

JOÃO CARLOS FERRARI CORRÊA

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

**“ESTUDO SOBRE O PADRÃO DE
ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS
VASTO MEDIAL OBLÍQUO, VASTO LATERAL E RETO
FEMURAL NA FLEXO-EXTENSÃO DO JOELHO”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração Fisiologia Oral.

PIRACICABA

1999

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

JOÃO CARLOS FERRARI CORRÊA

**“ESTUDO SOBRE O PADRÃO DE
ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS
VASTO MEDIAL OBLÍQUO, VASTO LATERAL E RETO
FEMURAL NA FLEXO-EXTENSÃO DO JOELHO”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração Fisiologia Oral.

Orientadora: Prof.a. Dra. Maria Cecília F. A. Veiga

Co-Orientador: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Fausto Bérzin

Prof.a. Dra. Vanessa Monteiro Pedro

Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

PIRACICABA

1999

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CPG-036/83
CPG-03/92/2000
Assinatura do Orientador

2000.03.12

UNIDADE	30
N.º CHAMADA:	UNICAMP
V.	Ex
TOMBO BC/40	561
PROC.	27.8/00
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	91,00
DATA	17/03/00
N.º CPD	

CM-00139008-0

Ficha Catalográfica

C817e Corrêa, João Carlos Ferrari.
 Estudo sobre o padrão de atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral e reto femural na flexo-extensão do joelho. / João Carlos Ferrari Corrêa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.
 123p. : il.

Orientadores : Prof.^a Dr.^a Maria Cecília Ferraz de Arruda Veiga, Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Exercícios físicos. 3. Joelho. I. Veiga, Maria Cecília Ferraz de Arruda. II. Negrão Filho, Rúben de Faria. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. 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 MESTRADO, em sessão pública realizada em 29 de Novembro de 1999, considerou o candidato JOAO CARLOS FERRARI CORREA aprovado.

1. Prof. Dr. RUBEN DE FARIA NEGRÃO FILHO

2. Profa. Dra. VANESSA MONTEIRO PEDRO

3. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

DEDICATÓRIA

À **minha família**, que me incentivou a prosseguir, e permitiram minha permanência nessa caminhada.

À minha esposa **Fernanda**, que sempre esteve ao meu lado, mesmo com toda a distância, incentivando-me; e mais do que isso, dando-me uma prova de seu amor.

À **Yasmin**, nossa filha “especial”, fruto de um amor puro e verdadeiro.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE
AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho,
profissional admirável, que com sua larga experiência, tornou-se fundamental
para assegurar a execução deste trabalho; além da orientação segura e pelo
incentivo constante dedicado à minha formação.

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.a. Dra. Maria Cecília Ferraz de Arruda Veiga, pela orientação, respeito às minhas limitações e auxílio por essa concretização pessoal;

Prof. Dr. Fausto Bérzin e Prof.a Dra. Vanessa Monteiro Pedro, pela paciência, interesse e valiosa contribuição, imprescindíveis à realização deste trabalho;

Aos professores do Curso de Fisiologia, Dr. Cláudia Herrera Trambeli, e Dra. Fernanda Klein Marcondes;

Aos funcionários: Shirley Rosana Sbravatti e Carlos Alberto Feliciano, pela paciência e competência demonstrado neste anos de convívio;

Aos colegas do Curso de Fisiologia, pelo companheirismo e união durante toda essa jornada;

Aos voluntários e à todos que direta ou indiretamente colaboraram para a execução desse trabalho;

À CAPES pelo apoio financeiro oferecido durante a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

	página
LISTA DE FIGURAS	07
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	13
ABSTRACT	15
1. INTRODUÇÃO	17
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
2.1 ANATOMIA.....	23
2.2 PATOLOGIA FÊMURO-PATELAR.....	24
2.3 ELETROMIOGRAFIA.....	25
2.3.1 Bases Eletrofisiológicas da Eletromiografia.....	25
2.3.2 Atividade Elétrica Muscular dos Músculos da Coxa (EMG).....	27
3. PROPOSIÇÃO	37
4. MATERIAIS E MÉTODO	41
4.1 VOLUNTÁRIOS.....	43
4.2 MATERIAIS.....	44
4.3 PROCEDIMENTOS.....	49
4.3.1 Protocolo de Coleta dos Dados.....	50
4.3.1.1 Preparo da Sala de Experimento.....	50
4.3.1.2 Preparo do Voluntário a ser Testado.....	51
4.3.1.3 Coleta dos Dados.....	52
4.3.2 Tratamento dos Dados.....	58
5. RESULTADOS	63
6. DISCUSSÃO	83
7. CONCLUSÃO	99
REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103
ANEXOS	109
APÊNDICES	117

LISTA DE FIGURAS

Figura 01. Mini-eletrodos de superfície bipolar do tipo Beckman para captação do sinal eletromiográfico.....	45
Figura 02. Martelo clínico de reflexo adaptado para conectar-se ao condicionador de sinais.....	46
Figura 03. Eletrogoniômetro adaptado para conectar-se ao condicionador de sinais.....	47
Figura 04. Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS 1000 – V2, da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.....	48
Figura 05. Condicionador de sinais conectado à um computador Pentium 233MHz, local de instalação do programa AQDADOS, versão 4	49
Figura 06. Eletrodos fixados à pele do voluntário.....	51
Figura 07. Demonstração de como era realizado o teste de reflexo tendinoso patelar.	53
Figura 08. Eletrogoniômetro fixado ao voluntário.	54
Figura 09. Posição inicial e final do voluntário, durante realização da atividade funcional Senta/Levanta.	55
Figura 10. Posição inicial, intermediária e final do voluntário, durante realização da atividade funcional Subida no Banco.	56
Figura 11. Posição inicial, intermediária e final do voluntário, durante realização da atividade funcional Descida do Banco.	57
Figura 12. Exemplo do registro de um período de latência, que corresponde ao tempo entre o pico do sinal do martelo de reflexo e o pico do potencial de ação dos músculos.....	59
Figura 13. Exemplo da medida do tempo de início de ativação elétrica muscular, em milissegundos (ms.)	60
Figura 14. Exemplo da sequência do tratamento do sinal.....	62

- Figura 15. Mostrando a correlação linear simples entre período de latência muscular e a altura dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), dos 10 voluntários da amostra, com sua respectiva linha de tendência..... 67
- Figura 16. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Senta/Levanta Lento, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro..... 73
- Figura 17. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Senta/Levanta Rápido, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.... 73
- Figura 18. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Descida do Banco Lento, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.... 75
- Figura 19. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Descida do Banco Rápido, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.... 75
- Figura 20. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Subida no Banco Lento, juntamente com variações do

ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro....	78
Figura 21. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial obliquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Subida no Banco Rápido, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro....	78
Figura 22. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Senta/Levanta Lento.....	80
Figura 23. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Senta/Levanta Rápido.....	80
Figura 24. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Descida do Banco Lento.....	81
Figura 25. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Descida do Banco Rápido.....	81
Figura 26. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Subida no Banco Lento.....	82
Figura 27. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Subida no Banco Rápido.	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 01. Dados antropométricos dos 10 voluntários analisados no trabalho.....	44
Tabela 02. Média (X) e desvio padrão (SD), do período de latência do reflexo, das 10 repetições dos 10 voluntários e da respectiva média total destes, em milissegundos (ms.), dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF).....	65
Tabela 03. Análise de variância à 5% de probabilidade, nos dados obtidos do período de latência do reflexo tendinoso patelar.....	66
Tabela 04. Valores médios (X) e desvio padrão (SD) do tempo de início da atividade elétrica muscular (em milissegundos), dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), nas atividades de senta/levanta lento (SLL) e rápido (SLR), subida no banco lenta (SBL) e rápida (SBR), descida do banco lento (DBL) e rápido (DBR), dos 10 voluntários da amostra.....	68
Tabela 05. Análise de variância à 5% de probabilidade, no dados obtidos do tempo de início da ativação elétrica muscular, dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), nas atividades de senta/levanta lento (SLL) e rápido (SLR), subida no banco lenta (SBL) e rápida (SBR), descida do banco lento (DBL) e rápido (DBR).....	69
Tabela 06. Médias, do tempo de início da atividade elétrica muscular, em milissegundos (ms.), dos 10 voluntários, durante as atividades de senta/levanta lento (SLL) e rápido (SLR), subida no banco lenta (SBL) e rápida (SBR), descida do banco lento (DBL) e rápido (DBR), dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF). Médias seguidas de letras distintas, na vertical, diferem entre si pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).....	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- VMO ⇒ músculo vasto medial oblíquo;
VL ⇒ músculo vasto lateral;
RF ⇒ músculo reto femural;
EMG ⇒ eletromiograma;
IEMG ⇒ eletromiograma integrado;
CVM ⇒ contração voluntária máxima;
CVMI ⇒ contração voluntária máxima isométrica;
ms. ⇒ milissegundos;
et al. ⇒ e outros;
apud ⇒ em;
CV ⇒ coeficiente de variação;
SD ⇒ desvio padrão;
Rms ⇒ root means square (raiz quadrada da média).

“ESTUDO SOBRE O PADRÃO DE ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS VASTO MEDIAL OBLÍQUO, VASTO LATERAL E RETO FEMURAL NA FLEXO-EXTENSÃO DO JOELHO”

Autor: João Carlos Ferrari Corrêa

Orientadora: Prof.a. Dra. Maria Cecília F. A. Veiga

Co-Orientador: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

RESUMO

A reabilitação fisioterápica, de patologias fêmuro-patelares, necessita para o desenvolvimento de um bom programa terapêutico, um excelente conhecimento anatômico e biomecânico da articulação do joelho. A proposta deste estudo foi de contribuir para a base teórica do tratamento das disfunções articulares, analisando o comportamento da atividade elétrica muscular, durante a atividade senta/levanta, subir e descer do banco; atividades que propiciam o aparecimento de sinais e sintomas inerentes a patologia fêmuro-patelar, mais precisamente a instabilidade fêmuro-patelar. O estudo eletromiográfico (EMG) dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral e reto femural, foi analisado em dez voluntários, sendo 5 homens e 5 mulheres, com idade média de 20.8 ± 1.31 anos, realizada com um par de eletrodos de superfície, do tipo monopolar, conectados à um módulo condicionador de sinais, acrescidos para um ganho final de 600 Hz, e digitalizados em uma placa analógico/digital (A/D). A análise dos resultados, após retificação do sinal, passar o envoltório linear e normalizar os dados pela média do sinal, e na base do tempo, nos mostra existir um padrão eletromiográfico muito semelhante entre os 3 músculos estudados. O período de latência entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral e reto femural, não

apresentaram diferença estatisticamente significativa pelo teste de análise de variância (ANOVA) à 5% de probabilidade; já o tempo de início de ativação elétrica muscular nas 6 diferentes atividades realizadas, não apresentou diferença estatisticamente entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, porém entre esses dois músculos e o músculo reto femoral, existiu diferença significativa pelo teste de Tukey ($p < 0,05$). Estes achados sugerem haver um equilíbrio de ativação, principalmente entre os músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral, que traduzem-se pelo padrão eletromiográfico encontrado neste estudo.

Palavras chave: Eletromiografia, m. VMO, Instabilidade Fêmuro-Patelar.

