalizar o tempo de atividade dos diferentes sinais coletados, onde o

tempo é convertido em porcentagem de atividade (0 à 100%). Para realizar esta seqüência de processamento foi utilizado a rotina do software Matlab, versão 5.3 (ANEXO 4), que pode ser observado na Figura 09 (ACIERNO et al., 1995; YANG & WINTER, 1984; KNUTSON et al., 1994; MATHEASSEN et al. 1995; AMADIO & DUARTE, 1996).

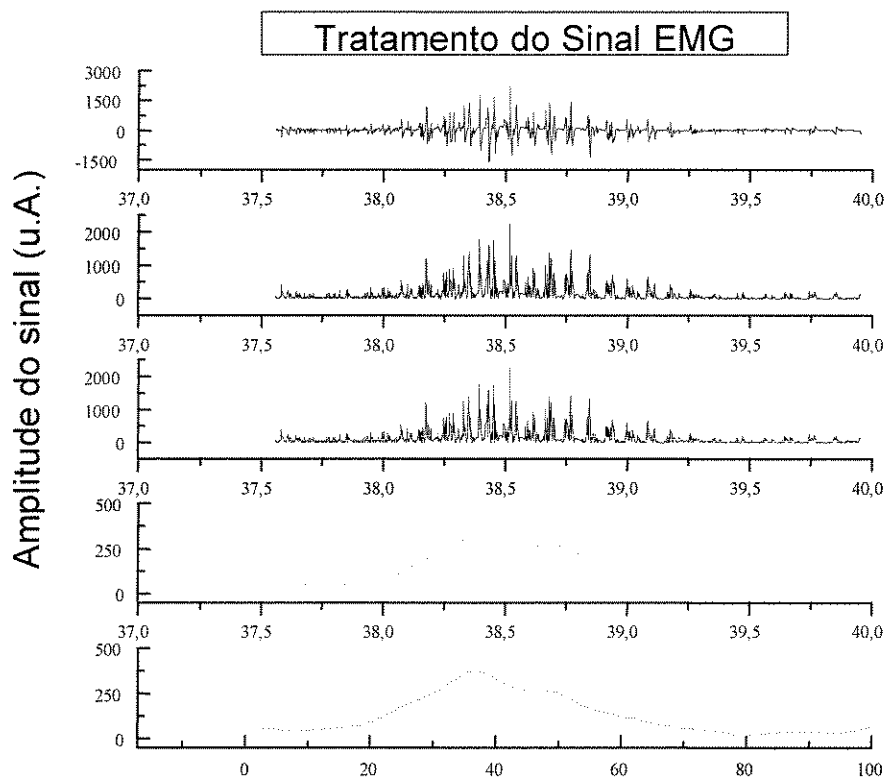
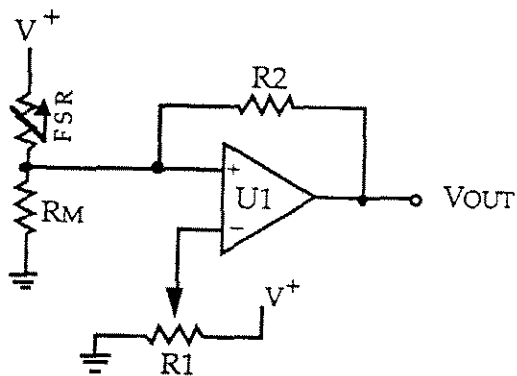


Figura 09. Exemplo da seqüência do tratamento do sinal: (de cima para baixo) 1 - sinal eletromiográfico "bruto"; 2 - retificação total do sinal; 3 - envoltório linear sobre o sinal retificado; 4 - envoltório linear; e 5 - envoltório linear normalizado na base do tempo.

Após o tratamento do sinal, como observado na Figura 09, um traçado médio dos 10 ciclos da passada foi obtido, sendo representativo da atividade funcional do músculo de cada voluntário. Finalmente, um traçado médio representativo da atividade funcional dos 10 voluntários da amostra foi obtido e submetido à análise estatística comparativa, entre os músculos VMO e VL.

Durante a atividade, foi utilizado um sistema de amplificação de sinal FIGURA 10-A acoplado a um transdutor resistivo FIGURA 10-B; um dispositivo cuja função é possibilitar um sinal de referência para o início e o final do ciclo da passada que foi colocado junto ao calcanhar e outro junto aos arcos do voluntário com a finalidade de emitir um sinal de cinco volts cada vez que o voluntário tocasse o calcanhar do membro inferior dominante sobre o solo.

A)



B)

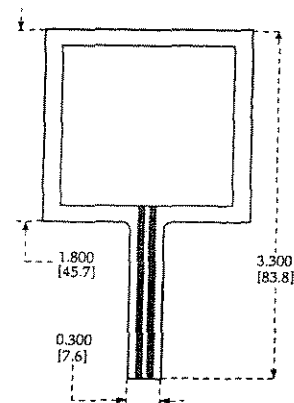


Figura 10. A) Esquema representativo do circuito de amplificação do sinal do transdutor (*foot switcher*). B) Transdutor resistivo e dimensões. Área ativa: 14,44 cm².

4.2.2 Análise da variação angular

Posicionou-se ao voluntário o eletrogoniômetro (constituído de duas hastes plásticas, interligadas por um potenciômetro linear e resistência de $10\text{ K}\Omega$), sobre o eixo articular de rotação da articulação do joelho em estudo, cuja técnica permitiu o registro da variação angular contínua e automática (Figura 11).

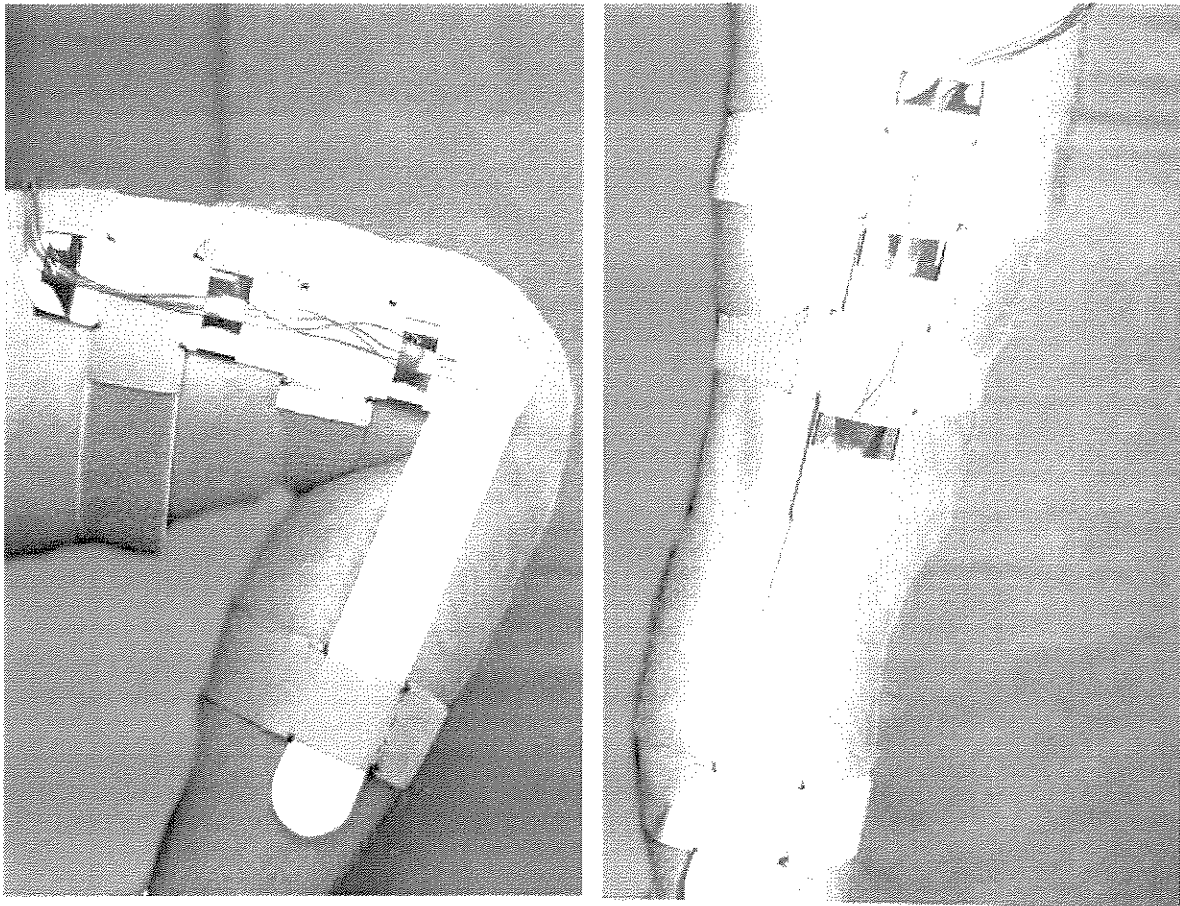


Figura 11. Eletrogoniômetro fixado ao voluntário.

O sistema foi programado para expressar seus valores de variação da tensão elétrica convertidos, por calibração, em graus de movimento articular, durante o movimento das hastes, e que foi utilizado para medir o movimento de flexo-extensão da articulação do joelho durante as atividades funcionais (BASMANNIAN & De LUCA, 1985). O sistema apresentou uma linearidade de 97,8%, durante a calibração, feita por regressão.

Como sistema de referência, utilizou-se as medidas sugeridas pela American Academy of Orthopaedic Surgeons, onde a extensão completa da articulação do joelho deve ser igual à 0°, apud ARAÚJO & AMADIO (1996).

4.2.3 Análise da força reação do solo

Os dados da força de reação do solo foram coletados utilizando-se o Sistema *Gaitway Instrumented - Kistler* (Figura 12), que consiste de uma esteira rolante (*Trotter Treadmill*) com duas plataformas de força. Estas plataformas de força são baseadas em quatro transdutores piezoelétricos, dispostos a uma distância de 350 mm do eixo transversal e 210 mm do eixo longitudinal da plataforma. Cada transdutor possui um cristal piezoelétrico sensível à pressão exercida na direção vertical. O desenho e a fixação dos transdutores permitem uma medida virtual, sem deslocamento desses transdutores. Foi utilizado um conversor A/D de 12 bits de resolução e o sinal da força de reação do solo foi amostrado em uma frequência de 1000 Hz.

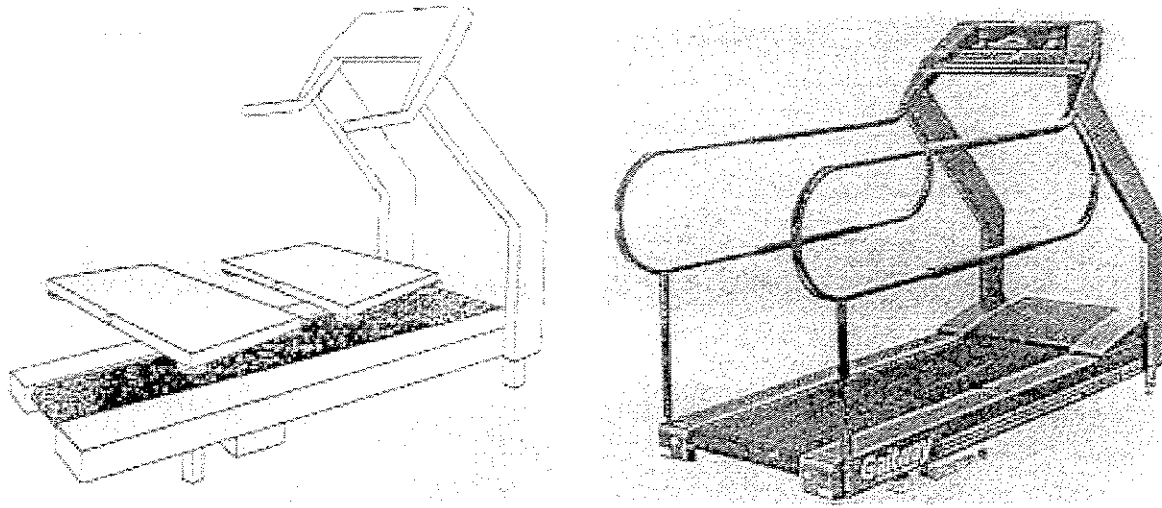


Figura 12. Sistema *Gaitway* da *Kistler*, esteira rolante com duas plataformas de força acopladas (adaptada de *Gaitway*, 1996).

Dependendo da direção da força, os cristais geram cargas positivas ou negativas, proporcionais a essas forças. Esse amplificador é programado automaticamente, de modo que se possa obter a mensuração da componente vertical da força reação do solo.

A plataforma não permite apenas a análise da forças verticais de reação do solo, como também extrair o tempo de contato do pé com o solo, o tempo de transição, ritmo e categoria das passadas, parâmetros do tempo de apoio, comprimento de passos e medida do peso corpóreo, além da análise estatística dos dados.

O Sistema *Gaitway Instrumented* utiliza-se de duas plataformas *Kistler* montadas em série na base da referida esteira, além de possuir um dispositivo auxiliar *Gaitway Foot Discriminator*, que se constitui de um sinal infravermelho retro-reflexivo, que informa ao software de aquisição dos dados quando o apoio é com o pé direito ou esquerdo no ciclo da marcha.

Para a adaptação à esteira, o voluntário caminhou sobre ela livremente em uma velocidade determinada subjetivamente pelo próprio voluntário.

A amostragem da força reação do solo foi coletada durante as 10 passadas do voluntário durante o funcionamento contínuo da esteira.

Para a análise dos dados foram selecionados, para cada série temporal da força reação do solo:

- a) os valores do primeiro pico de força vertical máxima (momento de contato do calcanhar no solo - F_{y1});
- b) segundo pico de força vertical máxima (retirada do pé - F_{y2});
- c) força vertical mínima (F_{ymin});
- d) diferença entre a força vertical máxima (F_{y1}) e a força vertical mínima (F_{ymin});
- e) valor da inclinação da curva de força até o seu primeiro pico superior, denominado taxa de aceitação do peso (valor máximo da força vertical passiva dividido pelo tempo decorrido até esse valor ser alcançado).

Os dados relacionados a Fy1, Fy2, e Fymin foram normalizados pelo peso corporal do voluntário, e expressos pela unidade N/Kg.

4.2.4. Análise estatística

Foi realizado o teste estatístico de correlação cruzada, ponto a ponto, durante todo o ciclo da passada, onde este retorna o coeficiente de correlação dos intervalos de célula da matriz1 e matriz2, ou seja, usou-se esse teste para determinar a relação entre duas propriedades (medida de similaridade entre duas amostragens), a fim de podermos comparar o padrão de variação da forma da curva eletromiográfica e eletrogoniométrica em função do tempo, durante a marcha realizada em esteira rolante.

A equação para o coeficiente de correlação é:

$$r_{X,Y} = \frac{Cov(X,Y)}{\sigma_X \cdot \sigma_Y}$$

onde:

$$-1 \leq r_{XY} \leq 1$$

e:

$$Cov(X,Y) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_j - \mu_X)(y_j - \mu_Y)$$

A variabilidade da intensidade do sinal EMG e da variação angular intra- e inter-sujeitos foi calculada através do coeficiente de variação (C.V).

Sendo $C.V. = \frac{\sigma}{\bar{X}} \times 100$ onde σ = desvio padrão e \bar{X} = média

Já os valores médios da força reação do solo, foram submetidos à análise de variância (fator duplo: sem repetição) (ANOVA) e quando da existência de uma diferença menor que 5% de probabilidade, aplicava-se o teste de comparações múltiplas de Tukey, a 5% de probabilidade, para verificar onde estavam as diferenças estatisticamente significantes, entre os dados coletados.

O tratamento estatístico foi realizado nos programas *Excel* (Microsoft) e *Matlab* v. 6.0 (Mathworks), e o tratamento matemático foi realizado nos programas *Matlab* v. 6.0 (Mathworks) e *Origin* v. 6.0 Professional (Microcal Software).

5. RESULTADOS

5.1 Análise Eletromiográfica

Para apresentar a análise comparativa da atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VL, pode-se fazer comparações entre o padrão do sinal EMG de um único voluntário, obtendo desta forma o padrão intra-sujeito, bem como comparar o padrão médio do sinal EMG para um grupo de voluntários saudáveis e outro com instabilidade patelofemoral, assumindo o valor médio como valor representativo (padrão inter-sujeitos).

5.1.1 Padrão intra-sujeito

Os dados referentes ao padrão intra-sujeito, quando da marcha em aplace e declive, podem ser visualizados nas Figuras 13 e 14. Como forma de exemplificar e de modo a simplificar essa visualização, utilizamos como ilustração apenas os dados referente a um único voluntário, porém, sendo o bastante para compreendermos como esses dados puderam ser analisados, apresentando similaridades características do sinal em função do ciclo da passada.

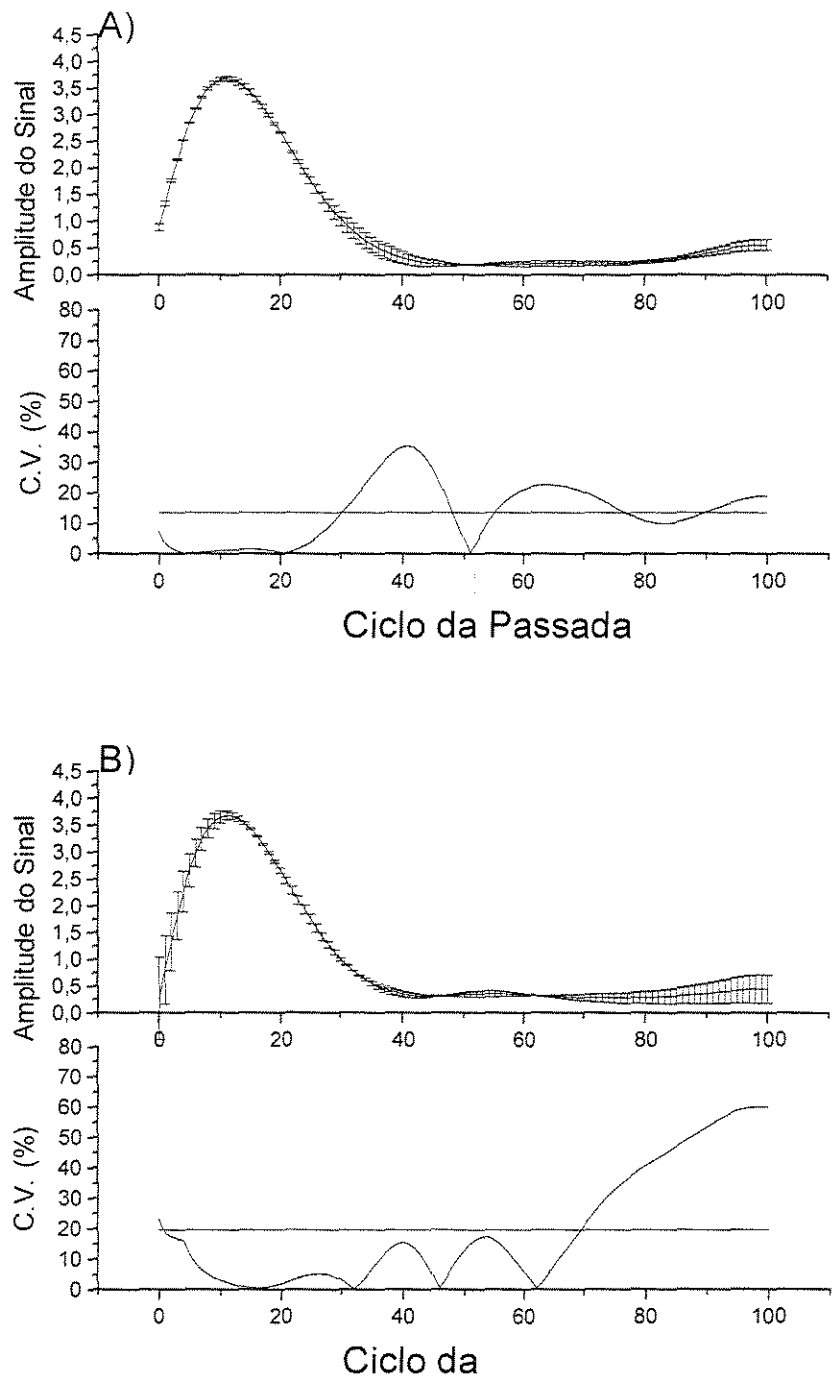


Figura 13. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (A) e vasto lateral (B), do voluntário P.H.S., em active de +12°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico intra-sujeito e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

Nota-se que na Figura 13, referente ao padrão EMG desenvolvido por um único voluntário, quando da marcha realizada em aclave, tanto o músculo VMO quanto o músculo VL, apresentaram um único pico no decorrer de todo o ciclo da passada, sendo este, aproximadamente, a 16% do ciclo completo da passada, e que assim ocorreu pelo fato de serem essencialmente sinergistas ao mecanismo extensor da articulação do joelho, e terem seu momento de maior requisição durante o apoio do calcanhar com o solo.

Já na Figura 14, referente ao padrão EMG desenvolvido pelo mesmo voluntário, agora na marcha em declive, percebe-se que os músculos em questão, apresentaram dois picos durante o ciclo completo da passada; um a aproximadamente 10% e o outro a aproximadamente 98%.

Isto talvez se explique pelo fato da frenagem característica e necessária neste tipo de marcha, quando comparada à marcha realizada em aclave, necessitando os músculos de uma contração excêntrica mais prolongada temporalmente, podendo ser visto quando o registro eletromiográfico mantém os músculos em um estado de atividade por todo o ciclo da passada (Figura 14); inclusive, podendo ser mais evidenciado no momento em que estes são recrutados antecipadamente, correspondendo ao segundo pico.

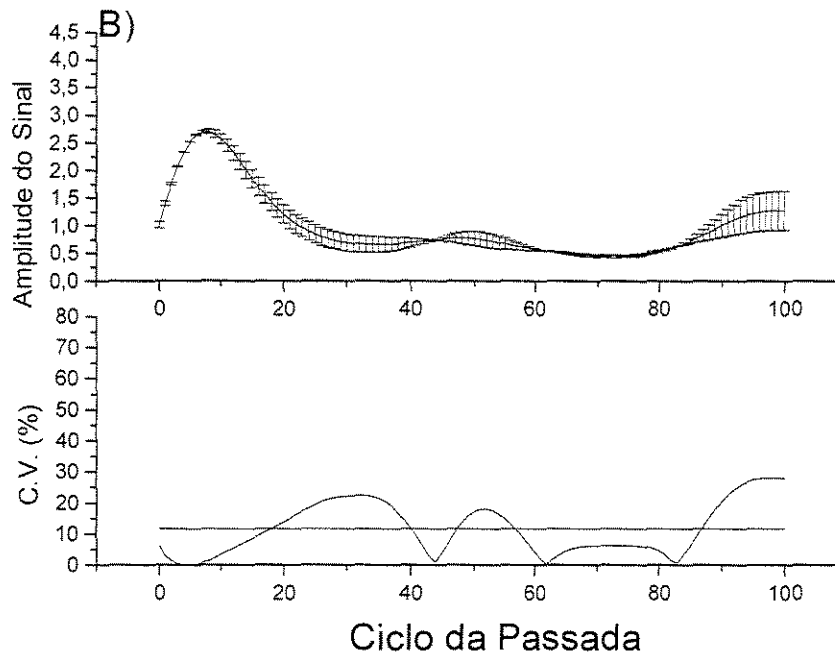
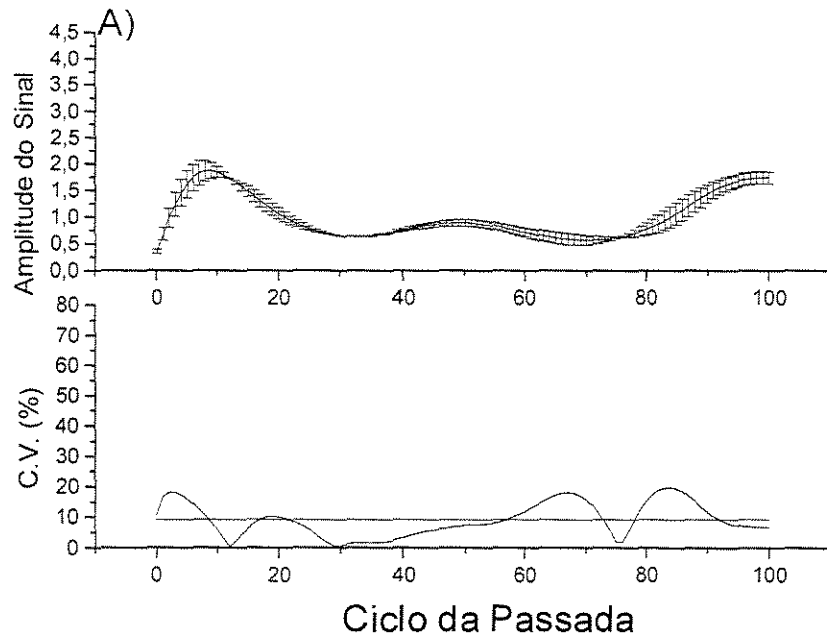


Figura 14. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (A) e vasto lateral (B), do voluntário P.H.S., em declive de -3° . O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico intra-sujeito e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

Como parte de nosso objetivo, verifica-se que as curvas produzidas pelos músculos VMO e VL, durante esses mesmos tipos de marcha, mostram-se muito semelhantes, apresentando um desvio padrão e com valores do CV muito próximos aos valores médios, o que pode caracterizar a existência de um padrão de ativação eletromiográfica semelhante entre esses músculos nesta análise intra-sujeito.

Outro ponto que corrobora com esta afirmação é o valor médio dos coeficientes de correlação cruzada (medida de similaridade entre duas amostragens em função do tempo) encontrado para as curvas eletromiográficas produzidas pelo voluntário P.H.S., durante as 10 passadas realizadas na marcha em active e declive, mostrados na Tabela 03.

Tabela 03. Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelo voluntário P.H.S., durante 10 passadas quando da marcha realizada em active e declive.

Coeficiente de Correlação Cruzada	Marcha em Active		Marcha em Declive	
	Músculo VMO	Músculo VL	Músculo VMO	Músculo VL
P.H.S.	0,987503	0,998512	0,997054	0,995945

A Tabela 04, ilustra os valores médios dos coeficientes encontrados, após aplicação do teste de correlação cruzada, para as curvas eletromiográficas produzidas pelos voluntários do grupo saudável, durante a realização da marcha em active e declive, durante as 10 passadas em cadência pré-determinada.

Tabela 04. Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelos voluntários do grupo saudável, durante 10 passadas quando da marcha realizada em aclave e declive.

Coeficiente de Correlação Cruzada	Marcha em Aclave		Marcha em Declive	
	Músculo VMO	Músculo VL	Músculo VMO	Músculo VL
P.H.S.	0,987503	0,998512	0,997054	0,995945
T.S.	0,928527	0,915256	0,912258	0,917213
R.A.L.	0,813788	0,913155	0,813036	0,91728
J.F.C	0,937556	0,911729	0,813827	0,817248
Y.I	0,843931	0,810867	0,814584	0,817132
L.G.P.	0,937191	0,910447	0,915271	0,916952
M.N.G.	0,931235	0,910366	0,915866	0,916723
K.R.C	0,926075	0,91055	0,916362	0,916457
F.N.	0,821702	0,81096	0,816755	0,816159
C.M.P.	0,918099	0,911548	0,91704	0,915833
Média±SD	0,90456 ± 0,05749	0,90034 ± 0,05435	0,88321 ± 0,06412	0,89469 ± 0,05902

Já a Tabela 05, ilustra os valores médios dos coeficientes encontrados, após aplicação do teste de correlação cruzada, para as curvas eletromiográficas produzidas pelos voluntários do grupo com instabilidade patelofemoral, quando da marcha realizada em aclave e declive, durante as 10 passadas em cadência pré-determinada.

Tabela 05. Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelos voluntários do grupo com instabilidade patelofemoral, durante 10 passadas quando da marcha realizada em active e declive.