**“STUDY ON THE PATTERN OF ELECTRIC ACTIVITY
OF THE MUSCLES VASTUS MEDIALIS OBLIQUE, VASTUS
LATERALIS AND RECTUS FEMORIS IN THE FLEXO-EXTENSION
OF THE KNEE”**

Author: João Carlos Ferrari Corrêa

Advisor: Prof.a. Dra. Maria Cecília F. A. Veiga

Co-Advisor: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

ABSTRACT

The rehabilitation physiotherapeutic, of pathologies patellofemoral, needs for the development of a good therapeutic program, an excellent knowledge anatomical and biomechanic of the articulation of the knee. The proposal of this study went of contributing for the theoretical base of the treatment of the dysfunctions articulate, analyzing the behavior of the muscular electric activity, during the activity sit down/stand up, to arise and to go down of the bank; activities that propitiate the emergence of signs and inherent symptoms the pathology patellofemoral, more precisely the instability patellofemoral. The study electromyographic (EMG) of the muscles vastus medialis lateralis and vastus medialis oblique, rectus femoris, it was analyzed in ten volunteers, being 5 men and 5 women, with medium age 20.8 ± 1.31 years old, accomplished with a pair of surface electrodes, of the type monopolar, connected to a conditioning module of signs, added for an earnings end of 600 Hz, and digitalizing in a plate analogic/digital (A/D). The analysis of the results, after rectification of the sign, to pass the lineal wrapper and to normalize the data for the average of the sign, and in the base of the time, in

the display a pattern very similar eletromiográfico to exist among the 3 studied muscles. The latency period among the muscles vastus medialis lateral and vastus medialis oblique and rectus femoris, they didn't present difference significant statistic for the test of variance analysis (ANOVA) to the 5% of probability; already the time at the beginning of muscular electric activation in the 6 different accomplished activities, it didn't present difference statistic among the muscles vastus medialis oblique and vastus lateralis, however between those two muscles and the muscle rectus femoris, significant difference existed for the test of Tukey ($p < 0,05$). These discoveries suggest there to be an activation balance, mainly among the muscles vastus medialis oblique and vastus lateralis, that are translated by the pattern electromyographic found in this study.

Key Words: Electromyography, vastus medialis oblique muscle (VMO),
Instability Patellofemoral.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O mecanismo extensor, composto pelo músculo quadríceps femural, proporciona à articulação do joelho a estabilidade necessária para a realização de qualquer atividade física diária. Como existem vários músculos responsáveis por um mesmo movimento, ocorre uma co-ativação dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial longitudinal (VML), vasto intermédio, reto femural (RF), vasto lateral (VL) durante a extensão do joelho, de forma que a comunidade científica tem se interessado em estudar como e quando se dá a ativação desses músculos em diversas atividades dinâmicas.

Forças dinâmicas e estáticas atuam no alinhamento da patela. Entre as forças estáticas ou passivas estão: o côndilo femural lateral, o sulco troclear e o ângulo Q (INSALL, 1982). Já dentre as forças dinâmicas ou ativas, destaca-se a ação muscular do VL, e principalmente do VMO que é freqüentemente citado como um estabilizador ativo da patela (LEVEAU & ROGERS, 1980; WISE et al., 1984).

Qualquer desalinhamento muscular nos estabilizadores dinâmicos pode provocar dor fêmuro-patelar, onde a insuficiência do músculo VMO tem sido relatado como uma das causas mais freqüentes (JAVADPOUR et al., 1991), levando à articulação do joelho um quadro de instabilidade, observado clinicamente por um desequilíbrio muscular.

A constatação clínica das instabilidades fêmuro-patelares é difícil, devido aos diversos sinais clínicos que são comuns para diferentes patologias (CARSON 1985; INSALL, 1982), além de procedimentos radiológicos e artroscópicos oferecerem valores limitados (INSALL, 1982). Já a eletromiografia realizada em condições dinâmicas funcionais, pode oferecer subsídios adicionais na análise do 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, VMO e VL.

Assim, a questão é responder qual o padrão de ativação elétrica dos músculos VMO, VL e RF, frente à atividades funcionais que tendem à desencadear sinais e sintomas inerentes à indivíduos portadores de instabilidade fêmuro-patelar. E na existência de um padrão comum para indivíduos saudáveis, verificar se o mesmo apresenta mudanças na presença da instabilidade fêmuro-patelar. Respondendo estas questões, a reabilitação fisioterápica, teria ganho uma importante contribuição, visto que a base teórica para a terapia de disfunções articulares é quem determina a terapêutica, tornando-a mais eficaz.

Portanto, a proposta deste trabalho é verificar o padrão de atividade eletromiográfica, em indivíduos saudáveis, nos músculos VMO, VL e RF, em condições funcionais dinâmicas de trabalho muscular e em resposta ao estímulo do reflexo tendinoso patelar.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será descrito inicialmente aspectos anatômicos da articulação do joelho e dos músculos estudados (VMO, VL e RF); em seguida abordaremos a patologia fêmuro-patelar e sua relação com o bom funcionamento desta articulação; e por fim será apresentado uma breve revisão sobre a eletromiografia e os estudos eletromiográficos.

2.1 ANATOMIA

A articulação do joelho é composta pelos ossos do fêmur, da tíbia e da fibula, além de um osso sesamóide, a patela.

A mecânica da articulação fêmuro-patelar é significativamente influenciada pelo músculo quadríceps femural, pela forma do sulco troclear, forma patelar, restrições do tecido mole e biomecânica do quadril e pé (GARDNER et al., 1988).

A patela, integrante da articulação fêmuro-patelar, é estabilizada na articulação por mecanismos estáticos e dinâmicos.

Estaticamente, o mais importante mecanismo é o tipo da articulação, ou seja, o ângulo do sulco troclear, que está entre 130° e 145° com o côndilo lateral mais elevado, onde a patela desliza nesse centro. Os retináculos medial e lateral, que são estruturas estáticas, além do ângulo Q (ângulo formado pela intercessão de 2 linhas: tuberosidade anterior da tíbia ao centro da patela e centro da patela à espinha íliaca ântero-superior), e dos ligamentos fêmuro-patelares medial e lateral que são outro tipo de estabilizadores estáticos. E por fim, o tendão patelar, o qual se dirige infero-lateralmente, a partir do pólo distal da patela à tuberosidade tibial (GARDNER et al., 1998).

Dinamicamente, os estabilizadores da patela são as diferentes partes do músculo quadríceps femoral. A função mais importante do M. quadríceps femoral, é a desaceleração, além da extensão do joelho. O músculo vasto medial se divide em 2 porções, vasto medial longitudinal (VML) e vasto medial oblíquo (VMO), que são parte integrante do M. quadríceps femoral, sendo, este último, um importante estabilizador medial da patela, com ângulo de ação descrito obliquamente em torno de 50° a 55°. A outra estrutura dinâmica a estabilizar a patela é o grupo da pata de ganso (músculos sartório, semitendinoso e grácil), e o músculo bíceps femoral; essas duas estruturas controlam a rotação medial/lateral da tíbia, e produzem significativa tração sobre a patela. (WOODALL & WELSH, 1990).

2.2 PATOLOGIA FÊMURO-PATELAR

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

Dor e “instabilidade” da patela são as manifestações clínicas mais comuns da patologia fêmuro-patelar. 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)

Dentre as anormalidades encontradas envolvendo a articulação do joelho, distúrbios de desequilíbrio muscular no aparelho extensor, da articulação femuro-patelar tem sido identificado como sendo um dos mais comuns.

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.

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 femuro-patelar, tem sido a preocupação de pesquisadores através do uso da eletromiografia.

2.3 ELETROMIOGRAFIA

Eletromiografia (EMG) é o estudo das unidades motoras, pela análise de sinais elétricos, emanados destas durante contrações musculares.

A EMG representa a atividade elétrica associado 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).

2.3.1 Bases Eletrofisiológicas da Eletromiografia

Os seres humanos tem aproximadamente 56% de sua constituição formada por líquidos. Estes líquidos situam-se dentro e fora das células, formando o compartimento intra e extra celular, que são separados pela

membrana celular. Dentro dos líquidos intra e extra celulares, encontramos uma série de elementos que possuem carga elétrica negativa ou positiva, que são os íons. Na EMG, os íons mais importantes são os íons Na^+ , Cl^- , Ca^{++} , K^+ e o Mg^{++}). Os íons estão distribuídos entre os compartimentos intra e extra celulares em quantidades distintas, havendo predominância de Na^+ , Cl^- , e Ca^{++} no exterior e de K^+ e Mg^{++} no interior. Esta diferença iônica entre os dois meios, depende de um gradiente de pressão, de um equilíbrio eletroquímico e de um gradiente de concentração. Porém, tudo isso é de certo modo controlado pela membrana celular, pois é através dela que os íons passam de um lado para o outro. A existência de íons dentro e fora da célula cria uma diferença de potencial entre os dois meios, ou seja, cria uma tendência iônica de passar de um lado para o outro através da membrana.

Quando uma célula recebe um estímulo elétrico, químico ou mecânico, dependendo da intensidade do estímulo, haverá uma diminuição na diferença de potencial entre os dois meios (-90 à -85 milivolts - mV, em repouso), isto é, a membrana celular sairá do estado de repouso, diminuindo a negatividade, tendendo a alcançar o 0 (zero).

Se o estímulo for suficiente para fazer com que esta diferença de potencial diminua cerca de 15 à 25 mV, alcançando o limiar de despolarização, que nos seres humanos encontra-se por volta de -65 à -75 mV, o Ca^{++} será deslocado das proteínas que são canais da membrana, modificando sua disposição estrutural, permitindo a entrada de Na^+ , iniciando assim a despolarização celular, caracterizando o potencial de ação. Este mecanismo obedece a “lei do tudo ou nada”.

Iniciada a entrada de Na^+ e do Cl^- , que o acompanha, começará pouco depois a saída do K^+ para reequilibrar os meios. Esta troca iônica ocorrerá até ser atingido um ponto de saturação, quando então o Mg^{++} intracelular que se encontra ligado ao ATP ($\text{Mg} - \text{ATP}$), sofre a ação de

proteínas da membrana com função ATPase, sendo desdobrado em Mg - ADP e fósforo inorgânico, liberando energia. Esta energia é utilizada por outra proteína da membrana que possui a função de bomba, para transportar ativamente o Na⁺ de dentro da célula em um mecanismo conhecido como bomba Na/K. Com isto, teremos a repolarização celular, voltando a membrana ao seu repouso inicial (GUYTON, 1995)

Todo esse movimento iônico (despolarização da membrana), gera um campo eletromagnético na vizinhança das fibras musculares; e tais sinais, provenientes desse campo eletromagnético, uma vez amplificados por eletrodos colocados próximo à esta atividade, podem ser captados e registrados através do eletromiógrafo; e o resultado dessa forma de onda, é chamado de potencial de ação da unidade motora.

A manifestação elétrica do potencial de ação da unidade motora é seguida de um “tremor” da fibra muscular. Caso a fibra muscular sustente uma contração, as unidades motoras serão repetidamente ativadas, e o resultado dessa ativação sucessiva, faz com que a atividade elétrica de cada unidade motora some-se, passando a ser chamado de “trem de potencial de ação da unidade motora” ou simplesmente, padrão de interferência.

O sinal eletromiográfico provém da soma linear desse padrão de interferência, assim que este é detectado pelos eletrodos (BASMANJIAN & DE LUCA, 1985).

2.3.2 Atividade Elétrica Muscular dos Músculos da Coxa (EMG)

Estudos eletromiográficos tem sido empregado para analisar e detectar possíveis alterações no equilíbrio muscular do aparelho flexo-extensor da articulação do joelho associando-o à patologia femuro-patelar.

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 contração concêntrica.

REYNOLDS et al. (1983), analisaram os músculos VM e VL em 20 voluntários mulheres saudáveis, nos últimos 30° de extensão, com eletrodos de agulha. Os dados foram normalizando pela porcentagem da

média de 3 repetições da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), com o voluntário sentado, joelho à 60° e resistência ao nível do tornozelo por 2 segundos. Os resultados não mostraram diferença entre a atividade elétrica dos músculos.

SODERBERG & COOK (1983), estudaram a atividade elétrica dos músculos VM, RF, bíceps femural 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 femural e glúteo médio e RF, sendo este último mais ativo eletricamente.

BASMANJIAN & DE LUCA (1985), citam em sua obra um aumento da atividade elétrica do músculo VM no final da extensão do joelho, acreditando ao fato do VM completar a extensão a fim de prevenir a luxação lateral da patela.

MOLLER et al. (1986), estudando os músculos VMO e VL, de 28 pacientes com dor fêmuro-patelar 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 fêmuro-patelar (11 joelhos) e condromalácia (17 joelhos). Além disso, o sinal elétrico do grupo patológico diminuiu quando comparado ao grupo controle (lado não alterado - 28 joelhos).