Coeficiente de Correlação Cruzada	Marcha em Active		Marcha em Declive	
	Músculo VMO	Músculo VL	Músculo VMO	Músculo VL
U.S.S.	0,915489	0,910065	0,909873	0,915804
M.E.	0,915134	0,908982	0,91142	0,914958
S.I.	0,814775	0,807818	0,812862	0,813913
J.S.I.	0,914408	0,906619	0,914144	0,912697
R.F.	0,914024	0,905472	0,915213	0,911351
S.C.	0,913606	0,904541	0,916034	0,909913
S.F.C.	0,813128	0,804101	0,816606	0,808419
C.S.S.	0,912558	0,904399	0,916932	0,906910
L.A.L.	0,911866	0,905367	0,917014	0,905447
R.A.B.M.	0,911033	0,906736	0,916848	0,904148
Média±SD	0,8936 ± 0,042	0,88641 ± 0,04245	0,89469 ± 0,04222	0,89036 ± 0,04193

5.1.2 Padrão inter-sujeitos

Os dados referentes ao padrão inter-sujeitos, durante a realização da marcha em active e declive, podem ser visualizados nas Figuras 15, 16, 17 e 18.

Na Figura 15 tem-se o padrão do sinal EMG inter-sujeitos e a distribuição do CV, dos grupos saudável e com instabilidade patelofemoral, durante todo o ciclo da passada referente ao músculo VMO, durante a realização da marcha em aclive de +12°.

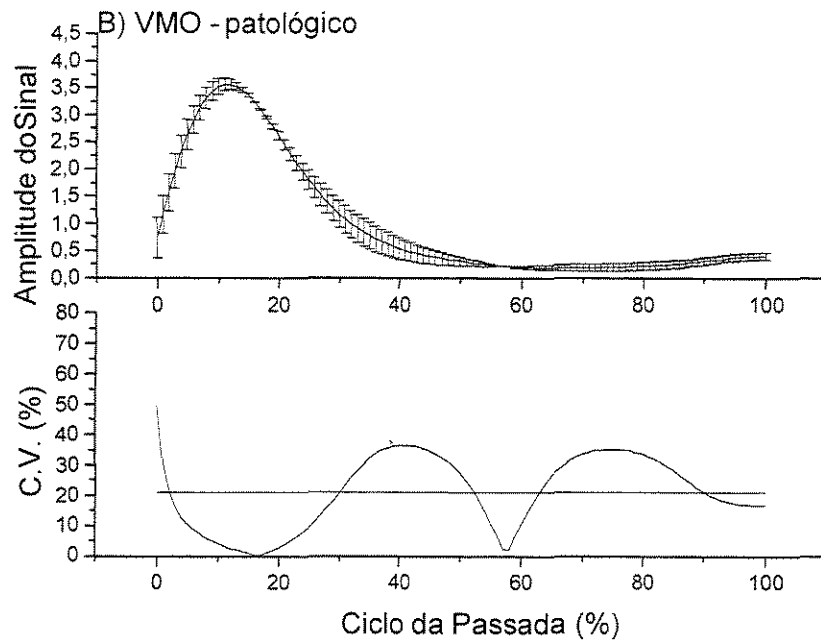
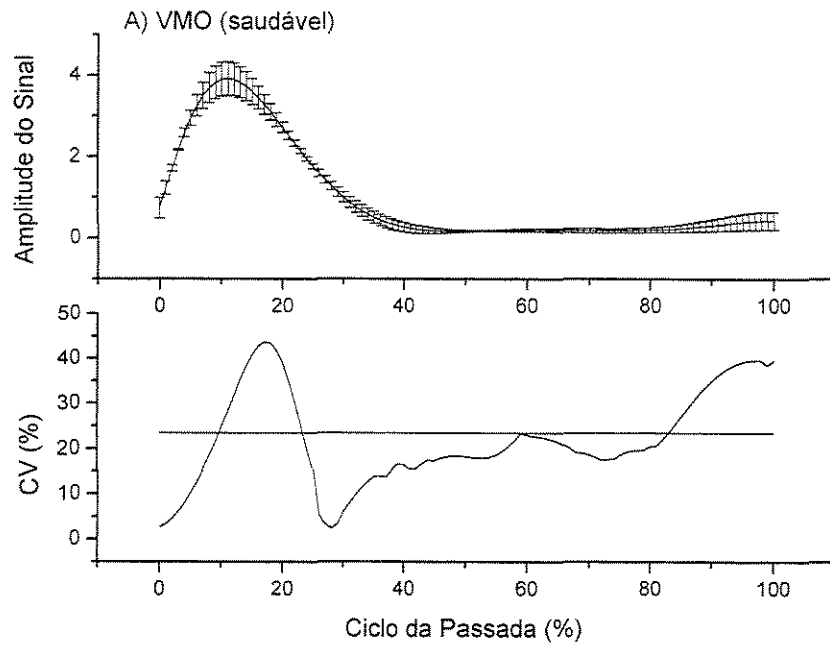


Figura 15. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em aclive de +12°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

Pode-se observar que o padrão da curva eletromiográfica do grupo saudável não difere quando comparado ao grupo com instabilidade patelofemoral. Esta constatação deve-se ao teste estatístico de correlação cruzada entre as curvas eletromiográficas médias de cada grupo, para comparar o comportamento destas em função do tempo, durante a marcha realizada (Tabela 06).

Tabela 06. Coeficiente de correlação cruzada médio, das curvas EMG produzidas pelos voluntários do grupo saudável, grupo com instabilidade patelofemoral (patológico) e comparação entre esses dois grupos, durante 10 passadas quando da marcha realizada em aclive e declive.

Coeficiente de Correlação Cruzada	Marcha em Aclive		Marcha em Declive	
	Músculo VMO	Músculo VL	Músculo VMO	Músculo VL
Grupo Saudável	0,972521	0,985214	0,987451	0,984562
Grupo Patológico	0,987503	0,998512	0,997054	0,995945
Saudável X Patológico	0,975231	0,9654281	0,951245	0,965718

Também é importante notar que os valores médios do CV são de 23,5% (grupo saudável) e 21,04% (grupo patológico), demonstrando uma certa similaridade.

A Figura 16 mostra o padrão inter-sujeitos do sinal EMG e a distribuição do CV, dos grupos saudável e com instabilidade patelofemoral, durante todo o ciclo da passada referentes ao músculo VMO, durante a realização da marcha em declive de - 3°. Observa-se novamente graças a aplicação do teste

estatístico de correlação cruzada que não ocorreram diferenças significantes entre as duas curvas eletromiográficas analisadas (Tabela 06).

Já os valores médios do CV são respectivamente de 20,90% e 15,54% para os grupos considerados saudável e com instabilidade patelofemoral.

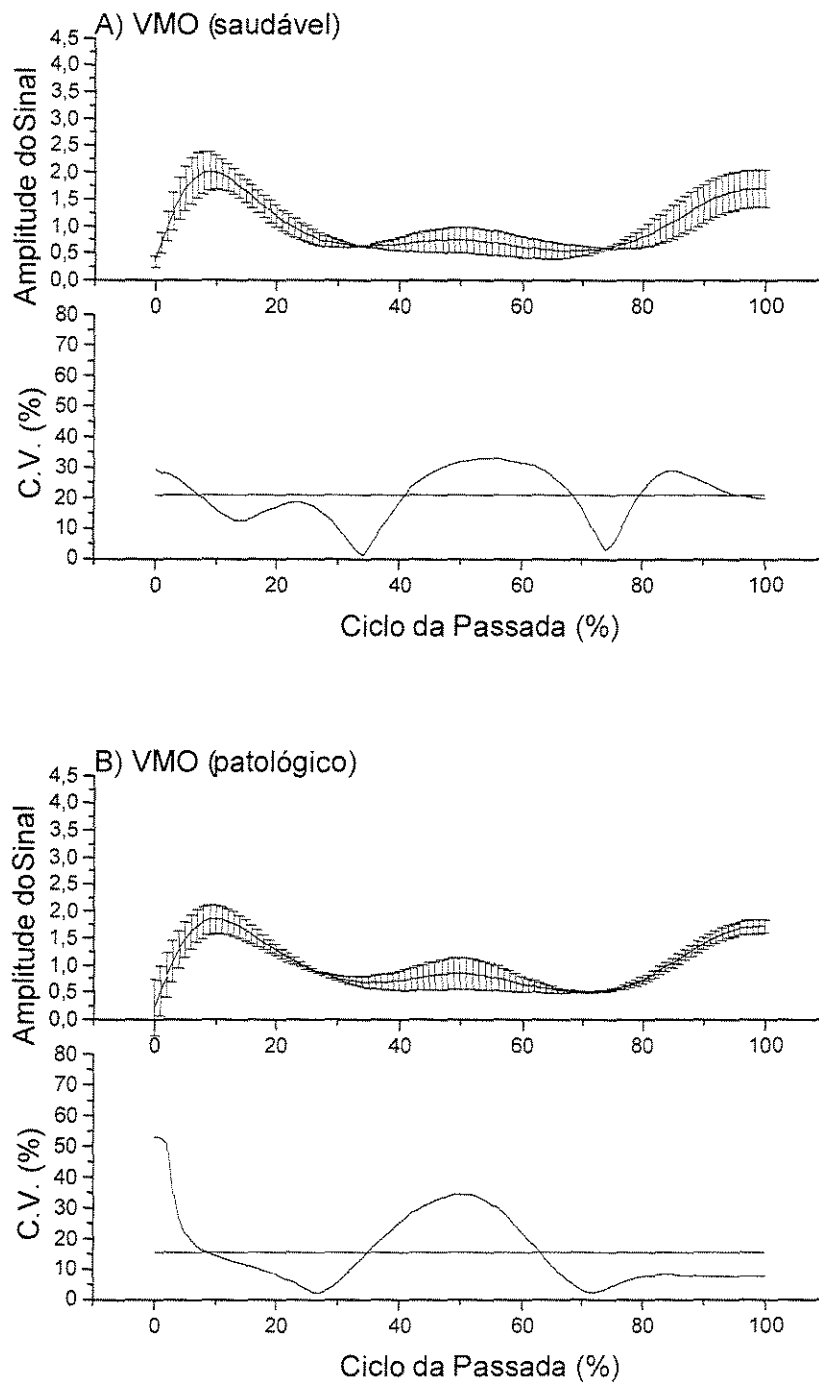


Figura 16. Atividade eletromiográfica dos músculo vasto medial oblíquo (VMO), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em declive de -3° . O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

Nas Figuras 17 e 18 tem-se o padrão do sinal EMG inter-sujeitos e a distribuição do CV, dos grupos saudável e com instabilidade patelofemoral, durante todo o ciclo da passada referentes ao músculo VL, durante a realização da marcha em aclive de +12° e declive de - 3°, respectivamente.

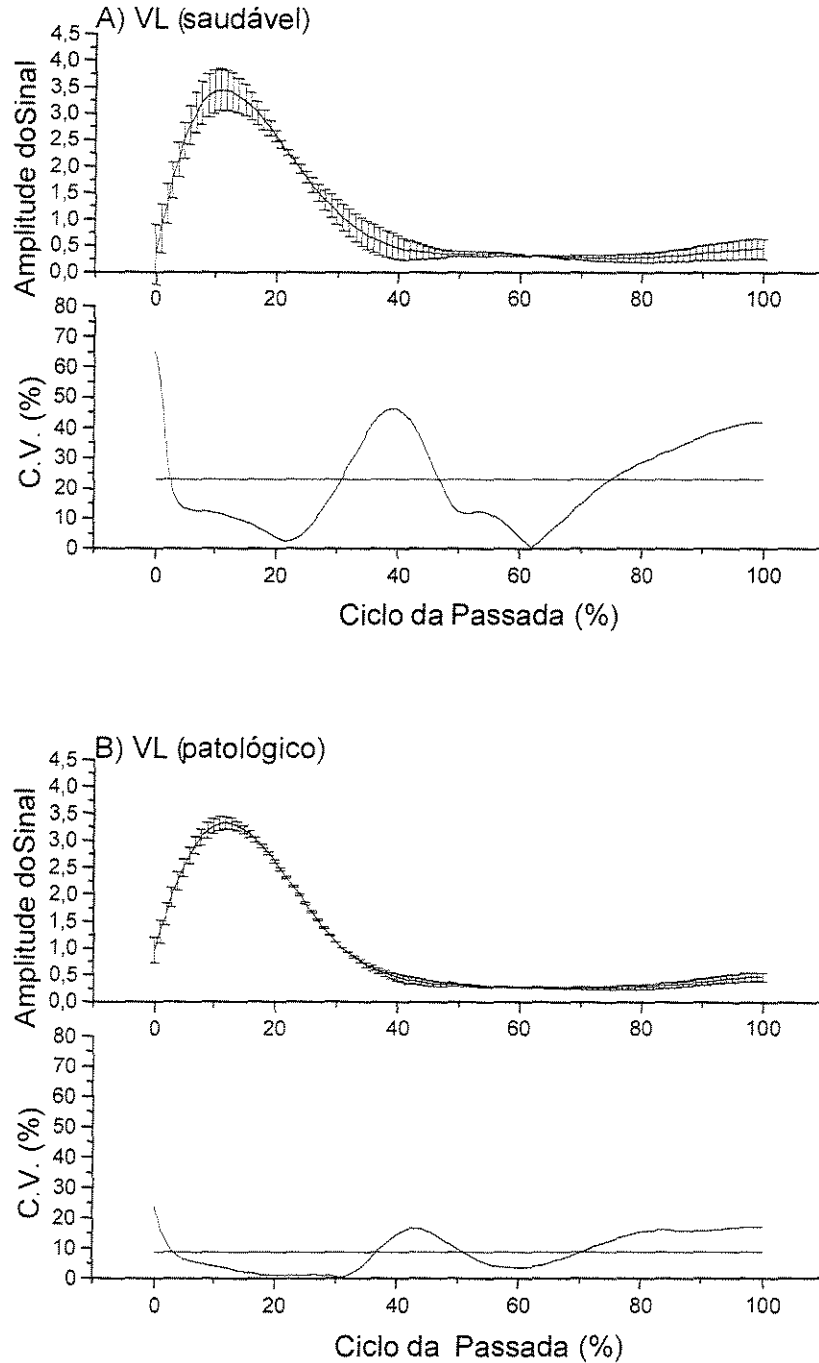


Figura 17. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral (VL), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em aclave de +12°. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

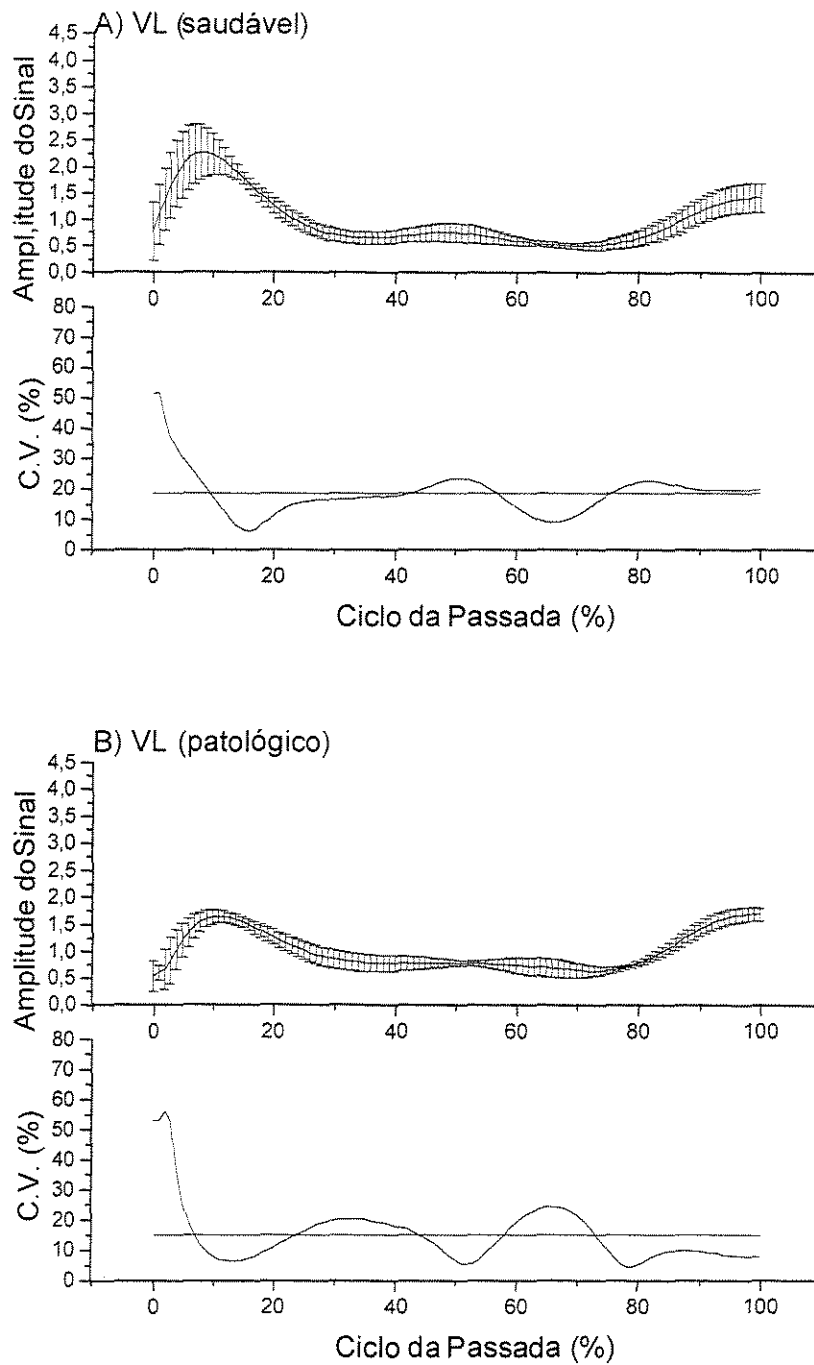


Figura 18. Atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral (VL), em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B), em declive de -3° . O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta o comportamento do sinal eletromiográfico inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

Da mesma forma em que ocorreu para o músculo VMO, a análise para o músculo VL não apresentou diferenças significativas durante as curvas eletromiográficas durante a realização da marcha tanto em alicive quanto em declive, demonstrando, portanto, haver um padrão de ativação elétrica também para este músculo (Tabela 06).

Quando analisamos conjuntamente a amplitude da atividade eletromiográfica e o tempo de ativação das curvas representativas dos músculos analisados, comparando-as com as curvas produzidas pela variação angular e pela força reação do solo (descritas nos capítulos a seguir), não encontramos nenhuma diferença significativa que mereça ser apresentada, tendo em vista que a própria apresentação da curva eletromiográfica mostrou-se dentro de um padrão comum, com variabilidades muito pequenas.

5.2 Análise da Variação Angular

Através da eletrogoniometria foram obtidos valores referentes à variação angular da articulação do joelho durante o ciclo completo da passada.

Durante a marcha, a articulação do joelho realiza não só a flexão-extensão mas também movimento rotacionais. Desta forma, achamos por bem simplificar o sistema da fisiologia articular, mesmo observado sob aspectos mecânicos, para uma melhor quantificação da variável eleita para a análise (variação angular somente durante a flexão-extensão).

Para a análise da variação angular, utilizou-se como sistema de referência as medidas sugeridas pela *American Academy of Orthopadic Surgeons*, onde a extensão completa da articulação do joelho deve ser igual à 0°.

Diferentemente da análise eletromiográfica, demonstraremos apenas as variações angulares obtidas no padrão inter-sujeitos, na tentativa de confirmar a idéia da existência de um padrão comum entre as curvas descritas durante a marcha dos músculos estudados.

A Figura 19 apresenta a variação angular da articulação do joelho durante a marcha realizada em aclive de +12°, entre os grupos saudável (A) e com instabilidade patelofemoral (B).

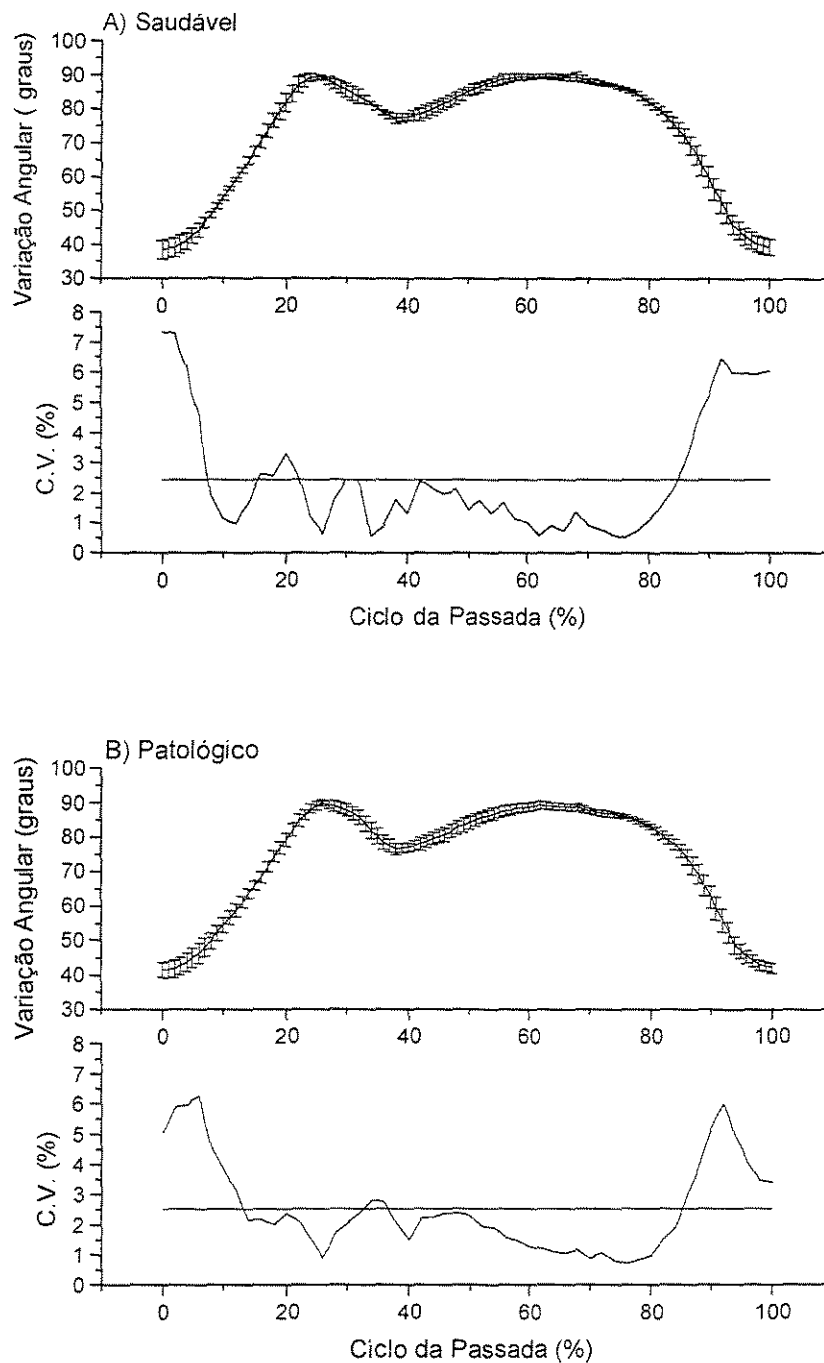


Figura 19. Variação angular da articulação do joelho em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B) durante a marcha em active de $+12^\circ$. O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta os valores médios da variação angular inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

Nota-se que a variação angular para os dois grupos são correspondentes tanto no que diz respeito ao padrão desenvolvido durante todo o ciclo da passada, quanto ao valores médios do CV encontrados (2,44582% e 2,54612%), respectivamente, para o grupo saudável e o grupo com instabilidade patelofemoral.

Outro ponto importante a ser destacado é a proximidade dos valores referentes às amplitudes articulares da articulação do joelho, obtidas através do eletrogoniômetro durante o ciclo completo da passada. Ao observarmos as amplitudes máximas e mínimas, também notamos uma certa similaridade, sendo 89,67° e 89,84° para as amplitudes máximas e 38,45° e 48,34° para as amplitude mínimas, do grupo saudável e grupo com instabilidade patelofemoral, respectivamente. Nota-se uma diferença de quase 10° na amplitude total da variação angular, com um valor de 51,22° para o grupo tido com saudável e 41,50° para o grupo com instabilidade patelofemoral.

Destacamos ainda a falta de extensão completa da articulação do joelho, e com isso uma maior proximidade entre os valores máximos e mínimos, tendo em vista a dificuldade da marcha realizada em acive de +12°.

Na Figura 20 apresentamos a variação angular da articulação do joelho durante a marcha realizada em declive de -3° entre os grupos saudável (A) e com instabilidade patelofemoral (B).

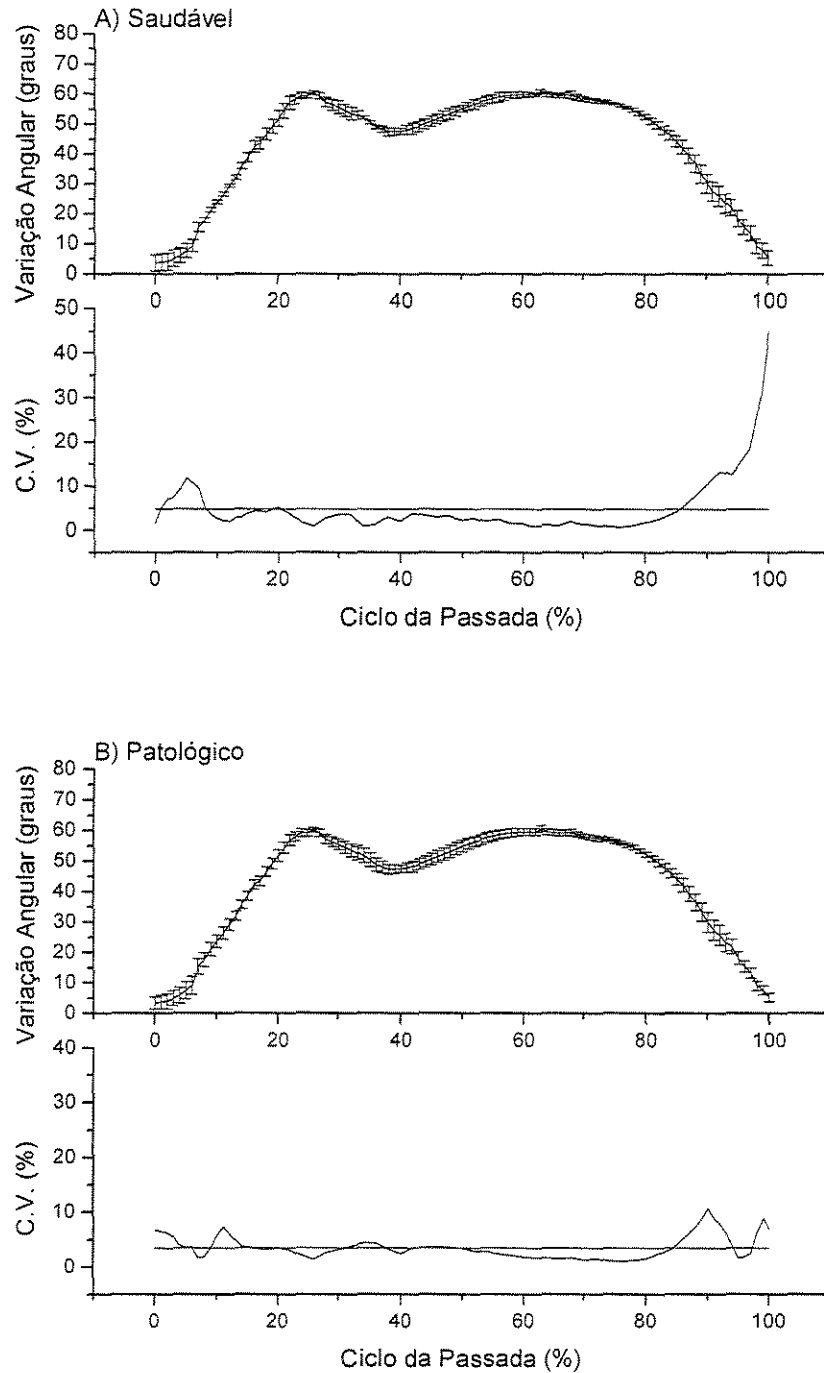


Figura 20. Variação angular da articulação do joelho em voluntários saudáveis (A) e voluntários com instabilidade patelofemoral (B) durante a marcha em declive de -3° . O gráfico é composto por duas partes: a parte superior apresenta os valores médios da variação angular inter-sujeitos e respectivos desvios-padrões; a parte inferior apresenta a distribuição dos valores do coeficiente de variação durante o ciclo completo da passada (0-100%).