SODERBERG et al. (1987), analisaram os músculos VM, RF, bíceps femural e glúteo médio, de 30 indivíduos, sendo 14 saudáveis e 16 com história de lesão ou cirurgia, durante exercícios isométrico 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 femural 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 quando da rotação medial da tibia.

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 femural (25% do torque).

Mc INTYRE & ROBERTSON (1992), compararam o padrão EMG dos músculos VMO, VL e RF de 20 atletas mulheres, sendo 12 saudáveis e 8 com dor fêmuro-patelar, 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, associado 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 em diferentes ângulos da articulação do joelho, dos músculos VMO e VL, 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 femural, tibial anterior, gastrocnêmio e soleus, 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 femural e semitendinoso, em contrações isométricas e durante a extensão do joelho de 72 voluntários, sendo 41 grupo com condromalácia e 31 grupo controle, 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 altera-se 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 observado diferença significativa.

CERNY (1995), investigou em 31 voluntários (21 saudáveis e 10 com dor fêmuro-patelar), 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. Foi encontrado nos voluntários saudáveis nenhuma 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.

KELLI & BALZPOULOS (1996), ao estudarem 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 fêmuro-patelar e 20 voluntários saudáveis. Encontraram uma ativação sincronica 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.

Já, VOIGHT & WIEDER (1991), além de investigarem as diferenças na amplitude EMG, também analisaram o período de latência do tendão patelar, após percussão do mesmo, por um martelo clínico para reflexo, de 57 voluntários, sendo 41 saudáveis e 16 com disfunção fêmuro-patelar. Relataram como resultado, que o músculo VMO foi significativamente mais rápido que o músculo VL nos indivíduos normais e o inverso nos pacientes com disfunção do mecanismo extensor, demonstrando um desequilíbrio neurofisiológico do controle motor, que segundo o autor, pode contribuir para a dor anterior do joelho.

KARST & WILLET (1995), estudaram o tempo de início da atividade elétrica dos músculos VMO e VL, em 27 voluntários (15 sintomáticos e 12 assintomáticos), durante o reflexo patelar, extensão do joelho sem o peso corporal e extensão do joelho com a sobrecarga corporal. Não encontraram diferença entre os grupos sintomáticos e assintomáticos, com respeito ao início da atividade dos dois músculos testados sob qualquer uma das três atividades.

POWERS et al. (1996), além de investigarem as diferenças na amplitude do EMG, também analisaram o tempo de início de atividade elétrica entre os músculos VMO e VL de 45 voluntários, sendo 26 com dor fêmuro-patelar e 19 sem qualquer comprometimento de dor no joelho, durante a marcha normal, marcha rápida, subir e descer escadas, além de subir e descer rampas. Não encontraram como resposta, diferença do início e fim do sinal EMG; porém, encontraram uma menor atividade elétrica do grupo com dor fêmuro-patelar com relação à média do sinal.

GILLEARD et al. (1998), analisaram o efeito do “taping” patelar (fita adesiva que traciona a patela medialmente), no início da atividade do VMO e VL em 14 mulheres saudáveis, divididas em 2 grupos (com e sem “taping” patelar), em atividades de subir e descer degraus. Encontraram um início mais rápido da atividade elétrica do músculo VMO quando da presença do “taping”, porém o início da atividade do músculo VL, não alterou-se com este artifício.

Dentre os vários trabalhos levantados, não há um consenso sobre o comportamento elétrico dos músculos constituintes do músculo quadríceps femoral, principalmente dos músculos VMO e VL. Por exemplo, os autores que não relatam ter encontrado diferenças no estudo da amplitude da atividade elétrica dos músculos, diferem entre si quanto à metodologia empregada para análise dos dados obtidos. MARIANI & CARUSO (1979), não normalizaram

os seus dados analisados; assim como REYNOLDS et al. (1983), utilizaram-se da porcentagem da CVMI; Mc INTYRE & ROBERTSON (1992), retificaram e normalizaram o sinal na base do tempo; BOUCHER et al. (1992) utilizaram-se da IEMG; e VAATAINEN et al. (1995), que normalizaram a contração isométrica pela CVM.

Entre os autores que encontraram diferenças na atividade elétrica dos músculos, MOLLER et al. (1986), analisaram exercícios isométricos máximos, SOUZA & GROSS (1991), serviram-se da IEMG e MONTEIRO-PEDRO et al. (1997), utilizaram o “rms” como forma de análise de seus dados.

Já VOIGHT & WEIDER (1991), encontraram diferenças no período de latência entre os músculos VMO e VL, assim como GUILLEARD et al. (1998) encontraram um início mais rápido do VMO quando da presença do “taping patelar”; enquanto KARST & WILLET (1995) e POWERS et al. (1996), não relatam diferença no tempo de início da atividade elétrica dos músculos VMO e VL; são exemplos de autores que estudaram a atividade dos músculos, condicionada ao tempo de ativação elétrica.

Esta falta de concordância, demonstra claramente a indefinição quanto a existência, ou não, de um padrão de atividade eletromiográfica desses músculos, e isso se deve a metodologia empregada para a coleta dos dados, tornando quase impossível, a tarefa de se encontrar um padrão da atividade elétrica muscular; além da escassez de trabalhos estudando especificamente a instabilidade fêmuro-patelar, que faz parte do grupo de patologias fêmuro-patelares, porém com uma semiologia clínica bastante específica.

Portanto, neste trabalho pretendemos investigar qual o comportamento eletromiográfico, dos músculos extensores da coxa, de indivíduos saudáveis, em situações que freqüentemente desencadeiam o aparecimento dos sinais e sintomas em indivíduos portadores de instabilidade

fêmuro-patelar, como o exercício senta/levanta, subir e descer do banco, realizados com velocidade lenta e rápida, compreendendo um total de 6 atividades funcionais.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho pretendeu estudar o comportamento eletromiográfico dos músculos VMO, VL e RF, através da análise do:

- ✓ padrão da atividade eletromiográfica, de indivíduos saudáveis, frente a atividades que desencadeiam os sinais e sintomas inerentes à indivíduos portadores de instabilidade fêmuro-patelar;
- ✓ tempo de início da ativação elétrica dos músculos, nas diferentes atividades realizadas pelos voluntários;
- ✓ período de latência da atividade elétrica, frente a um estímulo de percussão sobre o tendão patelar.

MATERIAIS E MÉTODO

4. MATERIAIS E MÉTODO

Para a realização do estudo sobre o padrão da atividade elétrica dos músculos VMO, VL e RF em indivíduos saudáveis utilizamos a seguinte metodologia, que será descrita abaixo; iniciando pelos voluntários, materiais e por fim pelos procedimentos utilizados nesta pesquisa.

4.1 VOLUNTÁRIOS

Participaram deste trabalho, realizado no Laboratório de Eletromiografia da FOP - UNICAMP, 10 voluntários saudáveis, independentemente da cor, sendo 5 homens e 5 mulheres, com idade média de 20,8 ($\pm 1,31$) anos (Tabela 01), após o projeto de pesquisa ser aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOP - UNICAMP (segundo a resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96).

Os voluntários realizaram 6 atividades funcionais: senta/levanta lento e rápido, subida no banco lento e rápido, e descida do banco lento e rápido, além do teste de reflexo tendinoso patelar, durante os quais foram obtidos dados da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral e reto femoral, da coxa direita.

Tabela 01: Dados antropométricos dos 10 voluntários analisados no trabalho.

Voluntários	Sexo	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)
S.B.S.	F	21	53	1,57
S.T.S.	F	20	60	1,65
R.A.L.	M	19	71	1,77
P.C.D.	M	19	63	1,73
A.L.F.S.	M	22	80	1,80
L.G.P.	F	20	61	1,65
G.M.	F	22	50	1,60
S.F.L.	F	21	81	1,78
A.N.	M	21	80	1,80
C.M.P.	M	23	80	1,75
Média±SD		20,8±1,31	67,9±12,0	1,71±0,08

4.2 MATERIAIS

O sistema de aquisição de sinais consistiu de pares de mini-eletrodos de superfície, monopolares, tipo BECKMAN, com diâmetro de 11 mm e superfície de detecção de 2 mm, utilizados para captação da atividade elétrica dos músculos (Figura 01).

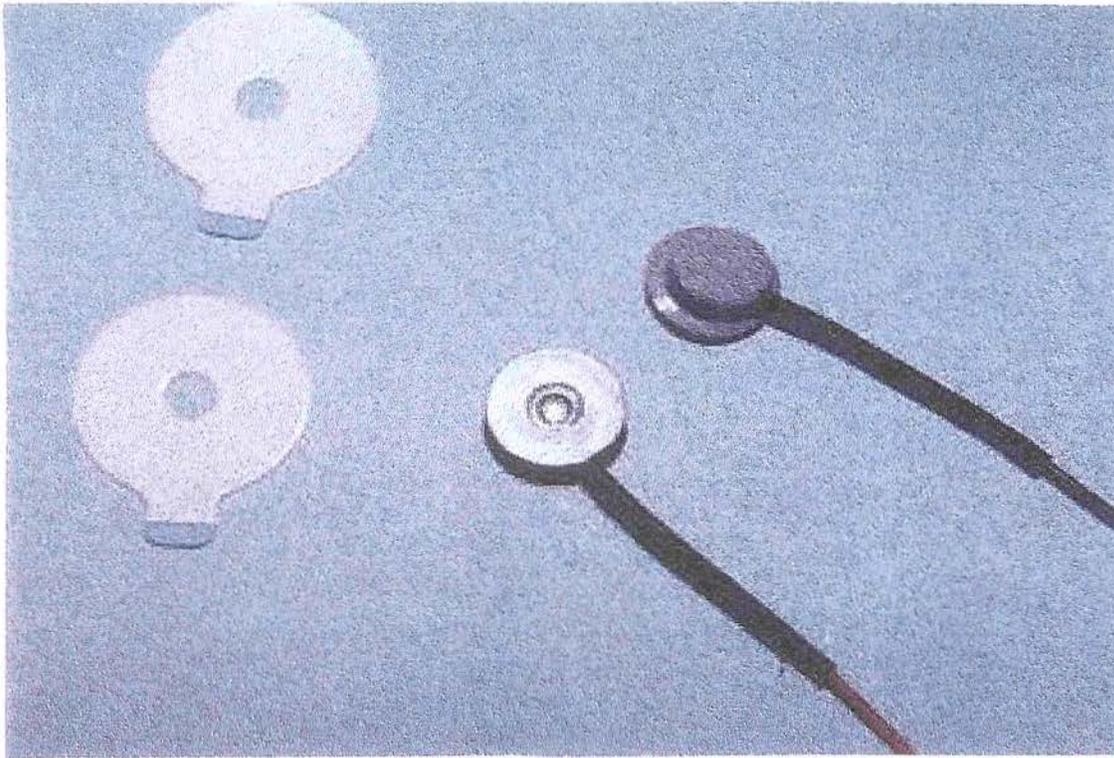


Figura 01. Mini-eletrodos de superfície monopolar do tipo Beckman para captação do sinal eletromiográfico.

Um martelo clínico de reflexo, adaptado com um cristal gerador de um efeito piezoelétrico, que emitia um sinal no momento exato da percussão do tendão patelar, foi utilizado para a realização do teste do reflexo tendinoso patelar (Figura 02).