A variação angular para os dois grupos novamente mostrou-se correspondente, tanto no padrão desenvolvido durante todo o ciclo da passada, quanto aos valores médios do CV encontrados (4,9106% e 3,54173%), respectivamente, para o grupo saudável e o grupo com instabilidade patelofemoral.

Os valores referentes às amplitudes articulares da articulação do joelho, obtidas através do eletrogoniômetro durante o ciclo completo da passada foram de 60,63° e 59,33° para as amplitudes máximas e 3,45° e 4,84° para as amplitude mínimas, do grupo saudável e do grupo com instabilidade patelofemoral, respectivamente. Uma diferença de apenas 2,69° na amplitude total da variação angular, com um valor de 57,18° para o grupo tido com saudável e 54,49° para o grupo com instabilidade patelofemoral.

Outro ponto a ser destacado diz respeito a diferença encontrada entre a extensão e a flexão da articulação do joelho, durante a marcha em aclive e a marcha realizada em declive, apresentando esta última uma amplitude flexora muito menos pronunciada do que a observada durante a marcha em aclive, tonando-se mais aproximada da marcha realizada em terreno plano.

5.3 Análise da Força Reação do Solo

Através da força reação do solo foram obtidos valores referentes à força vertical do membro dominante durante o ciclo completo da passada.

As Tabelas 07 e 09, representam os valores médios e desvios padrão analisados do padrão inter-sujeitos, do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em aclive de +12° e declive de -3°, respectivamente.

Tabela 07. Valores médios e desvios padrão analisados da força reação do solo (vertical), do padrão inter-sujeitos, do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em aclive.

Variáveis	Grupo Saudável	Grupo Patológico
Pico da Força vertical máxima (Fy1 x PC*)	1.06 ± 0.01	1.11 ± 0.03
Pico da Força vertical máxima (Fy2 x PC*)	1.02 ± 0.02	1.12 ± 0.02
Força vertical mínima (Fymin x PC*)	0.85 ± 0.01	0.96 ± 0.05
Diferença entre a Fy1 e a Fymin	1.24 ± 0.11	1.15 ± 1.16
Taxa de aceitação do peso	9.19 ± 0.25	7.38 ± 0.39

* onde PC significa Peso Corporal

A comparação dos valores médios, para cada variável estudada entre os dois grupos analisados neste estudo para a marcha realizada em aclive, foi feita através da análise de variância (ANOVA) que pode ser observado na Tabela 08.

Tabela 08. Análise de variância à 5% de probabilidade, nos dados obtidos quando da marcha em aclave.

Variáveis	F	Valor - P	F crítico
Pico da Força vertical máxima (Fy1 x PC*)	3,442729	0,054193	3,554561
Pico da Força vertical máxima (Fy2 x PC*)	2,85267	0,068123	3,554561
Força vertical mínima (Fymin x PC*)	3,48196	0,059412	3,554561
Diferença entre a Fy1 e a Fymin	3,50025	0,050123	3,554561
Taxa de aceitação do peso	2,75276	0,654872	3,554561

* onde PC significa Peso Corporal

Observando a Tabela 08, temos que $P > 0,05$ (ou que F calculado $< F$ tabelado), então, aceitamos a hipótese de nulidade, ou seja, a média das variáveis, quando da marcha realizada em aclave, não mostrou diferença estatisticamente significativa.

Já para a marcha realizada em declive, as variáveis estudadas podem ser visualizadas na Tabela 09.

Tabela 09. Valores médios e desvios padrão analisados da força reação do solo (vertical), do padrão inter-sujeitos, do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em declive.

Variáveis	Grupo Saudável	Grupo Patológico
Pico da Força vertical máxima (Fy1 x PC*)	1.19 ± 0.04	1.21 ± 0.03
Pico da Força vertical máxima (Fy2 x PC*)	1.13 ± 0.02	1.17 ± 0.03
Força vertical mínima (Fymin x PC*)	0.75 ± 0.02	0.87 ± 0.04
Diferença entre a Fy1 e a Fymin	1.58 ± 0.16	1.39 ± 0.24
Taxa de aceitação do peso	7.84 ± 0.64	7.42 ± 0.52

* onde PC significa Peso Corporal

O resultado da análise de variância (ANOVA) aplicada aos valores contidos na Tabela 09 podem ser observados na Tabela 10.

Tabela 10. Análise de variância à 5% de probabilidade, nos dados obtidos quando da marcha em declive.

Variáveis	F	Valor - P	F crítico
Pico da Força vertical máxima (Fy1 x PC*)	3,254681	0,064825	4,548845
Pico da Força vertical máxima (Fy2 x PC*)	4,532514	0,051274	4,548845
Força vertical mínima (Fymin x PC*)	2,156481	0,074511	4,548845
Diferença entre a Fy1 e a Fymin	3,547854	0,066545	4,548845
Taxa de aceitação do peso	3,254612	0,064844	4,548845

* onde PC significa Peso Corporal

Observando a Tabela 10, temos que $P > 0,05$ (ou que F calculado $< F$ tabelado), então, também aceitamos a hipótese de nulidade para essas variáveis quando da marcha realizada em declive, não havendo diferença estatisticamente significativa.

Portanto, todas as variáveis dinâmicas estudadas não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados durante as duas marchas eleitas neste estudo.

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo geral apresentar a análise comparativa da atividade eletromiográfica (VMO e VL), da variação angular da articulação do joelho e a força reação do solo (vertical), durante a realização da marcha em aclave e declive, em uma esteira rolante.

O estudo destas variáveis biomecânicas dinamicamente durante a marcha, deveu-se à necessidade de melhor entendermos como atuam esses 2 músculos, durante atividade funcional dos membros inferiores, e não como tem sido mostrado na literatura, onde a atividade eletromiográfica tem sido obtida a partir de contrações isométricas (De LUCA, 1997).

6.1 Metodologia

Após ser informado sobre o estudo do qual participaria, o voluntário era orientado sobre o teste, de maneira que compreendesse, e assim pudesse melhor cooperar com nosso trabalho.

Para o registro do sinal eletromiográfico, a Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica (ISEK), estabelece recomendações ao emprego da eletromiografia, no sentido da manutenção da qualidade do sinal elétrico captado na superfície dos músculos até o momento de sua análise e interpretação final.

Para que houvesse uma padronização da coleta dos dados, alguns procedimentos importantes foram tomados: verificou-se a temperatura da sala, a qual deveria estar em $\pm 24^{\circ}$ C; calibrações e configurações dos canais de entrada do condicionador de sinais, a fim de constatar o adequado funcionamento do eletromiógrafo; além da averiguação dos materiais complementares ao teste, para que o mesmo ocorresse sem interferências externas (BASMANJIAN & De LUCA, 1985; ACIERNO, et al., 1995 e De LUCA, 1997).

O voluntário era então preparado para a execução do teste eletromiográfico, onde os eletrodos eram fixados sobre o ponto motor dos 2 músculos estudados.

De LUCA (1997), reporta a importância da colocação dos eletrodos de superfície para se determinar um padrão na atividade dos músculos. Para ele não importa se a contração é isométrica ou isotônica, e sim determinar se existe atividade dos músculos vizinhos, os quais podem interferir no sinal elétrico dos músculos em estudo.

Desta forma a padronização na colocação desses eletrodos sobre o ponto motor dos músculos, além de posicioná-los especificamente sobre o músculo em estudo, diminuindo a possibilidade de captação da atividade elétrica de músculos vizinhos, está sujeita a menos erros sistemáticos ARAÚJO et al. (1995).

A análise da marcha foi realizada sobre uma esteira rolante, o que impõe certas restrições ao movimento, podendo causar algumas alterações no padrão da marcha dos voluntários (WANK et al., 1998).

Porém, acreditamos que o período de habituação realizado pré-coleta dos dados foi extremamente útil, para minimizar essas alterações, além do fato que a maioria dos voluntários já haviam andado ou mesmo corrido em uma esteira rolante anteriormente ao teste, da velocidade ter sido determinada pela cadência da marcha natural do voluntário, e aos voluntários não terem encontrado dificuldades, devido a esteira ser larga, facilitando a marcha.

Outro aspecto importante foi a preocupação com procedimentos que pudessem padronizar a amplitude dos sinais, proporcionando uma maior confiabilidade e reprodutibilidade aos dados obtidos neste estudo.

Neste sentido cabe lembrar que, o sinal eletromiográfico captado na superfície de um músculo representa a manifestação do sistema neuromuscular associado à contração muscular (BASMANJIAN & De LUCA, 1985). A amplitude do sinal é altamente sensível a fatores físicos relacionados à captação da atividade elétrica (configuração dos eletrodos, localização destes, etc.), bem como as características anatômicas, fisiológicas e funcionais do movimento humano (área de secção transversa da fibra, tipo de fibras, esquema de recrutamento, etc.) (MATHEASSEN et al., 1995), que resultam em difícil interpretação dos dados obtidos através da eletromiografia. Portanto, qualquer tentativa de análise comparativa necessita de algum tipo de procedimento que normalize o sinal eletromiográfico.

A presença de fios junto ao corpo dos voluntários também podem causar alterações na amplitude do sinal EMG, portanto, aproveitamos o período de habituação sobre a esteira rolante para habituarmos os voluntários com tais materiais, além de fazermos coletas piloto, para averiguarmos como se portava o sinal EMG e se este estava dentro dos limites aceitos dentro da normalidade pelos pesquisadores; ou seja, não apresentando ruídos inerentes ao equipamento de eletromiografia, ruídos ambientais como por exemplo a radiação de 60 Hz gerada pela rede de energia elétrica ou mesmo artefatos do movimento dos eletrodos ou destes mesmos fios com a superfície da pele.

Atualmente, é de senso comum entre os pesquisadores, considerar a normalização da amplitude do sinal bem como do tempo como um procedimento indispensável, quando se pretende comparar o sinal eletromiográfico entre sujeitos, dias, músculos, estudos, etc. (YANG & WINTER, 1984; KNUTSON et al., 1994; MATHEASSEN et al., 1995).

Para comparar o padrão EMG, em indivíduos diferentes, a comunidade científica tem se empenhado em encontrar o método de normalização da amplitude mais adequado de análise. Como por exemplo, YANG & WINTER (1984), ao investigarem vários métodos de normalização, encontraram que normalizar pela contração voluntária máxima (CVM) não era tão efetivo em reduzir a variabilidade, quando comparado à normalização pelo pico ou pela média da atividade elétrica de cada ciclo de movimento. KNUTSON et al. (1994), em um estudo de vários procedimentos de normalização, concluíram que a CVM isométrica é a que melhor se aplica para normalizar eventos biológicos.

Isso tem gerado muitas dúvidas e controvérsia sobre o método mais adequado de normalização da amplitude do sinal para o estudo do comportamento eletromiográfico dos músculos VMO e VL, de forma que a comparação entre os diferentes trabalhos torna-se difícil pela falta de uma metodologia comum.

Em nosso estudo, a normalização dos dados foi feita através da média da atividade dinâmica, onde após estudo comparativo, realizado anteriormente (estudo piloto), dos 3 métodos mais comumente presentes na literatura (CVM, média do sinal e pico do sinal), encontramos que o valor médio da atividade funcional foi aquela que apresentou o menor coeficiente de variabilidade, possibilitando, maior reprodutibilidade ao nosso estudo. Este encaminhamento está de acordo com os trabalhos de ERVILHA et al. (1998) e NEGRÃO FILHO (1999), que também determinaram o efeito de 3 métodos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico (valor do pico da CIVM, valor do pico da atividade dinâmica e valor da média da atividade dinâmica).

Com relação ao número de passadas utilizadas em nosso estudo para retirar a média e posteriormente compará-la com outros valores médios tanto intra- quanto inter-sujeitos, tivemos como base o estudo de ARSENAULT et al. (1986), que verificaram alta confiabilidade dos dados EMG em 3 passadas de voluntários sem nenhuma patologia, devido a baixa variabilidade intra-sujeito de passada a passada.

Com relação a análise estatística dos dados eletromiográficos e de variação angular, optamos por utilizar o teste de correlação cruzada, ponto a ponto, durante todo o ciclo da passada, onde este retorna o coeficiente de

correlação das curvas analisadas, ou seja, usou-se esse teste para determinar a relação entre duas propriedades (medida de similaridade entre duas amostragens), a fim de podermos comparar o padrão de variação da forma da curva eletromiográfica e eletrogoniométrica em função do tempo, durante a marcha realizada em esteira rolante.

Outro teste freqüentemente utilizado, como alternativa ao teste de correlação cruzada, é o Teste t de Student - pareado, porém não acreditamos ser este a melhor opção devido às características deste teste estatístico comparar ponto a ponto, como o teste de correlação cruzada, porém, analisando os valores médios das amplitudes coletadas durante a pesquisa, o que difere do teste de correlação cruzada, que analisa o comportamento (disposição de como as curvas se apresentam em função do tempo).

6.2 Análise Eletromiográfica

6.2.1 Padrão intra-sujeito

Com relação a marcha, WINTER (1991), apresentou o padrão de atividade eletromiográfica e valores médios para o coeficiente de variação intra- e inter-sujeitos de 25 músculos referentes à suas ações durante a marcha em cadência natural.

Para o músculo VL, por exemplo, o valor do CV para o sinal eletromiográfico normalizado pela média, referente à 12 passadas realizadas no mesmo voluntário, foi de 46%.

Este valor difere do encontrado no presente trabalho, que foi de 19,52% quando da marcha realizada em aclave e de 11,61% quando em declive, referente à 10 passadas.

Se compararmos os valores dos CVs aqui apresentados com os valores apresentados por WINTER (1991), notaremos que estes são menores, o que qualifica a metodologia por nós utilizada. Por outro lado, não devemos nos esquecer, que em nosso trabalho a marcha em esteira rolante foi realizada em aclave de +12° e declive de -3°, o que dificulta qualquer tipo de comparação deste tipo.