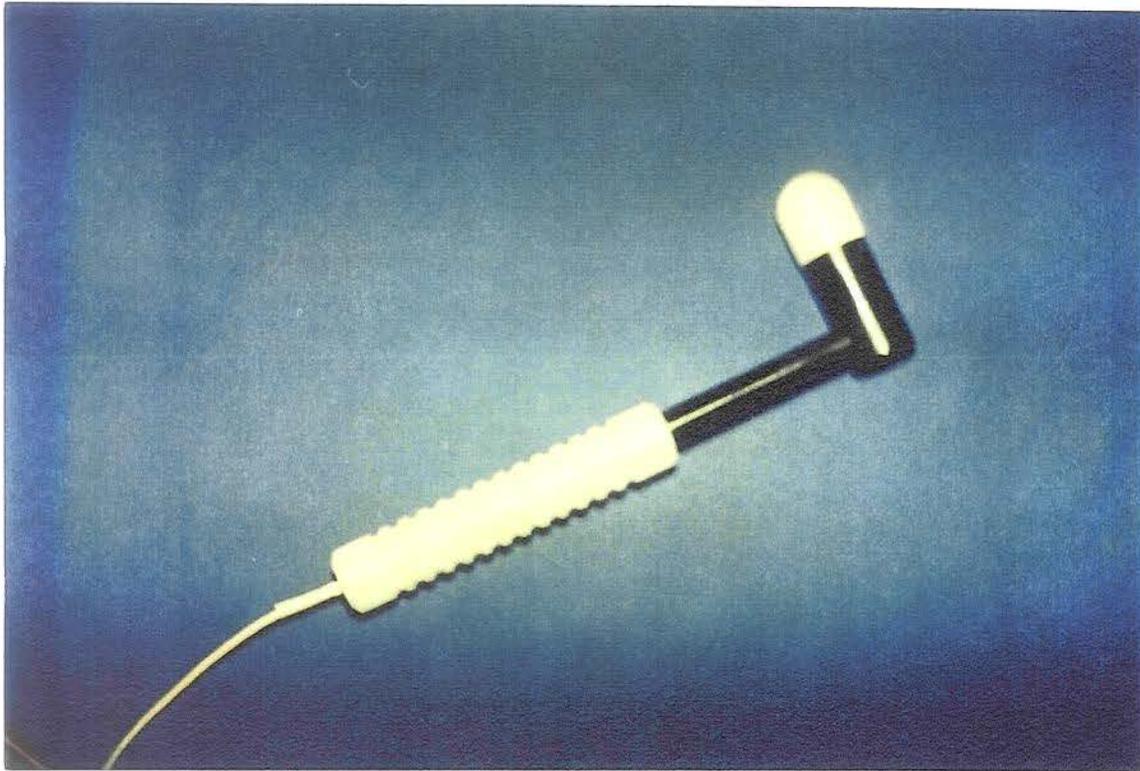


Figura 02. Martelo clínico de reflexo adaptado para conectar-se ao condicionador de sinais.

Utilizou-se também um eletrogoniômetro, constituído de duas hastes plásticas de 30 cm de comprimento e 0,5 cm de espessura, 3 cm de largura cada uma, interligadas por um potenciômetro linear de 10 K, cujo variação de tensão durante o movimento das hastes eram convertidos por calibração em graus de movimento, e foi utilizado para medir o movimento de flexo-extensão da articulação do joelho durante as atividades funcionais (Figura 03).

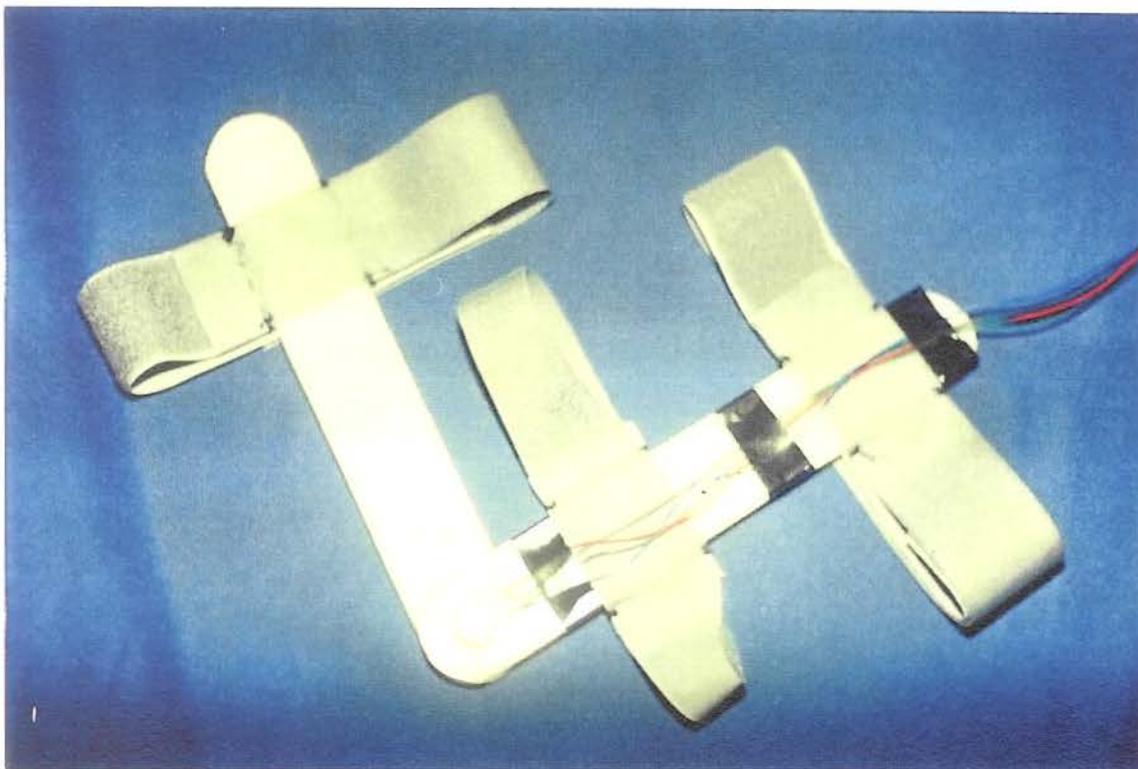


Figura 03. Eletrogoniômetro adaptado para conectar-se ao condicionador de sinais.

Esses 3 componentes do sistema de aquisição de sinais (eletrodo de superfície, martelo de reflexo e eletrogoniômetro) foram conectados à um módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 - V2, de 16 entradas analógicas, da empresa “Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.¹”, cujo dimensões são de 272 mm de largura por 190 mm de comprimento e do painel frontal de 302 mm de largura por 23 mm de altura.

No condicionador, os sinais analógicos eram filtrados com frequência de corte de 20 Hz - passa alta e 500 Hz - passa baixa, realizado através de filtro analógico (tipo Butterworth, de dois pólos), e acrescidos para um ganho final de 600 vezes (Figura 04).

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

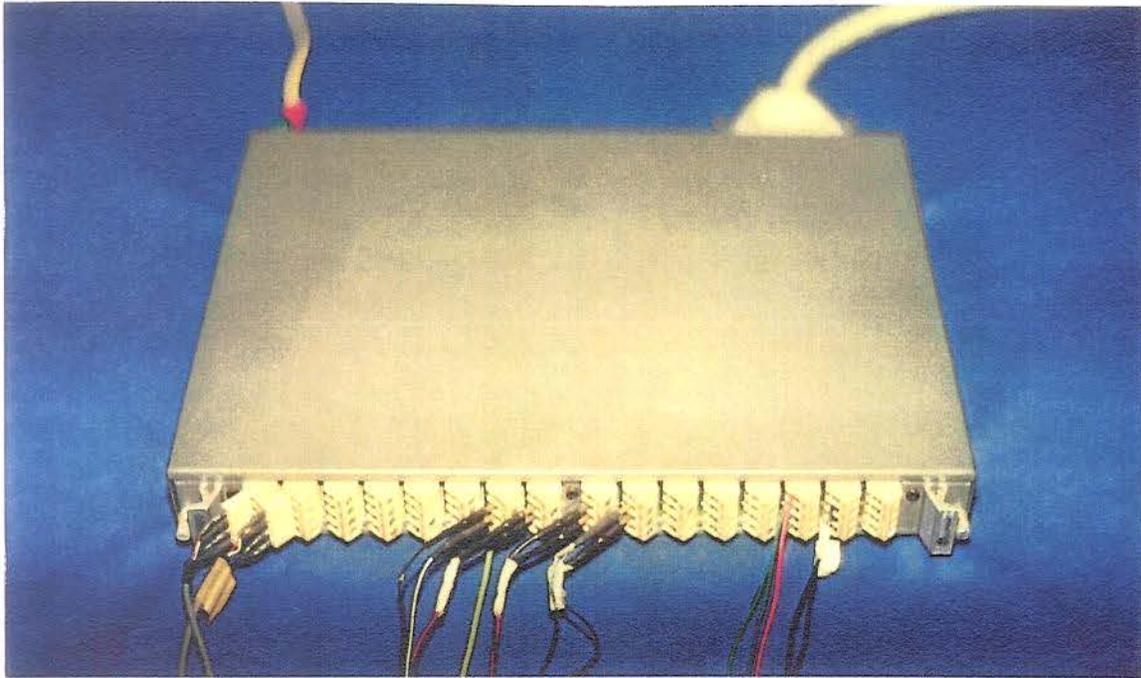


Figura 04. Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS 1000 – V2, da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.¹.

Uma vez adquirido o sinal, o mesmo era digitalizado através da placa analógico/digital (A/D), modelo CAD 12/36 utilizada como conversor A/D para leitura de sinais analógicos, de 12 bits de resolução, 16 entradas analógicas simples ou 8 diferenciais multiplexadas.

O programa de aquisição de sinais AQDADOS, versão 4, “Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.”, serviu como “software” integrador do sistema de medida dos sinais, em um computador Pentium 233MHz (Figura 05).

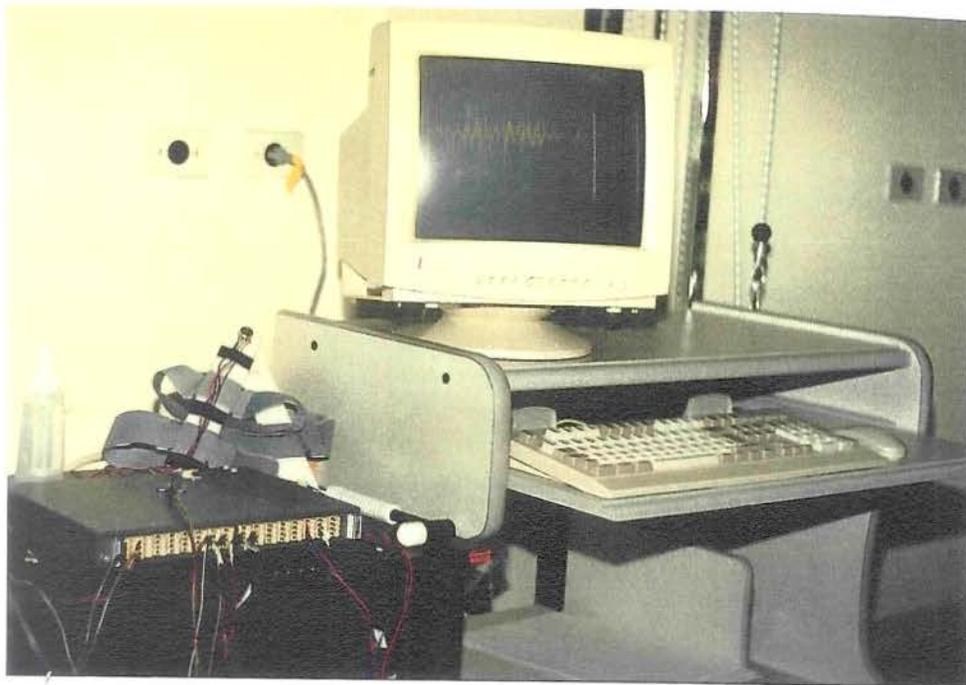


Figura 05. Condicionador de sinais conectado à um computador Pentium 233MHz, local de instalação do programa AQDADOS, versão 4.

4.3 PROCEDIMENTOS

Ao chegar no local do exame, os voluntários 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. As perguntas eram no sentido de entender se o voluntário sofre, ou sofreu, de alguma patologia osteo-mio-articular, de forma que, foram selecionados somente os voluntários que apresentaram 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).

Os voluntários eram informados que podiam retirar o seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem penalização alguma, antes mesmo de ler e assinar o termo de consentimento para participação em pesquisa clínica (ANEXO 2).

Findando a fase informativa (aplicação do questionário e termo de consentimento), foi dada ao voluntário uma orientação, sobre as 6 atividades funcionais a serem executados durante a coleta do dados, bem como do que se tratava o trabalho.

4.3.1 Protocolo de Coleta dos Dados:

4.3.1.1 Preparo da sala de experimento

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 ótimo 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, e do martelo de reflexo;
- Por fim, averiguava-se todos os materiais complementares à realização da coleta de dados, como o termômetro, fita adesiva, goniômetro, giletes para tricotomia, algodão, metrônomo e ficha de controle dos dados coletados (ANEXO 3).