Para o músculo VMO torna-se impossível tal comparação, visto que o referido autor não apresenta nenhuma citação deste músculo em seu estudo. Mesmo assim os valores obtidos neste trabalho merecem citação, seus valores de variabilidade podem ser considerados baixos para eventos biológicos, sendo de 13,48% e 9,15% durante a realização da marcha em aclave e declive respectivamente, também referentes à 10 passadas.

Considerando valores de variabilidade (tanto para a marcha em aclave quanto para a marcha em declive, que denota a existência de um padrão de ativação elétrica dos músculos estudados intra-sujeito), podemos afirmar que o padrão intra-sujeito ao se mostrar reprodutível, serve como parâmetro para uma investigação mais aprofundada sobre o comportamento elétrico dos músculos em

indivíduos portadores de instabilidade patelofemoral; pois o desequilíbrio muscular entre os músculos VMO e VL é tido como um dos fatores predisponentes mais significantes ao desenvolvimento desta patologia da articulação patelofemoral.

6.2.2 Padrão inter-sujeitos

Durante o padrão intra-sujeito a proposta foi verificar a existência de reprodutibilidade para a ativação eletromiográfica dos músculos VMO e VL (uma vez que são responsabilizados pelo desequilíbrio da articulação patelofemoral), para que fosse possível durante o padrão inter-sujeitos, avaliar comparativamente, os grupos saudável e com instabilidade patelofemoral.

Conforme já mencionado anteriormente, o trabalho de WINTER (1991), aponta o CV para o padrão inter-sujeitos, mostrando para o músculo VL o valor de 42,9%, o que novamente qualifica a metodologia aplicada neste estudo, onde encontramos o valor médio do CV de 23,18% (grupo saudável) e 8,90% (grupo patológico) para a marcha realizada em alicive de + 12°; e 18,8% (grupo saudável) e 15,11% (grupo patológico) para a marcha realizada em declive de - 3°.

Notamos, portanto, uma repetição do padrão das curvas eletromiográficas onde, para a marcha realizada em alicive, tanto o músculo VMO quanto o VL, apresentaram apenas um único pico durante o ciclo completo da passada. Já na marcha realizada em declive, talvez pela maior atividade, no domínio temporal, exigido ao grupo extensor como mecanismo de frenagem da articulação do joelho, são vistos dois picos durante o ciclo completo da passada.

Existe uma grande dificuldade para comparar-se os dados encontrados neste estudo com os de outros autores, devido a algumas diferenças metodológicas já mencionadas anteriormente na revisão da literatura.

Por exemplo, a maioria dos autores não separam a instabilidade patelofemoral de outras patologias inseridas no complexo das patologias patelofemorais, como a condromalácia, dor retropatelar, síndrome de hiperpressão, etc. Apesar dessas patologias apresentarem sinais e sintomas muito parecidos, sua etiologia e a semiologia clínica diferem entre si; portanto, comparar os dados analisados neste estudo, onde buscamos compreender indivíduos portadores de instabilidade patelofemoral, com os dados provenientes de estudos onde os autores utilizam voluntários que enquadram-se dentro do complexo das patologias patelofemorais, não os distinguindo semiologicamente, torna-se inviável e improdutivo naquilo que esse estudo se propôs.

Outro aspecto que dificulta uma comparação diz respeito à metodologia aplicada na análise dos dados. Alguns autores tratam o sinal eletromiográfico e os normalizam através da contração voluntária isométrica máxima (CVMI), demonstrando seus valores através do sinal eletromiográfico integrado (*IEMG*), outros utilizam-se da raiz quadrada da média (*rms*) para expressar tais valores, há ainda aqueles que buscam o sinal bruto como referência para a análise dos dados. Quanto a metodologia aplicada por nós (retificação, normalização pela média, envelope linear, normalização na base do tempo), tem sido pouco descrito na literatura, para esta patologia especificamente, tornando escassos as referências encontradas.

Como já mencionado anteriormente, buscou-se evidenciar qualquer alteração da atividade eletromiográfica que demonstrasse existir uma quebra no comportamento normal de recrutamento dos músculos VMO e VL.

Em seu estudo, TASKIRAN et al. (1998), relatam que a contração do músculo quadríceps femoral não afeta a posição da patela significativamente durante a contração isométrica da articulação do joelho à 45° de flexão, no grupo com instabilidade patelofemoral. Talvez isto explique a necessidade, em nosso trabalho, de investigar-se uma atividade funcional como a marcha, que pode desencadear sinais e sintomas inerentes à instabilidade patelofemoral.

Tendo em vista que em nosso trabalho esse dado não ficou evidenciado, ou seja, não constatou-se nenhuma alteração que demonstrasse o desequilíbrio articular pela atuação muscular, talvez isto sugira investigações mais aprofundadas com outras atividades funcionais, que também desencadeiem sinais inerentes à instabilidade patelofemoral, buscando assim em qual angulação seria mais propensa a subluxação ou mesmo a luxação da patela.

Outro dado interessante relatado no trabalho de TASKIRAN et al. (1998), é que os autores não suportam a hipótese do efeito de centralização da patela em extensão realizada pela contração do VMO, mas o efeito desta contração pode ser claramente demonstrado pelas medidas de inclinação (*tilt*) patelar durante a contração e repouso do músculo quadríceps femoral, principalmente durante a contração isométrica onde o VL ativou-se antes que o VMO, exceto a 45° de flexão do joelho.

SAKAI et al. (2000) através de um estudo biomecânico experimental sobre a influência da fraqueza do músculo VMO na articulação patelofemoral, investigaram a sobrecarga mecânica muscular quando ajustada através do alinhamento muscular em cadáveres humanos, apontam o que seria um importante fator causador da subluxação patelar: diferenças significativas na inclinação (*tilt*) lateral da patela quando comparado ao grupo controle em virtude da maior ativação do VL, o que vai de encontro ao relatado, anteriormente, por TASKIRAN et al. (1998).

Já o trabalho de HUBBARD et al. (1998), que investigaram a relação existente entre a morfologia do VMO e a presença e severidade da patologia patelofemoral em cadáveres humanos, não verificando alterações morfológicas no VMO quando da instabilidade patelofemoral, sugeriram que a etiologia não seria de origem anatômica e sim, deve estar relacionado à resposta reflexa frente a solicitações desse músculo .

Este trabalho, e vários outras referências encontradas até o momento, comprovam a teoria de existir um desequilíbrio muscular causador da instabilidade patelofemoral, porém, como também relatado na literatura, algo que utilizando-se da eletromiografia de superfície de maneira funcional, não consegue demonstrar.

Isso pode ser visualizado no trabalho de WITVROUW et al. (1996), que ao avaliarem o padrão de resposta reflexa em voluntários saudáveis (controle) e com patologia patelofemoral através de uma percussão sobre o tendão patelar, referem existir uma inversão da resposta reflexa do VMO e VL frente a patologia,

sendo o VL ativado primeiramente que o VMO em voluntários do grupo controle e o inverso ocorrendo frente a patologia.

HESS et al. (1995), em um estudo sobre a influência da artrotomia e a artroscopia (técnicas cirúrgicas) na articulação do joelho, relataram que o músculo quadríceps femoral inicia posteriormente sua atividade EMG, cerca de 20 milissegundos mais tarde, o que também sugere alterações da resposta reflexa, após algum distúrbio patológico, na atividade eletromiográfica dos músculos que compõe a articulação patelofemoral.

Já FARAHMAND et al. (1998), sugere outra hipótese, que não a reflexa, para a existência da subluxação patelar. Em seu estudo eles verificaram uma área de secção transversa de 35% para o músculo quadríceps femoral (reto femoral e vasto intermédio), 40% para o VL, e apenas 25% para o músculo VMO, que insinua uma maior dificuldade biomecânica do sistema em manter a patela medializada.

Outro trabalho que vai de encontro aos nossos achados é o de TATA et al. (1983), onde após estudarem a relação temporal do pico da atividade EMG dos músculos componentes do complexo quadríceps femoral, relatam existir apenas um único pico durante o ciclo completo da atividade de subir e descer degrau. A análise da seqüência de ativação desses músculos durante essas atividades funcionais, demonstra que o VMO foi o único músculo a manter a mesma seqüência, sendo o primeiro em ambas as atividades analisadas. O VMO ativou consistentemente primeiro e também com uma amplitude mais alta quando comparado aos outros músculos.

Essa prevalência da atividade do VMO pode estar relacionada a ação de estabilização muscular da patela, prevenindo a subluxação lateral. O que, frente a um distúrbio patológico, poderia quebrar esse equilíbrio, trazendo sérias complicações semiológicas à articulação patelofemoral.

Embora nossos resultados não apontem para nenhuma alteração evidente com relação a atividade eletromiográfica dos músculos VMO e o VL causador de um desequilíbrio da articulação patelofemoral, podemos dizer que provavelmente exista alguma alteração da resposta reflexa desses músculos e não pronunciada por todo tempo, ou mesmo em todas as atividades realizadas pela articulação patelofemoral. Todavia, como demonstrado em nosso estudo, não podemos provir este tipo de elucidamento, uma vez que não encontramos na literatura alguma metodologia que venha a ser utilizada e que nos auxilie a buscar tais esclarecimentos quanto a respostas reflexas dos músculos durante uma atividade funcional.

Portanto, com os resultados e discussão sobre a atividade eletromiográfica apresentados neste estudo, acreditamos que a mais provável causa da instalação da instabilidade patelofemoral seja a distrofia simpática (resposta reflexa retardada), que dar-se-ia principalmente no músculo VMO, necessitando-se então o estudo de outras variáveis que viessem de encontro ao proposto neste trabalho, auxiliando o processo do provável diagnóstico precoce desta patologia, uma vez que a eletromiografia, utilizada nesse estudo, não conseguiu demonstrar o desequilíbrio entre os músculos VMO e VL.

6.3 Variação Angular

Através da eletrogoniometria foram obtidos valores referentes à variação angular da articulação do joelho durante o ciclo completo da passada.

Durante a marcha, a articulação do joelho realiza não só a flexão-extensão mas também movimento rotacionais. Desta forma, achamos por bem simplificar o sistema, mesmo observado sob aspectos mecânicos, para uma melhor quantificação da variável eleita para a análise.

Para a análise da variação angular, utilizou-se como sistema de referência as medidas sugeridas pela *American Academy of Orthopadic Surgeons*, onde a extensão completa da articulação do joelho seja igual à 0°.

Comparando-se as curvas representativas da variação angular durante o ciclo completo da passada quando na marcha realizada em aclive e declive, ilustradas nas Figuras 19 e 20, respectivamente, observa-se não haver diferenças nas magnitudes ou mesmo no padrão da curva eletrogoniométrica entre os grupos saudável e com instabilidade patelofemoral, que podem ser comprovados pelos valores extremamente baixos obtidos dos CVs e das diferenças de amplitude relatadas neste estudo.

KETTELKAMP et al. (1970), referiram que na média dos valores obtidos durante a variação angular para 22 voluntários saudáveis uma pequena diferença foi encontrada entre o joelho direito (média de 68.1°) quando comparado ao esquerdo (média de 66.7°).

Este estudo apesar de gerar uma dúvida muito pertinente e interessante não pode ser comparado ao nosso, devido ao eletrogoniômetro ter sido posicionado apenas no membro dominante do voluntário analisado, e portanto não permitir a comparação entre os dois membros do mesmo voluntário.

Já LAUBENTHAL et al. (1972), ao analisarem valores médios da variação angular para 30 voluntários durante a marcha, subir e descer degraus e ao sentar-se, encontraram por resultados as seguintes variações dos valores médios quando da extensão à flexão máximas: 0 à 67° para a marcha, 0 à 83° para o subir degraus, 0 à 90° para descer degraus e 0 à 93° para sentar-se.

Estes valores diferem dos reportados em nosso estudo para o grupo saudável, quando da marcha realizada em aclive de +12°, com valores variando entre 89,67° à 38,45° (amplitude de 51,22°), e durante a marcha realizada em declive de -3°, com valores entre 60,63° à 3,45° (amplitude de 57,18°); e para o grupo patológico, com valores de 89,84° à 48,34° (41,50° de amplitude) e 59,33° à 4,84° (54,49° de amplitude), quando da marcha realizada em aclive e declive, respectivamente.

Esta diferença talvez se explique pela diferença metodológica aplicada neste estudo, onde os autores referidos acima, avaliaram os voluntários durante a marcha em solo plano, enquanto que em nosso trabalho avaliamos nossos voluntários durante a marcha em aclive de +12° e declive de -3°.

Porém, um aspecto importante que vale ressaltar, é a diferença encontrada entre os valores da variação angular nas marchas realizadas em aclive e declive.

Isto se deve, provavelmente, pela necessidade de uma melhor adaptação biomecânica, da articulação do joelho, ao piso em que o voluntário esteja andando; ao maior desgaste energético, tornando o sistema mais econômico no que diz respeito à amplitude desta articulação durante a marcha em aclone; ou ainda a necessidade do mecanismo de frenagem imposta aos músculos da coxa, quando da marcha realizada em declive.

Em equilíbrio estático e dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e também por forças externas ao corpo, que necessitam estar em harmonia para que não haja alterações significativas no padrão do aparelho locomotor.

Ao que parece, após analisar os dados contidos neste estudo, acreditamos que a instabilidade patelofemoral não seja suficiente para produzir tal quebra desta harmonia, que se reflete na falta de diferença significativa encontrada entre os grupos saudáveis e com instabilidade patelofemoral.

6.4 Força Reação do Solo

Os voluntários do grupo saudável e do grupo patológico, antes mesmo de serem coletados os dados deste estudo, andaram livremente sobre a esteira para que houvesse um período de habituação significativo e que posteriormente não interferisse no padrão da marcha coletada para análise.

Após esse período de habituação, a cadência para a marcha eleita para cada voluntário independentemente, deu-se através da avaliação subjetiva do próprio voluntário, quando este referia estar adaptado à velocidade, a qual estaria muito próxima de sua cadência normal de marcha.

Mesmo que a metodologia aplicada para a escolha da cadência da marcha visava favorecer a ocorrência de diferenças entre os voluntários, isto na prática não ocorreu, sendo que todos os voluntários adotaram uma velocidade para a marcha muito próxima a 1m/s, sem ocorrer diferenças significativas.