4.3.1.2 Preparo do voluntário a ser testado

Os eletrodos de superfície, do tipo monopolar, eram colocados sobre o ponto motor dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF) da coxa direita (D) de todos voluntários, seguindo o sentido longitudinal das fibras. Foram 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 (Figura 06). Antes da fixação dos eletrodos era realizado uma tricotomia e limpeza da pele com álcool, visando uma diminuição da resistência cutânea.



Figura 06. Eletrodos fixados à pele do voluntário.

A técnica de localização do ponto motor empregada foi a mesma sugerida por DAINTY & NORMAN (1987), e que conforme relatado por ARAUJO, SÁ & AMADIO (1995), está sujeita a menos erros sistemáticos.

4.3.1.3 Coleta dos dados

Os registros eletromiográficos dos músculos da coxa direita (VMO, VL e RF), foram captados a partir do reflexo tendinoso patelar e durante 6 atividades funcionais (senta/levanta lento e rápido, subida no banco lento e rápido e descida do banco lento e rápido), que propiciam o aparecimento do quadro clínico da patologia femuro-patelar, mais especificamente da instabilidade femuro-patelar.

Reflexo Tendinoso Patelar (RTP): com o indivíduo na posição sentada, quadril e joelhos à 90° de flexão, era percutido sobre o tendão patelar com o martelo de reflexo. O sinal do martelo de reflexo era enviado sincronicamente com os sinais da atividade elétrica dos músculos (em resposta à percussão do tendão patelar) para o condicionador de sinais, permitindo assim a verificação do período de latência. Foram realizadas 10 percussões, para cada um dos voluntários da amostra (Figura 07).

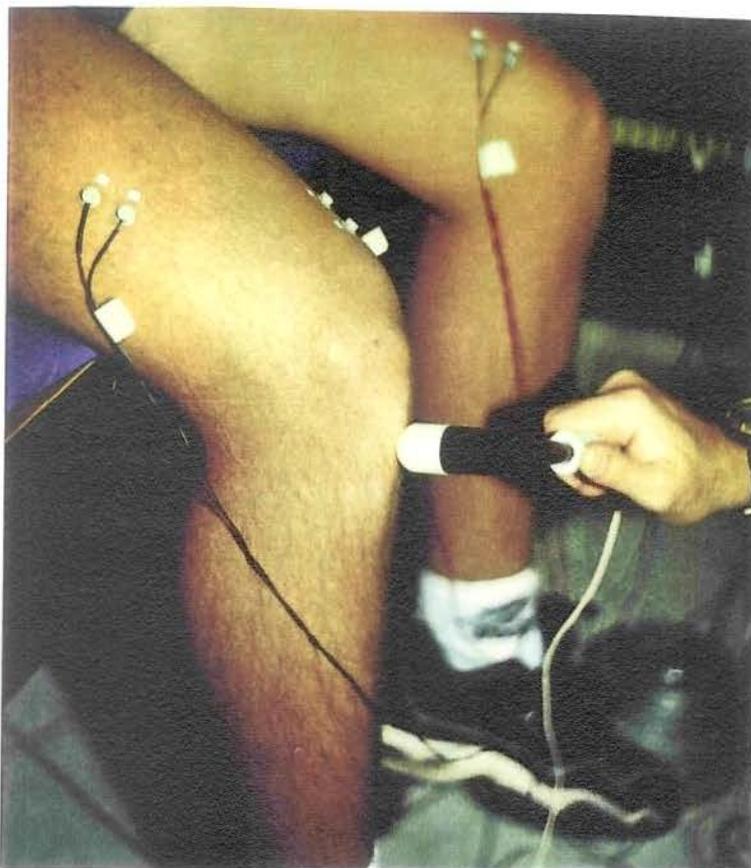


Figura 07. Demonstração de como era realizado o teste de reflexo tendinoso patelar.

Após a realização do registro elétrico do reflexo patelar, fixava-se ao voluntário o eletrogoniômetro, sobre o eixo articular de rotação da articulação do joelho D, cujo técnica permitiu o registro da variação angular contínua e automática (figura 08).

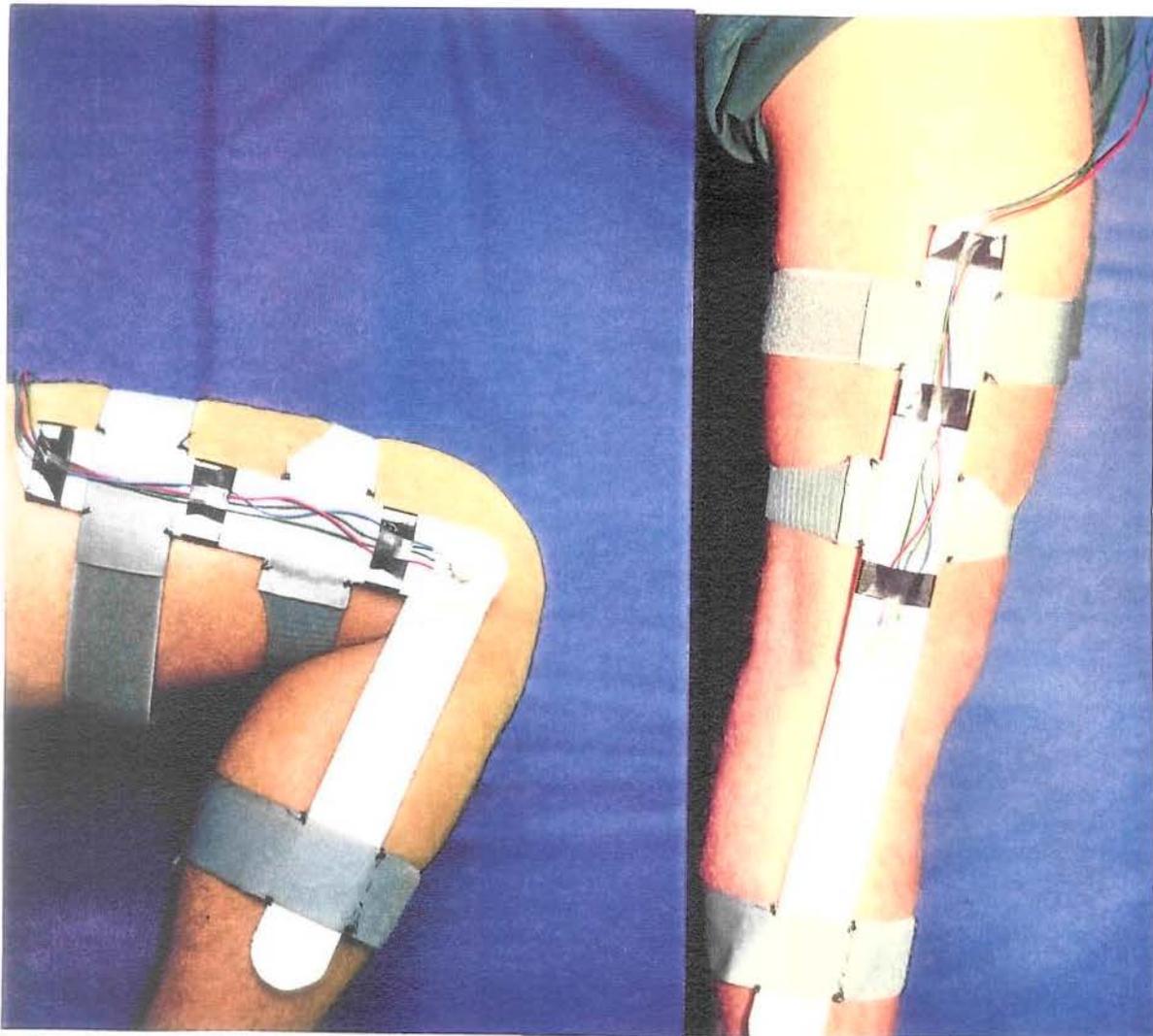


Figura 08. Eletrogoniômetro fixado ao voluntário.

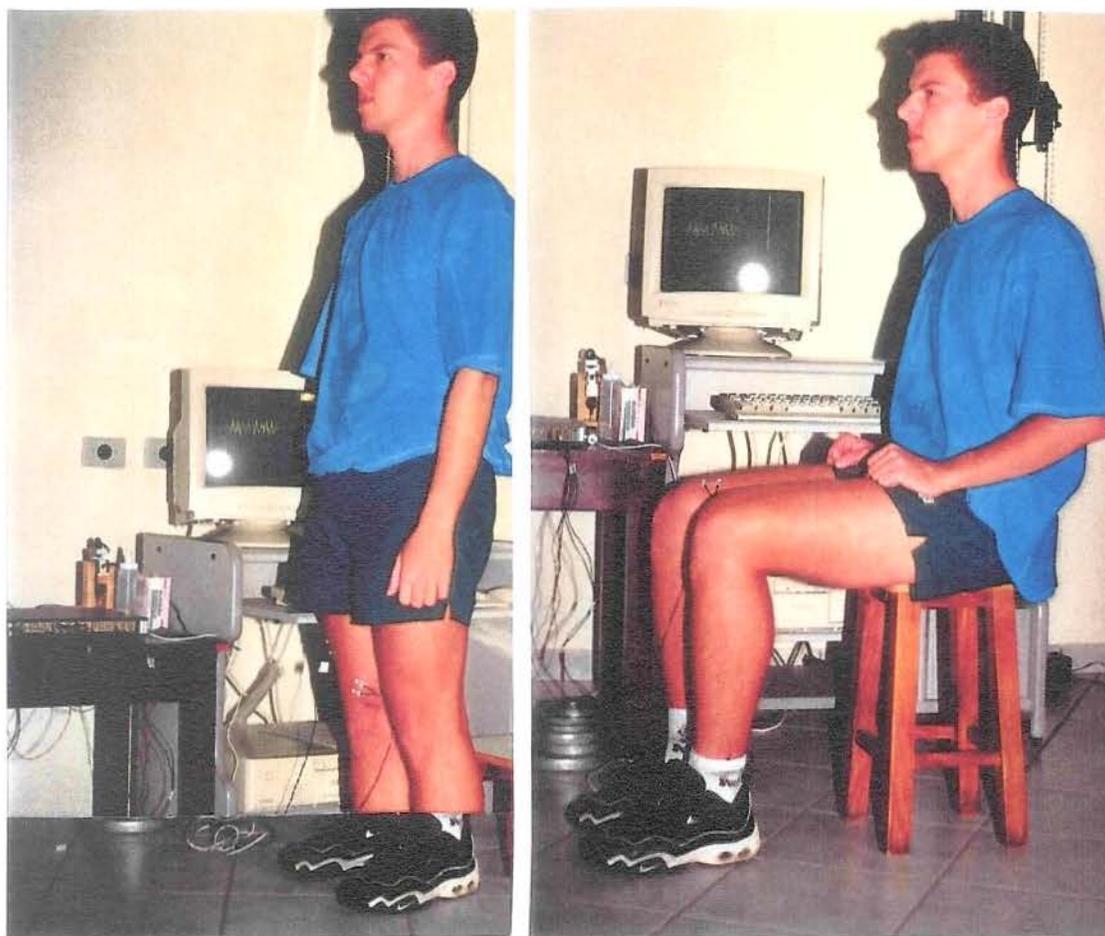
O sistema foi programado para expressar seus valores de variação da tensão elétrica em graus de movimento articular. O sistema apresentou uma linearidade de 99,4%, durante a calibração, feita por regressão.

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

Conectado o eletrogoniômetro na articulação do joelho D do voluntário, realizava-se o registro elétrico durante as 6 atividades funcionais, na ordem a seguir:

Senta/Levanta Lento (SLL): o indivíduo partia de uma posição ortostática, com suas mãos apoiadas, a fim de proporcionar maior equilíbrio, e realizava o movimento de flexo-extensão do joelho (0° à 90° de flexão e 90° à 0° de extensão) 10 vezes, seguindo um ritmo compassado lento, preestabelecido para todos os voluntários, por meio de um metrônomo da Wittner², com velocidade de 40 batimentos por minuto (largo);

Senta/Levanta Rápido (SLR): o indivíduo seguiu o mesmo procedimento de execução do AGL, porém, alterando-se apenas para um ritmo compassado rápido, preestabelecido do metrônomo, à velocidade de 100 batimentos por minuto (andante) (Figura 09);



Figuras 09. Posição inicial e final do voluntário, durante realização da atividade funcional Senta/Levanta.