A forma das curvas produzidas pela força reação do solo encontradas em nosso estudo é típica daquelas reportadas na literatura. A força vertical tem características de dupla curva. A primeira, chamada de força passiva, é relacionada com a aceitação do peso (*weight acceptance*), quando a velocidade descendente do corpo está sendo freada (ou seja, aceleração ascendente do centro de massa do corpo). A segunda curva, dita força ativa, é devida ao impulso (*push-off*) e demonstra que o centro de massa está sendo acelerado ascendentemente, aumentando a velocidade ascendente.

Na análise dos resultados para a marcha do grupo saudável e do grupo patológico, durante a marcha em active, encontrou-se valores muito próximo sem que houvesse diferenças estatisticamente significantes.

Apesar do referido acima, cabe ressaltar que a força mínima aumentou no grupo com instabilidade patelofemoral.

Deflexões significativamente menores nos voluntários com instabilidade patelofemoral, pode indicar uma ineficiência do aparelho locomotor em reduzir cargas durante o médio apoio ao longo do ciclo completo da marcha.

Atraso e menor amplitude na atividade EMG podem estar associado também a função de reduzir o choque mecânico produzido durante a marcha, porém em nosso estudo, nada foi encontrado no que diz respeito a essas duas variáveis que merecessem destaque.

Outra variável que também sofreu alteração, independentemente da diferença estatística encontrada não referir significância, foi a taxa de aceitação do peso que diminuiu, dando-se talvez pela menor amplitude do pico de força máxima ativa ou mesmo pelo maior tempo necessário para alcançar este mesmo pico, valores que determinam o coeficiente desta variável.

Desta forma, pode-se acreditar que os voluntários tido como patológicos busquem uma forma de aumentar a estabilidade, compensando a instabilidade articular e a displasia muscular, mas nada que refira existir uma quebra no padrão de controle motor observado inicialmente no grupo saudável (controle), para as variáveis da força reação do solo analisadas.

6.5 Considerações Finais

Segundo NORDIN & FRANKEL (1989), para que um indivíduo possa ter uma marcha normal, faz-se necessária uma combinação de fatores mecânicos (incluindo estruturais), neurológicos, cognitivos e perceptuais. Os pré-requisitos para a integridade desses fatores são um controle motor adequado, maturação do sistema nervoso central, adequada amplitude de movimento, força muscular preservada, estrutura e composição óssea apropriadas, além de propriocepção intacta.

O ciclo da marcha é uma seqüência perfeitamente orquestrada de eventos elétricos e mecânicos que culminam na propulsão coordenada do corpo através do espaço. O ciclo da marcha deveria ser visto como um esforço coordenado entre o sistema nervoso, o sistema muscular e o sistema esquelético. Nesse sentido, as ações musculares são muito mais complexas, de maneira que a noção de que os músculos simplesmente se contraem e causam rotações nas articulações é incorreta e simplificada (LIEBER, 1992).

DINGWELL et al. (2000), relataram que a variabilidade é indicativo da instabilidade do padrão de controle motor, e esta pode ser uma provável hipótese para a diferença encontrada neste estudo não ser estatisticamente significativa.

Para todas as variáveis biomecânicas analisadas por nós neste estudo, eletromiografia dos músculos VMO e VL, variação angular da articulação do joelho e força reação do solo vertical, não encontramos nada que indicasse um

padrão biomecânico instável nos voluntários portadores de instabilidade patelofemoral durante a marcha realizada em aclive e declive.

DINGWELL et al. (1999) e WHITE et al. (1998), discutiram que um ambiente restritivo, tal como a marcha em esteira rolante, poderia produzir um padrão locomotor extremamente reprodutivo e com baixa variabilidade em sua execução.

Este fato talvez possa se aplicar em nosso estudo, mas como não realizamos a análise destas variáveis em piso fixo, devido a falta de equipamentos disponíveis para tal estudo, não teremos como responder a esta questão.

Portanto, ao considerar os resultados obtidos nesse estudo, pode-se concluir que existe um padrão de ativação eletromiográfica comum, dos músculos VMO e VL, assim como não houveram diferenças estatisticamente significantes entre a análise da variação angular e da força reação do solo, do membro dominante, que demonstrassem qualquer quebra da estabilidade biomecânica nos voluntários com instabilidade patelofemoral, quando comparado ao grupo com voluntários saudáveis.

GUIDETTI et al. (1996), também nos fazem refletir sobre o acréscimo de mais variáveis biomecânicas em futuros estudos, após estudarem a variabilidade do padrão EMG de sete músculos, intra- e inter-sujeitos durante a corrida (4,2 m/s), estes relatam haver uma variabilidade pequena no grupo intra-sujeito, o que vai de encontro ao nosso estudo, porém referem não ocorrer o mesmo para o grupo analisado inter-sujeitos. Os autores acreditam, portanto, que tais achados são evidência de uma estratégia de controle neuromuscular comum e

muito mais complexa, para ser analisados isoladamente, necessitando além de um maior número de variáveis biomecânicas, uma maneira de integrá-los, para que evidenciem o sistema de maneira mais global.

Possivelmente, se encontrarmos uma metodologia capaz de esclarecer as dúvidas não respondidas por esse estudo, além de implementarmos outras variáveis biomecânicas poderemos responder com mais precisão as questões ainda não completamente elucidadas sobre o comportamento da marcha em voluntários saudáveis e com instabilidade patelofemoral cuja correlação deverá continuar sendo objeto de futuros estudos.

7. CONCLUSÃO

Da análise das variáveis biomecânicas experimentalmente investigadas neste estudo, quando da marcha realizada em aclive e declive em uma esteira rolante, podemos concluir que:

- a metodologia empregada neste estudo permitiu uma análise confiável dos resultados, possibilitando uma análise simultânea e sincronizada dos parâmetros observados;
- as variabilidades intra-sujeito e inter-sujeitos, para o sinal EMG dos músculos VMO e VL, além de quando foram comparadas entre os grupos saudável e com instabilidade patelofemoral, representadas pelo coeficiente de variação e pelo teste de correlação cruzada, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, mostrando existir uma tendência ao padrão eletromiográfico destes músculos;
- a variação angular da articulação do joelho mantém padrões de variação em função do tempo muito próximos entre os grupos saudável e com instabilidade patelofemoral, porém existindo uma diferença significativa entre as marchas realizadas em aclive e declive;
- as variáveis analisadas da força reação do solo mantém padrões de variação sem diferenças significativas, para os grupos

saudável e com instabilidade patelofemoral, tanto para a marcha realizada em aplane, quanto para a marcha realizada em declive.

Portanto, ao considerar os resultados obtidos nesse estudo, pode-se concluir que existe um padrão de ativação eletromiográfica comum, dos músculos VMO e VL, assim como não houveram diferenças estatisticamente significantes entre a análise da variação angular e da força reação do solo, do membro dominante, que demonstrassem qualquer quebra da estabilidade biomecânica nos voluntários com instabilidade patelofemoral, quando comparado ao grupo com voluntários saudáveis.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS^{2,3}

ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOW, M. **A practical guide to electromyography for biomechanics**. New Orleans: Louisiana State University, 1995.

AMADIO, A.C. & BARBANTI, V.J. (Coord.) **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2000, 269 p.

AMADIO, A.C. & DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica, 1996.

ARAÚJO, R.C. & AMADIO, A.C. Análise biomecânica da ativação das porções superficiais do m. quadríceps femoral durante contrações excêntrica e concêntrica. **Rev. Bras. Fisiot.**, v.1, n.1, 1996, p. 13-20.

ARAÚJO, R.C.; SÁ, M.R. & AMADIO, A.C. Estudo sobre as técnicas de colocação de eletrodos para eletromiografia de superfície em músculos do membro inferior. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, Universidade de Brasília. Anais, 1995, p.244-50.

ARSENAULT, A.; WINTER, D.A.; MARTENIUK, R.G.; HAYES, K.C. How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v.18, p. 133-5, 1986.

BANDY, W.D. & HANTEN, W.P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle following. **Physical Therapy**, v.73, n.7, 1993, p.

² De acordo com a NBR 6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

³ Abreviaturas dos títulos de periódicos em conformidade com o MEDLINE..

455-67.

BASMANJIAN, J.V. & BLUMENSTEIN, R. Electrode placement for EMG biofeedback. Baltimore: Williams & Wilkins, 1980.

BASMANJIAN, J.V. & DE LUCA C.J. Muscle alive: their functions revealed by electromyography. 5.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985, 561p.

BOUCHER, J.P.; KING, M. A.; LEFEBURE, R.; PEPIN, A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. American Journal of Sports Medicine, v.20, n.5, p. 527-32, 1992.

CARSON, W.G. Diagnosis of extensor mechanism disorders. Clin. Sports Med., v.4, p. 1-4, 1985.

CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. Physical Therapy, v.75, n.8, p. 672-83, 1995.

CICCOTTI, M.G.; KERLAN, R.K.; PERRY, J.; PINK, M. An electromyographic analysis of the knee during functional activities. The American Journal of Sports Medicine, v.22, n.5, p. 645-50, 1994.

CORRÊA, J.C.F. Estudo sobre o padrão de atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral e reto femoral na flexo-extensão do joelho. Piracicaba, 1999. 125p. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

DAINTY, D.A. & NORMAN, R.W. Standardizing biomechanical testing in sports. Champaign: Human Kinetics, 1987.

DELISA, J.A. & GANS, B.M. **Rehabilitation medicine: principles and practice.** Filadélfia: J.B. Lippincott Company, 1993, 1238 p.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Jornal of Applied Biomechanics**, v.13, p. 135-63, 1997.

DINGWELL, J.B.; CUSUMANO, J.P.; STERNAD, D.; CAVANAGH, P.R. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improve local dynamic stability of continuous overground walking. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 1269-77, 2000.

DINGWELL, J.B.; ULBRECHT, J.S.; BOCH, J.; BECKER, M.B.; O'GORMAN, J.T.; CAVANAGH, P.R. Neuropatic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion. **Gait and Posture**, v.10, p. 21-9, 1999.

ELORANTA, V. & KOMI, P.V. Function of the quadriceps femoris muscle under maximal concentric and eccentric contractions. **Eletromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v.20, p. 159-74, 1980.

ERVILHA, U.F.; DUARTE, M. & AMADIO, A. C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Ver. Bras. Fisiot.**, v.3, n.1, p. 15-20, 1998.

FARAHMAND, F.; SENAVONGSE, W.; AMIS, A.A. Quantitative study of the Quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. **J Orthop Res**, v. 16, n.1, p. 136-43, 1998.

GAITWAY. Operating manual & software version 1.0x. Winterthur, Kistler, 1996.

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

GRABINER, M.D.; KOH, T.J. & ANDRISH, J.T. Decreased excitation of vastus medialis oblique in patellofemoral pain. Eur. J. Exp. Musculoskel. Res., v.1, p. 33-9, 1992.

GUIDETTI, L.; RIVELLINI, G.; FIGURA, F. EMG patterns during running: intra- and inter-individual variability. J Electromyogr. Kinesiol., v.6, n.1, p. 37-48, 1996.

HANTEN, S.C. & SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on eletromyographic activity of the vastus mediali oblique and vastus lateralis muscle. Physical Therapy, v.70, n.7, p. 561-5, 1990.

HESS, T.; GLEITZ, M.; HOPF, T.; OLFS, S.; MIELKE, U. Chnages in muscular activity after knee arthrotomy and arthroscopy. International Orthopaedics, v.19, p. 94-7, 1995.

HUBBARD, J.K.; SAMPSON, H.W.; ELLEDGE, J.R. The vastus medialis oblique muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration in human cadavers. J Orthop Sports Phys Ther, V. 28, n. 6, p. 384-91, 1998.

INSALL, J.N. Surgery of the knee. New York: Churchill Livingstone, 1982.

JAVAPDOUR, S.M., FINEGAN, P.J. & O'BRIEN, M. The anatomy of the extensor mechanism and its clinical relevance. Clinical Journal of Sports Medicine, v.1, n.4, p. 229-35, 1991.

KAPANDJI, J.A. Fisiologia articular: esquemas comentados da mecânica

humana. 5ª ed. São Paulo: Manole, 1990, 270 p.

KARST, G.M. & JEWETT, P.D. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. **Physical Therapy**, v.73, p. 286-99, 1993.

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

KATOULIS, E.C.; EBDON-PARRY, M.; LANSHAMMAR, H.; VILEIKYTE, L.; KULKARNI, J.; BOULTON, A.J.M. Gait abnormalities in diabetic neuropathy. **Diabetic Care**, v. 20, n. 12, p. 1904-7, 1997.

KELLIS, E. & BALZPOULOS, V. The effects of normalization method on antagonistic activity patterns during eccentric and concentric isokinetic knee extension and flexion. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.6, n.4, p. 235-45, 1996.

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K. & PROVANCE, P.G. **Músculos provas e funções**. 4ed. São Paulo: Ed. Manole Ltda., 1995.

KETTELKAMP, D.B.; JOHNSON, R.J.; SMIDT, G.L.; CHAO, E.Y.S.; WALKER, M. An electrogoniometric study of the knee motion in normal gait. **J. Bone Joint Surg**, v. 52, p. 775-90, 1970.

KNUTSON, L.M.; SODERBERG, G.L.; BALLANTYNE, B.T.; CLARKE, W.R. Study of various normalization procedures for within day electromyographic data. **Journal of Electromyographic & Kinesiology**, v.4, n.1, p. 47-59, 1994.

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.

LIEBER, R.L. Skeletal muscle structure and function. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992.

MARIANI, P.P. & CARUSO, I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. J. Bone. Surg., v.61-b, n.2, p. 169-71, 1979.

MATHEASSEN, S.E.; WINKEL, J.; HAGG, G.M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies: a review. Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 5, n. 4, p. 197-226, 1995.

McINTIRE, D.L. & ROBERTSON, D.G.E. Quadriceps activity in woman runners with and without patellofemoral pain syndrome. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.73, n.1, p. 10-4, 1992.

MOLLER, B.N.; KREBS, B.; TIDEMAND-DAL, C.; AARIS, K. Isometric contractions in the patellofemoral pain syndrome. An electromyographic study. Archs. Orthop. Trauma Surg., v.106, p. 195-8, 1986.

MONTEIRO-PEDRO, V.; VITTI, P.M.; BÉRZIN,F.; BEVILAQUA-GROSSO, D. Electromyographic (EMG) study of vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis (VL) muscles in the hip adduction and knee extension exercises. Braz. J. Morphol. Sci., v.14, n.1, 1997.