² Wittner (metronom taktell piccolo) – série 830. R. Wittner GmbH & Co. P.O. Box 1464, D – 88308 Isny, Germany.

Subida no Banco Lento (SBL): o indivíduo partia da posição ortostática com a perna esquerda estendida, e a direita com a articulação do joelho D à 90° de flexão, postada sobre o banco ajustado para cada voluntário. O movimento era realizado subindo o banco lentamente até a extensão total da articulação do joelho D, em seguida voltava à posição inicial, seguindo um ritmo compassado lento, de 40 batimentos por minuto (largo), preestabelecido para todos os voluntários, por meio de um metrônomo;

Subida no Banco Rápido (SBR): o indivíduo seguiu o mesmo procedimento da SBL, porém, alterando-se a velocidade de execução para um movimento rápido, seguindo um ritmo compassado rápido, de 100 batimentos por minuto (andante) (Figura 10);

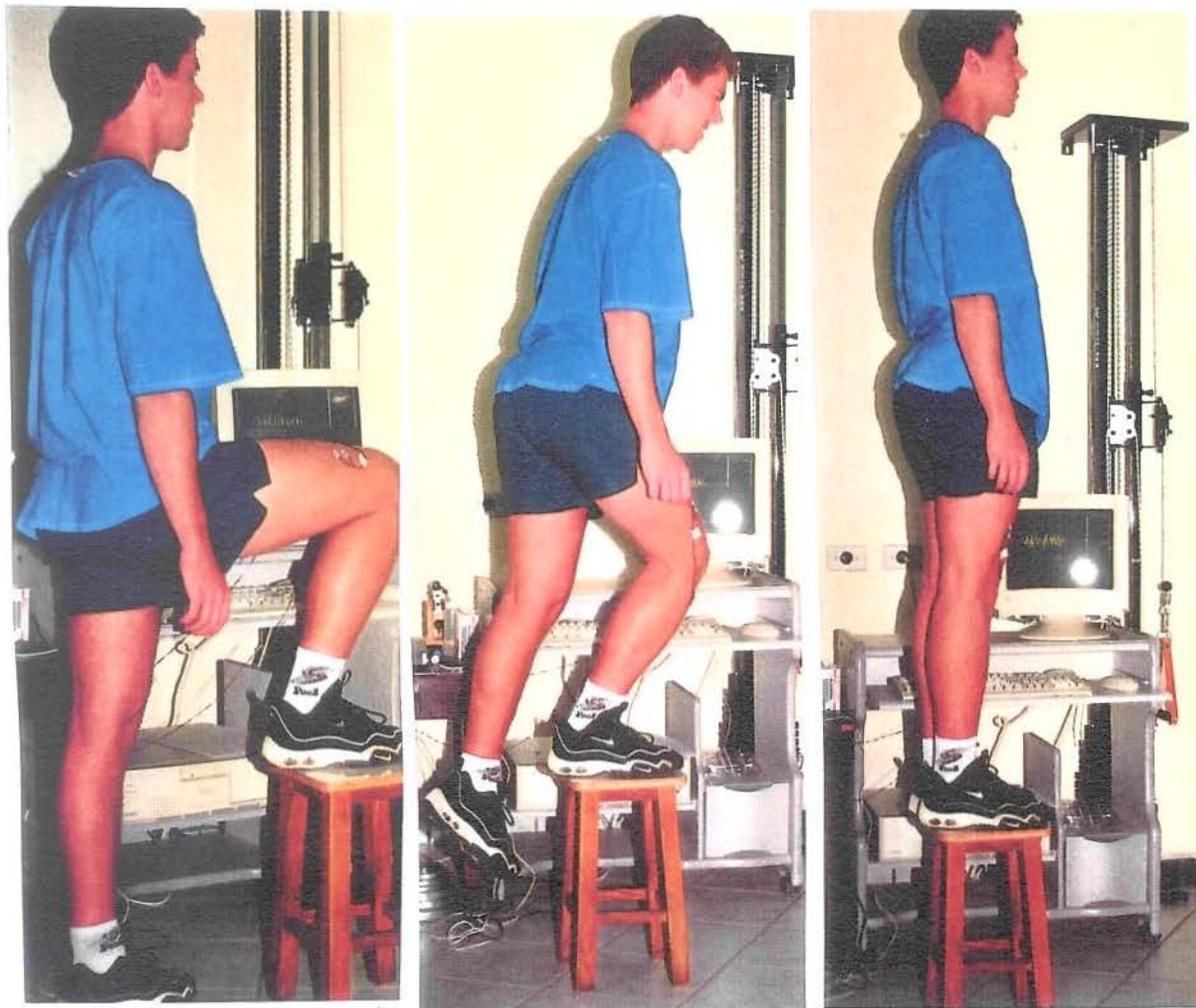


Figura 10. Posição inicial, intermediária e final do voluntário, durante realização da atividade funcional Subida no Banco.

Descida do Banco Lento (DBL): o indivíduo partia da posição ortostática sobre o banco. O movimento era realizado descendo do banco com o membro inferior esquerdo, e retornando à posição inicial logo em seguida, mantendo sempre o membro D sobre o banco, seguindo um ritmo compassado lento, de 40 batimentos por minuto (largo), preestabelecido para todos os voluntários, por meio de um metrônomo.

Descida do Banco Rápido (DBR): o mesmo procedimento da DBL foi seguido pelo voluntário, alterando-se novamente a velocidade de execução do movimento de lento para rápido, de 100 batimentos por minuto (andante), preestabelecido para todos os voluntários, por meio de um metrônomo (Figura 11).



Figura 11. Posição inicial, intermediária e final do voluntário, durante realização da atividade funcional Descida do Banco.

Entre cada uma das 6 atividades funcionais, foi utilizado um intervalo de repouso de 1 minuto e 30 segundos, para evitar a fadiga muscular em cada voluntário analisado neste estudo.

4.3.2 Tratamento dos Dados:

Na análise dos dados foram considerados o período de latência (obtido através do teste do reflexo tendinoso patelar), o tempo de ativação elétrica e o padrão de atividade elétrica (obtidos da atividade eletromiográfica captada durante as 6 diferentes atividades funcionais), dos músculos VMO, VL, e RF.

Para a medida do período de latência, foi considerado o tempo (em milissegundos - ms.) entre o pico do sinal emitido pelo martelo de reflexo e o pico do potencial de ação gerado pelos músculos VMO, VL e RF. Considerando que 10 repetições (do teste de reflexo tendinoso patelar) foram realizadas, a média dessas repetições foram consideradas representativas de cada voluntário. A figura 12 mostra um exemplo do registro do período de latência.

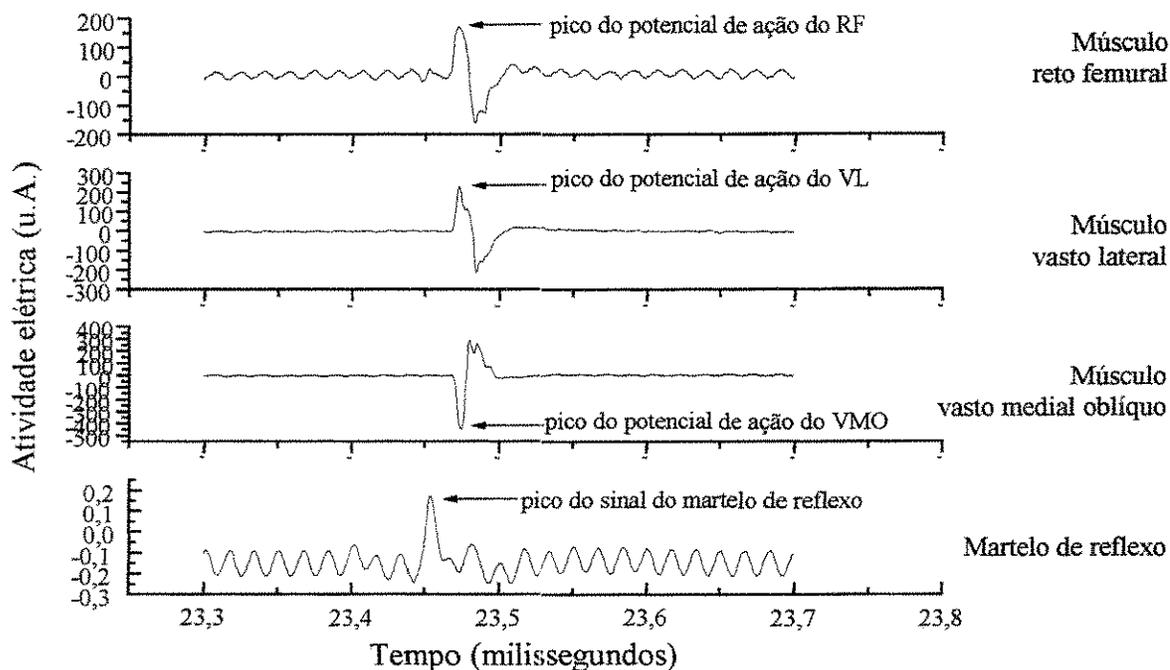


Figura 12. Exemplo do registro de um período de latência, que corresponde ao tempo entre o pico do sinal do martelo de reflexo e o pico do potencial de ação dos músculos.

Para a medida do tempo de início da ativação elétrica foi considerado o tempo (em milissegundos) entre o início do movimento indicado pelo eletrogoniômetro e o início do sinal eletromiográfico gerado pelos músculos VMO, VL e RF (figura 13). O início da atividade elétrica muscular, foi considerado quando o valor da amplitude do sinal ($\mu\text{A.}$) ultrapassava o dobro do valor da atividade elétrica de repouso. Considerando que 10 repetições (de cada uma das 6 atividades funcionais) foram realizadas, a média dessas repetições foram consideradas representativas de cada voluntário.

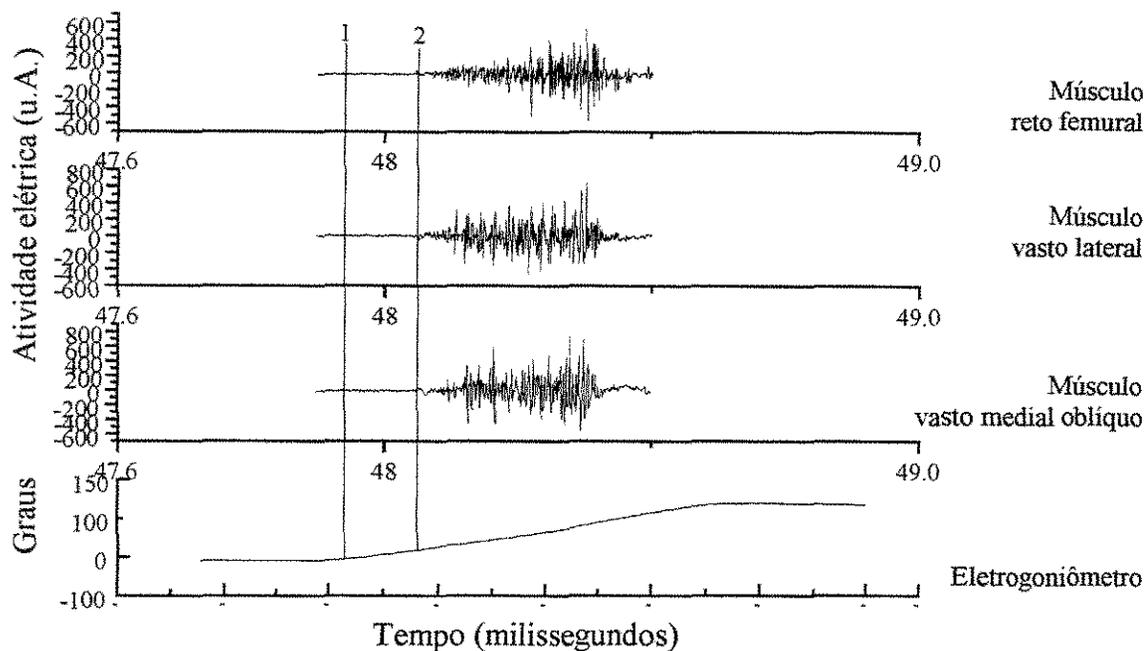


Figura 13. Exemplo da medida do tempo de início de ativação elétrica muscular, em milissegundos (ms.). 1 - início do movimento, 2 - início da atividade elétrica.