MORRISH , G.M. & WOLEDGE, R.C. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. Scand. J. Rehab. Med., v.23, p. 43-48, 1997.

NEGRÃO FILHO, R.F. Análise quantitativa e qualitativa da atividade elétrica das porções do M. rectus abdominis. Piracicaba, 1999. 107p. Tese de Doutorado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

NORDIN, M. & FRANKEL, V.H. Basic biomechanics musculoskeletal system. Filadélfia: Lea & Febiger, 1989, 323 p.

REYNOLDS, L.; LEVIN, T.A.; MEDEIROS, J.M.; ADLER, N.S.; HALLUM, A. EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their role in patellar alignment. Am. J. Phys. Med., v.62, p. 61-70, 1983.

RUFFIN IV, M. T. & KININGHAM, R. B. Anterior knee pain: the challenge of patellofemoral syndrome. American Family Physician, v.47, n. 1, p.185-94, 1993.

SAKAI, N.; LUO, Z.P.; RAND, J.A.; NA, K.N. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: na in vitro biomechanical study. Clin Biomech, v. 15, n.5, p. 335-9, 2000.

SHEEHY, P.; BURDETT, R.G.; IRRGANG, J.J.; VanSWEARINGEN, J. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. J Orthop Sports Phys Ther, v. 27, n. 6, p. 423-9, 1998.

SMILLIE, J.S. Traumatismos da articulação do joelho. 5.ed. São Paulo: Manole, 1980.

SODERBERG, G.L. & COOK, T.M. An electromyographic analysis of quadriceps

femoris muscle setting and straight leg raising. Physical Therapy, v.63, n.9, p.1434-38, 1983.

SODERBERG, G.L.; MINOR, S. D.; ARNOLD, K.; HENRY, T.; CHATTERSON, J.K.; POPPE, D.R.; WALL, C. Electromyographic analysis of knee exercises in healthy subjects and in patients with knee pathologies. Physical Therapy, v.67, n.11, p. 1691-96, 1987.

SODERBERG, G.L. & COOK, T.M. Electromyographic in biomechanics. Physical Therapy, v.64, n.12, p. 1813-20, 1984.

SOUZA, D.R. & GROSS, M.T. Comparison of vastus medialis oblique: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. Physical Therapy, v.71, n.4, p. 310-20, 1991.

TASKIRAN, E.; DINEDURGA, Z.; YAGIZ, A.; ULUDAG, B.; ERTEKIN, C.; LOK, V. Effect of the vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. v. 6, n. 3, p. 173-80, 1998.

TATA, J.A.; PEAT, M.; GRAHAME, R.E.; QUANBURY, A.O. The normal peak of electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle in the stair cycle. Anat. Anz., v. 153, p. 175-88, 1983.

VAATAINEN, U.; AIRAKSINEN, O.; JAROMA, H.; KIVIRANTA, I.. Decreased torque and electromyographic activity in the extensor thigh muscles in chondromalacia patellae. Int. J. Sports Med., V.16, 1995, p. 45-50.

VOIGHT, M.L. & WIEDER, D.L.. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. The American Journal of Sports Medicine,

v.19, n.2, 131-37, 1991.

WANK, V.; FRICK, U.; SCHMIDTBLEICHER, D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. **Int. J. Sports Medicine**, v. 19, p. 455-61, 1998.

WATKINS, J. **Estrutura e função do sistema musculoesquelético**. São Paulo: Artmed, 2001.

WHITE, S.C.; YACK, H.J.; TUCKER, C.A.; LIN, H.Y. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, n. 10, p. 1537-42, 1998.

WHITTLE, W.M. **Musculoskeletal applications of three-dimensional analysis**. *Apud* ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign: Human Kinetics, p. 295-309, 1995.

WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Waterloo: University of Waterloo, 1991.

_____. **Biomechanics of human movement**. New York: Wiley-Interscience, 1990.

WITVROUW, E.; SNEYERS, C.; LYSENS, R.; VICTOR, J.; BELLEMANS, J. Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 24, n. 3, p. 160-5, 1996

WOODALL, W. & WELSH, J. A biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. **J.Orthop. Sports Phys. Ther.**, n.11, p. 535-42,

1990.

YANG, J.F. & WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. Archives of Physical Medicine Rehabilitation, v.65, p. 517-21, 1984.

ANEXOS

ANEXO 1. Questionário.

Nome: _____ Idade: _____
Endereço: _____
Cidade: _____ Estado: _____ telefone: _____

Marque com um "X" a resposta cabível, e caso a alternativa seja "SIM", marque qual joelho, direito (D) ou esquerdo(E), ou mesmo os dois:

1) Sente ou sentiu algum tipo de dor, durante um tempo prolongado, e não apenas como a dor de um trauma (ex. "pancada", com a dor somente na hora do acontecido), em qualquer dos joelhos alguma vez?

() NÃO
() SIM () D () E

2) Tem ou teve algum tipo de patologia (ex. fratura), em qualquer dos joelhos alguma vez?

() NÃO
() SIM () D () E

3) Tem ou teve algum problema, em qualquer músculo, que cruza a articulação do joelho?

() NÃO
() SIM () D () E

Qual?: _____

4) Gostaria de relacionar alguma observação que não tenha sido questionada, e que você ache necessário?

() NÃO
() SIM () D () E

Qual?: _____

5) Afirma, portanto, nunca ter apresentado qualquer tipo de dor ou outro sintoma que tivesse afetado sua articulação do joelho?

() NÃO
() SIM () D () E

Eu, _____, declaro ser verdadeira as informações acima afirmadas por mim.

assinatura do voluntário
RG:

ANEXO 2. Protocolo de Avaliação

IDENTIFICAÇÃO:

nome: _____
idade: _____ sexo: _____ cor: _____ est. civil: _____
peso: _____ altura: _____
profissão atual: _____ profissão anterior: _____
endereço: _____
bairro: _____ cidade: _____ estado: _____ tel.: _____
data da entrevista: _____ data início do tratamento: _____
classificação da instabilidade patelofemoral: _____

EXAME FÍSICO:

A) INFORMAÇÕES SUBJETIVAS:

1. Queixa principal: _____
2. Início da patologia: _____
3. Falseio:

	sim	não
--	-----	-----
4. Quais movimentos reproduzem ou aumentam a dor:

4.1 andar	4.4 agachar	4.7 subir escadas
4.2 correr	4.5 ajoelhar	4.8 levantar da posição sentada
4.3 saltar	4.6 descer escadas	4.9 praticar esportes

Quais: _____
5. Sinal de cinema:

	sim	não
--	-----	-----
6. Limitação da patologia:

	limitante	não limitante
--	-----------	---------------

B) INFORMAÇÕES OBJETIVAS:

1. Sinal de Smillie:

	sim	não
--	-----	-----
2. Retração muscular:

2.1 M. quadríceps femoral	direito:	esquerdo:
2.2 M. isquiotibiais	direito:	esquerdo:
2.3 M. tensor da fáscia lata	direito:	esquerdo:
2.4 M. gastrocnêmio	direito:	esquerdo:
3. Perimetria:
4. Dor peripatelar:

	sim	não
--	-----	-----
5. Mobilidade patelar:

hipermóvel	normal	hipomóvel
------------	--------	-----------

EXAME RADIOLÓGICO:

- | | | | |
|-------------------------------|-----------------|--|-----|
| 1. Ângulo Q: valor encontrado | direito: _____ | | |
| | esquerdo: _____ | | |
| 2. Patela alta: | direito: sim | | não |
| | esquerdo: sim | | não |
| 3. "Tilt" patelar: | direito: sim | | não |
| | esquerdo: sim | | não |

ANEXO 3. Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Clínica.

Nome do Voluntário: _____
Endereço: _____ Telefone para contato: _____
Cidade: _____ CEP: _____

As informações contidas neste prontuário foram fornecidas pelo Prof. MS. João Carlos Ferrari Corrêa (Doutorando em Biologia Buco-Dental FOP/UNICAMP) e Prof. Dr. Fausto Bérzin, 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 a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho Experimental: Estudo de alterações das variáveis biomecânicas na instabilidade patelofemoral durante a marcha humana no domínio temporal .

2. Objetivo: Verificar o comportamento das variáveis biomecânicas frente a marcha, atividade esta que desencadeia os sinais e sintomas inerentes à patologia patelofemoral (instabilidade patelofemoral).

3. Justificativa: Devido ao conflito metodológico e aos resultados obtidos por diferentes autores na tentativa de traçar um padrão destas variáveis, cuja importância clínica se faz relevante.

4. Procedimentos da Fase Experimental: Será feito a análise em 10 voluntários saudáveis (5 homens e 5 mulheres), e 10 voluntários patológicos (5 homens e 5 mulheres). Os voluntários serão submetidos a aquisições eletromiográficas através de eletrodos fixados por uma fita adesiva sobre os músculos VMO e VL, aquisições da variação angular da articulação do joelho e de variáveis da força reação do solo, durante a marcha.

5. Desconforto 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, além do registro da atividade elétrica dos músculos VMO e VL através de eletrodos fixados à pele por fita adesiva, sendo esta antialérgica.

6. Informações: O voluntário tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos benefícios e outros assuntos relacionados com pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Métodos Alternativos Existentes: Como o método utilizado será o de eletrodos de superfície, um método alternativo existente seria o de eletrodos de agulha (método invasivo), que ao nosso modo de ver, se torna inviável e desnecessário.

8. Retirada do Consentimento: o voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.

9. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Serão ressarcidas despesas com eventuais deslocamentos.

12. Local da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Eletromiografia, FOP-UNICAMP, localizada à Av. Limeira, 901, CEP 13414-900, Piracicaba – SP.

12. Telefones dos Pesquisadores para Contato: Prof. Dr. Fausto Bérzin - (019) 430 5336 , Ft. João Carlos Ferrari Corrêa - (012) 3922 4762.

13. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após 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. Confirmando que recebi cópia deste 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 ainda tiver alguma dúvida a respeito.

Piracicaba, de _____ de 2001.

Nome (por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

ANEXO 4. Função Matemática INSTABPATELA, Desenvolvida em Ambiente Matlab v. 5.3.

```
function instabpatela
% João Carlos Ferrari Corrêa.
% Departamento de Fisioterapia, Universidade de Taubaté, SP.
% 27out2000.
% _____
% INSTABPATELA, abre um arquivo, gerado em linguagem ASCII no software
% Aqdados, de 4 colunas, sendo que a 1ª coluna é a do tempo, e a 2ª coluna é de
% um foot switcher, a 3ª é do músculo VMO e a 4ª é do músculo VL.
% INSTABPATELA retifica, filtra (Butterworth de 4ª ordem), refiltra passa-banda
% (20 à 500 Hz.), normaliza na base do tempo e a intensidade pela média.
% Ao final, é gerado um gráfico contendo os resultados, sendo este um traçado
% médio das curvas eletromiográficas, seu desvio padrão e o coeficiente de
% variação (CV) para cada % coluna dos músculos, e um arquivo com estes
% resultados, onde serão salvos.
% _____

% Rotina INSTABPATELA
% abre arquivos necessários para serem analisados (loop de 1 à __), desde que
% estes tenham as colunas descritas acima.

for i=1:10
    [arquivo, caminho]=uigetfile('*.ast', 'Selecione o arquivo');
    arq=[caminho arquivo];
    y=load(arq);
```



```
%normaliza na base do tempo a 2ª coluna dos arquivos(coluna do switcher)
```

```
tempo = (0:1:100)';  
tmp = (0:100/(size(y(:,2),1)-1):100)';  
SW1 = interp1(tmp,y(:,2),tempo);
```

```
%filtro digital da 2ª coluna até a 4ª coluna (end -1) passa-banda de 20-500 Hz
```

```
[b,a]=butter(2,[20 499]/500);  
yfilt=filtfilt(b,a,y);
```

```
%retifica da 3ª coluna até a 4ª coluna (end -1)
```

```
yret=abs(yfilt(:,3:end));
```

```
%refiltra (Butterworth) da 3ª coluna até a 4ª coluna (end -1)
```

```
[b,a]=butter(2,2/500);  
yfilt=filtfilt(b,a,yret);
```

```
%normaliza na base do tempo da 3ª coluna até a 4ª coluna (end -1)
```

```
tempo = (0:1:100)';  
tmp = (0:100/(size(yfilt,1)-1):100)';  
yinterp = interp1(tmp,yfilt,tempo);
```

```
%normaliza a intensidade pela média da 3ª coluna até a 4ª coluna (end -1)
```

```
ynorm=yinterp(:,1:end)./repmat(mean(yinterp(:,1:end)),size(yinterp,1), 1);
```

```
%abre 3 novos arquivos onde: o VMO é formado apenas pela 1ªcoluna de todos  
% arquivos abertos (for i=1:___), o VL é formado apenas pela 2ªcoluna de todos  
% arquivos abertos.
```

```
VMO(:,i)=ynorm(:,1);
```

```
VL(:,i)=ynorm(:,2);
```

```
SW(:,i)=SW1;
```

```
end
```

```
%verifica a média, o desvio padrão e o CV dos arquivos criados acima
```

```
VMO1=mean(VMO)';
```

```
VMO2=std(VMO)';
```

```
cv1=sqrt(mean(VMO2.^2)/mean(abs(VMO1)))*100;
```

```
VL1=mean(VL)';
```

```
VL2=std(VL)';
```

```
cv2=sqrt(mean(VL2.^2)/mean(abs(VL1)))*100;
```

```
%apresenta os gráficos, com a média e seu respectivo desvio padrão, além do CV  
% dos arquivos criados acima.
```

```
subplot (3,1,1);
```

```
errorbar(tempo,VMO1,VMO2,'b');  
title(['CV-VMO = ' num2str(cv1) ' CV-VL = ' num2str(cv2)] );
```

```
subplot (3,1,2);  
errorbar(tempo,VL1,VL2,'r');
```

```
SW1=mean(SW)';  
SW2=std(SW)';  
subplot (3,1,3);  
errorbar(tempo,SW1,SW2,'k');
```

```
%salva os arquivos criados acima.
```

```
save c:\usuários\joão\dados\VMO.dat VMO1 -ascii
```

```
save c:\usuários\joão\dados\VL.dat VL1 -ascii
```