Os valores médios do período de latência e do tempo de início de ativação elétrica muscular, 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.

Para a análise do padrão de atividade elétrica dos músculos VMO, VL e RF durante as 6 diferentes atividades funcionais, todos os traçados eletromiográficos foram tratados para posterior comparação e análise, conforme preconizado por WINTER (1990), e cujo processamento consistiu nas 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 (passa-baixa) 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%). Esta sequência de processamento pode ser observado na Figura 14.

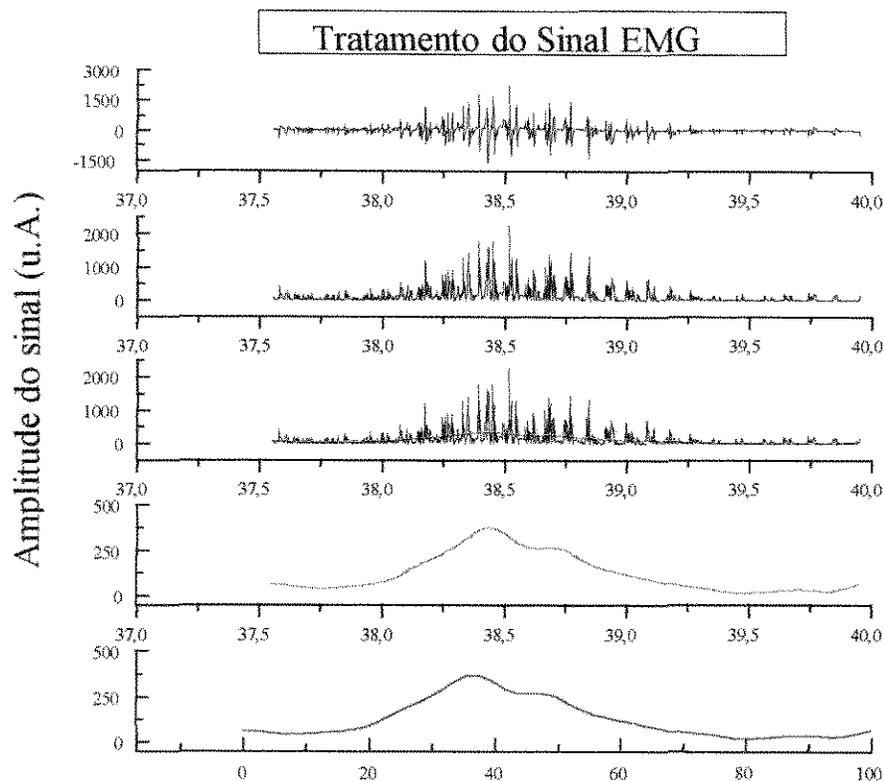


Figura 14. Exemplo da sequência do tratamento do sinal: (de cima para baixo) 1 - sinal eletromiográfico “bruto”; 2 - retificação total do sinal; 3 - envoltório linear sobre o sinal retificado; 4 - envoltório linear; e 5 - envoltório linear normalizado na base do tempo.

Após o tratamento do sinal, como observado na Figura 14, um traçado médio das 10 repetições 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 qualitativa comparativa, entre os músculos VMO, VL e RF.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Na apresentação dos resultados sobre a análise do comportamento eletromiográfico dos músculos VMO, VL e RF, foram considerados em primeiro lugar o aspecto quantitativo do sinal EMG, cuja análise estatística considerou os valores médios absolutos obtidos do período de latência e do tempo de início da ativação elétrica dos músculos; e em segundo lugar o aspecto qualitativo do sinal através da análise comparativa entre os músculos, utilizando a análise descritiva do comportamento dos traçados representativos da ativação elétrica de cada músculo, durante o tempo decorrido na execução de cada uma das 6 atividades funcionais propostas no estudo.

Dados Quantitativos:

Os dados sobre o período de latência, da atividade elétrica, frente à percussão sobre o tendão patelar, podem ser visualizados na tabela 02

Tabela 02. Média (X) e desvio padrão (SD), do período de latência do reflexo, das 10 repetições dos 10 voluntários e da respectiva média total destes, em milissegundos (ms.), dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF).

PERÍODO DE LATÊNCIA	VMO		VL		RF	
	X	SD	X	SD	X	SD
VOLUNTÁRIO 1	0,17625	0,01685	0,14167	0,01329	0,16333	0,02875
VOLUNTÁRIO 2	0,11547	0,03578	0,12667	0,02658	0,12833	0,01722
VOLUNTÁRIO 3	0,16	0,01	0,15	0,00707	0,185649	0,04658
VOLUNTÁRIO 4	0,20833	0,00753	0,18667	0,01033	0,189	0,01506
VOLUNTÁRIO 5	0,1874	0,024	0,19568	0,0255	0,21546	0,0208
VOLUNTÁRIO 6	0,165846	0,03786	0,18	0,03464	0,23564	0,02828
VOLUNTÁRIO 7	0,15643	0,00707	0,165	0,00707	0,18954	0,00707
VOLUNTÁRIO 8	0,1235	0,02881	0,156	0,02302	0,1423	0,01581
VOLUNTÁRIO 9	0,18	0,02345	0,2075	0,02986	0,185	0,01225
VOLUNTÁRIO 10	0,18546	0,03421	0,208	0,03114	0,214	0,02191
Média 10 voluntários	0,165869	0,02485	0,171719	0,02855	0,184825	0,02784

Observando a tabela 02, nota-se pela média dos 10 voluntários que o primeiro músculo a responder ao estímulo foi o músculo vasto medial oblíquo (0,165869 ms.), seguido dos músculos vasto lateral (0,171719 ms.) e reto femural (0,184825 ms.), respectivamente.

O resultado da análise de variância (ANOVA) aplicada aos valores contidos na tabela 02 pode ser observado na tabela 03.

Tabela 03. Análise de variância à 5% de probabilidade, nos dados obtidos do período de latência do reflexo tendinoso patelar.

ANOVA						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Voluntários	0,019524	9	0,002169	7,92625	0,00011	2,456282
Músculos	0,001884	2	0,000942	3,442729	0,054193	3,554561
Erro	0,004926	18	0,000274			
Total	0,026334	29				

Observando a tabela 03, temos que $P > 0,05$ (ou que F calculado $<$ F tabelado), então, aceitamos a hipótese de nulidade, ou seja, a média do período de latência do reflexo tendinoso patelar, dos 3 músculos estudados, não mostrou diferença estatisticamente significativa.

Um dado importante a ser considerado se refere à correlação entre o período de latência muscular e a altura dos voluntários, podendo ser visualizada na figura 15.

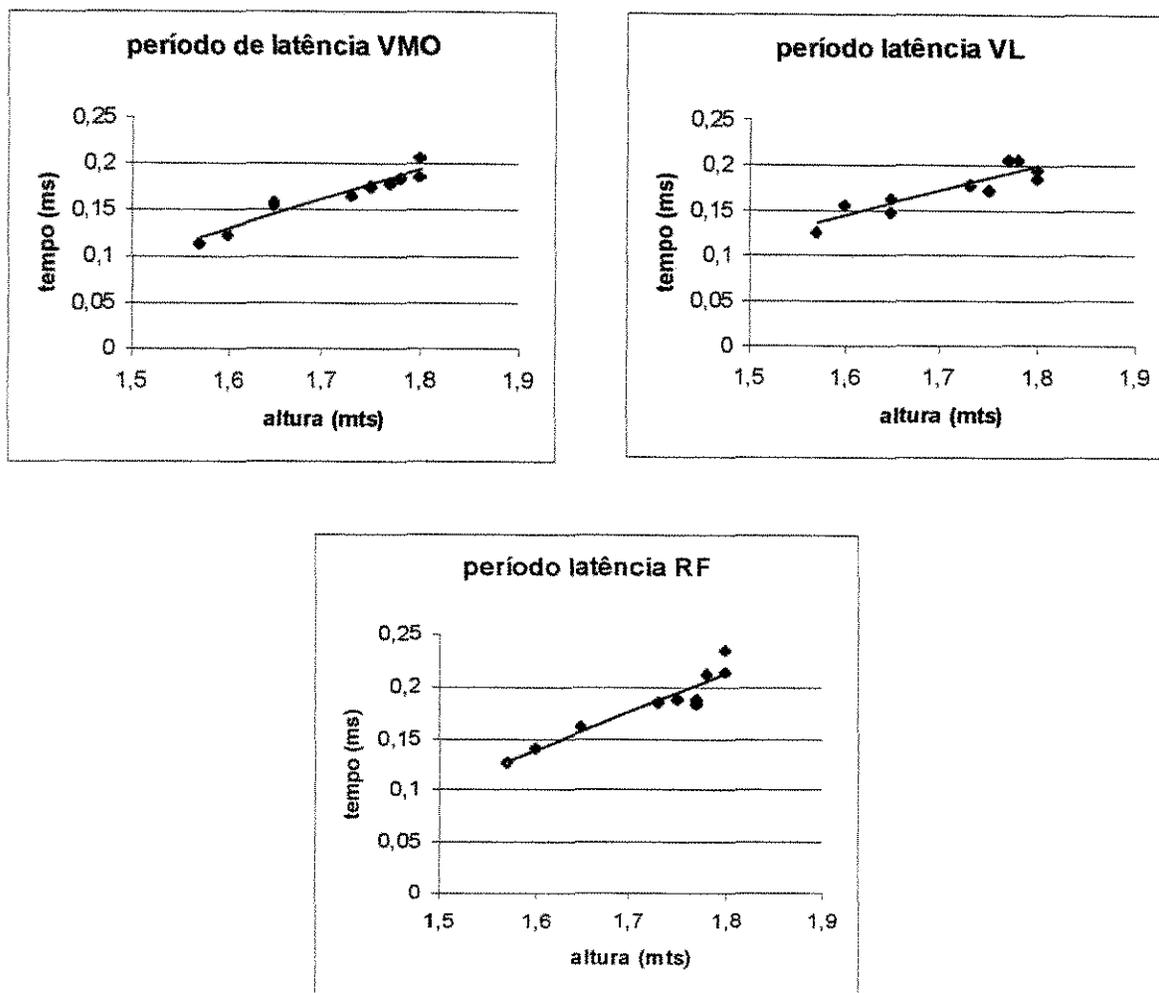


Figura 15. Mostrando a correlação linear simples entre período de latência muscular e a altura dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), dos 10 voluntários da amostra, com sua respectiva linha de tendência.

Analisando a figura 15, nota-se uma correlação linear simples positiva e forte, onde o aumento do período de latência do reflexo tendinoso patelar, acompanha o aumento da altura (mts.) do voluntário, em todos os 3 músculos analisados, representado através da linha de tendência.

Os dados sobre o tempo de início da atividade elétrica muscular, nas 6 atividades funcionais podem ser visualizados na tabela 04.

Tabela 04. Valores médios (X) e desvio padrão (SD) do tempo de início da atividade elétrica muscular (em milissegundos), dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), nas atividades de senta/levanta lento (SLL) e rápido (SLR), subida no banco lenta (SBL) e rápida (SBR), descida do banco lento (DBL) e rápido (DBR), dos 10 voluntários da amostra.

Atividades Funcionais	VMO		VL		RF	
	X	SD	X	SD	X	SD
SLL	294,866	54,06837	259,668	27,9359	367,898	49,58238
SLR	158,557	31,65023	148,814	29,74769	193,846	22,41923
SBL	-203,131	103,1364	-187,4	95,87442	-261,086	119,4255
SBR	-111,577	33,99502	-91,61	21,63669	-165,745	63,2607
DBL	190,976	36,91947	165,682	30,66167	236,526	48,21693
DBR	144,158	23,68996	132,297	20,87972	178,586	30,06682

Observando a tabela 04, nota-se que pela média dos 10 voluntários da amostra, o músculo RF apresenta um tempo de início da atividade elétrica mais lento, quando comparado aos músculos VMO e VL, sendo na ordem decrescente de ativação, ou seja o VL ativa-se mais prontamente que o VMO e o RF, respectivamente; exceção feita aos exercícios de subida no banco lenta e rápida, onde ocorre exatamente o inverso, sendo o RF o primeiro a ativar-se, seguido do VMO e VL, respectivamente.

O resultado da ANOVA aplicada aos valores da média das 10 repetições feita pelos 10 voluntários, podem ser observado na tabela 05.

Tabela 05. Análise de variância à 5% de probabilidade, no dados obtidos do tempo de início da ativação elétrica muscular, dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), nas atividades de senta/levanta lento (SLL) e rápido (SLR), subida no banco lenta (SBL) e rápida (SBR), descida do banco lento (DBL) e rápido (DBR).
 (*) = diferença significativa

Atividades	F	Valor - P	F crítico
SLL	24,17132	7,97E-06 *	3,554561
SLR	28,85267	2,43E-06 *	3,554561
SBL	17,48196	6,05E-05 *	3,554561
SBR	22,50025	1,27E-05 *	3,554561
DBL	23,75276	8,93E-06 *	3,554561
DBR	41,48028	1,82E-07 *	3,554561

Observando a tabela 05, temos que $P < 0,05$ ou que F calculado $>$ F tabelado, então, rejeitamos a hipótese de nulidade, ou seja, a média do tempo de início da atividade elétrica dos 3 músculos estudados mostra diferença estatisticamente significativa em todas as atividades realizadas. Para sabermos em qual dos 3 músculos estudados encontrava-se a diferença estatisticamente significativa, aplicou-se o teste de comparações múltiplas de Tukey, a 5% de probabilidade (Apêndice), e cujo resultado pode ser observado na tabela 06.

Tabela 06. Médias, do tempo de início da atividade elétrica muscular, em milissegundos (ms.), dos 10 voluntários, durante as atividades de senta/levanta lento (SLL) e rápido (SLR), subida no banco lenta (SBL) e rápida (SBR), descida do banco lento (DBL) e rápido (DBR), dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF). Médias seguidas de letras distintas, na vertical, diferem entre si pelo teste de Tukey ($P < 0,05$).

Músc.	Ativ.	SLL	SLR	SBL	SBR	DBL	DBR
VMO		294,866 B	158,557 B	-203,131 B	-111,577 B	190,976 B	144,158 B
VL		259,668 B	148,814 B	-187,40 B	-91,610 B	165,682 B	132,297 B
RF		367,898 A	193,846 A	-261,086 A	-165,745 A	236,526 A	178,586 A

Observando os resultados do teste de Tukey (tabela 06), podemos observar que a diferença significativa ocorre entre o músculo RF (A) e os outros dois músculos (B); ou seja, entre os músculos VMO e VL, o tempo de início da ativação elétrica não é significativamente diferente, enquanto que entre esses dois músculos e o RF existe diferença significativa, de forma que o RF é ativado mais tardiamente do que o VMO e o VL.

Portanto, de acordo com a análise quantitativa, nota-se que tanto para o período de latência como para o início do tempo de ativação elétrica muscular, os músculos VMO e VL, apresentam um comportamento semelhante durante as atividades propostas; já o músculo RF apresentou o início da ativação elétrica diferente do VMO e VL.

Dados Qualitativos:

Para a análise descritiva do comportamento elétrico dos músculos VMO, VL e RF foi considerado o traçado médio representativo ($n = 10$) de cada uma das 6 atividades funcionais: SLL, SLR, SBL, SBR, DBL e DBR, e que podem ser visualizados nas figuras 16, 17, 18, 19, 20 e 21.

Observando a figura 16, durante a atividade senta/levanta de forma lenta, pode-se notar que no início do movimento de 0% à 10% do tempo de execução do movimento, o eletrogoniômetro mostra uma pequena variação na angulação articular (de 0° à 6°) sendo o momento de preparo para a execução do senta/levanta (a partir da posição ortostática) momento que quase nenhuma atividade elétrica dos músculos pode ser observada. Em seguida o arco de movimento aumenta até próximo de 90° correspondendo à flexão do joelho, sendo acompanhado pelo aumento na atividade elétrica dos músculos. O pico da atividade elétrica nos 3 músculos ocorre ao mesmo

tempo e na mesma angulação registrada pelo eletrogoniômetro (26% do tempo de execução do movimento à 84 graus); porém contrastando com o pequeno aumento do sinal registrado pelo eletrogoniômetro (de 90° à 99°), a atividade elétrica dos músculos diminui até seu valor mínimo a aproximadamente 38% do tempo de execução do movimento, que corresponde à acomodação do voluntário que senta-se sobre o banco (figura 09). A seguir, o registro do eletrogoniômetro mantém o valor máximo (99°) e a atividade elétrica dos músculos seu valor mínimo igual ao início do movimento, momento em que o voluntário permanece sentado no banco e que corresponde ao período de 38% a 60% do tempo de execução do movimento. Então ocorre o movimento inverso, ou seja, o voluntário da posição sentada segue para a posição ortostática a partir de 60% do tempo do movimento. Nota-se a ativação elétrica muscular antes mesmo da alteração no registro do eletrogoniômetro. O segundo pico da atividade elétrica dos 3 músculos também ocorre ao mesmo tempo e na mesma angulação (68% do tempo de execução do movimento à 95 graus); e novamente decrescem, agora juntamente com a extensão da articulação do joelho (90° para 0°), registrada pelo eletrogoniômetro, até atingir novamente a posição inicial. Portanto, observa-se um comportamento comum de ativação elétrica dos músculos (VMO, VL e RF) durante esta atividade funcional (SLL).

Ao analisar a mesma atividade de SL, só que realizada de forma rápida (figura 17), podemos observar o mesmo padrão de comportamento elétrico dos 3 músculos, como observado na atividade de SLL. Porém como o movimento de senta/levanta é realizado de forma rápida, o eletrogoniômetro registra a atividade com uma inclinação mais acentuada tanto na subida como na descida do traçado; e embora a atividade elétrica dos 3 músculos ocorra ao mesmo tempo e na mesma angulação de ativação tanto no movimento de sentar como no de levantar (à 25% e a 72% do tempo de execução do

movimento, à 76° e a 95°, respectivamente), observa-se que a amplitude é menor durante o movimento de sentar (primeiro pico de ativação elétrica) do que durante o de levantar.

SENTA / LEVANTA LENTO

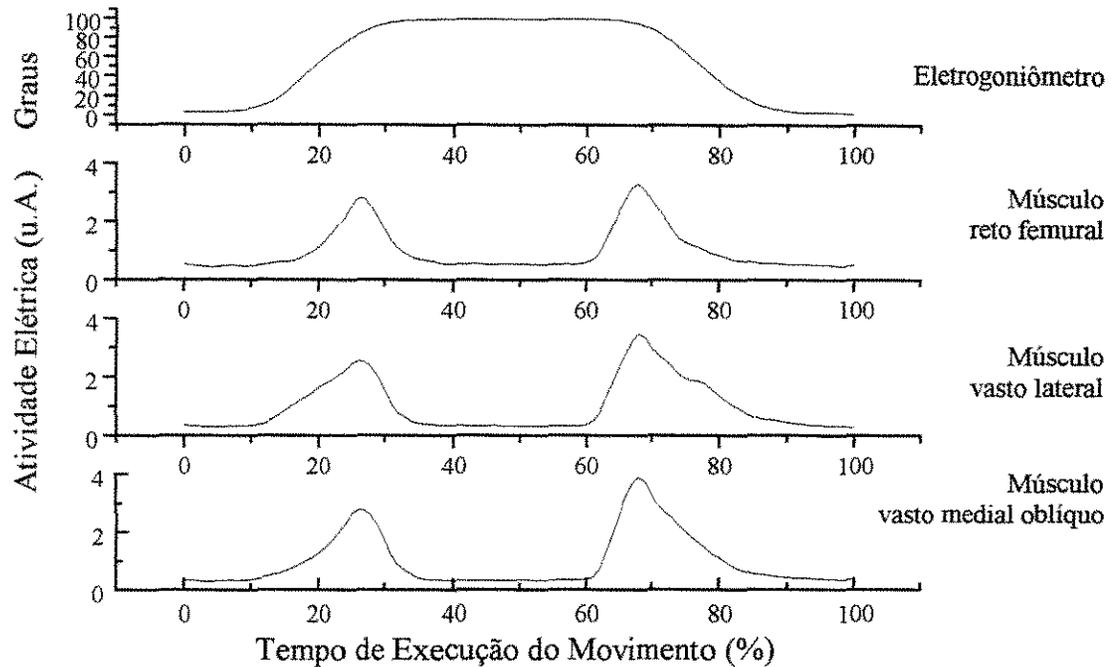


Figura 16. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Senta/Levanta Lento, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.

SENTA / LEVANTA RÁPIDO

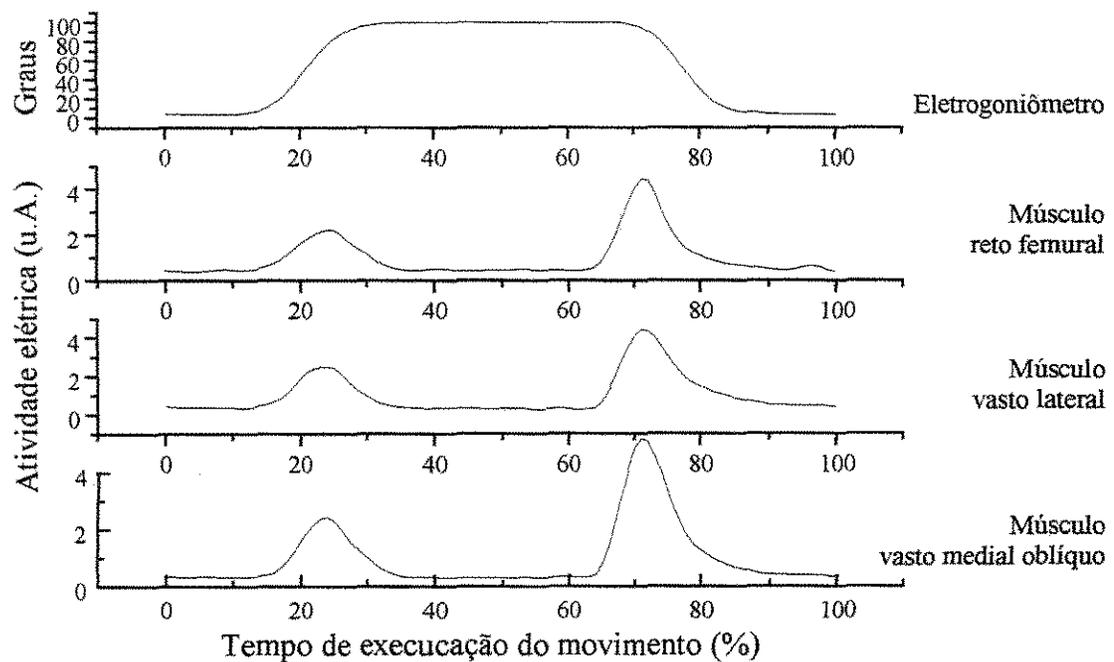


Figura 17. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Senta/Levanta Rápido, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.

Já na figura 18, durante a atividade de descida lenta do banco, nota-se que no início do movimento de 0% à 22% do tempo de execução do movimento, o eletrogoniômetro mostra uma pequena variação na angulação articular (de 0° à 2°) sendo o momento de preparo para a execução da descida do banco lento (a partir da posição ortostática) momento que quase nenhuma atividade elétrica dos músculos pode ser observada. Logo em seguida o arco de movimento aumenta até próximo de 80°, correspondendo à flexão do joelho, sendo acompanhado pelo aumento na atividade elétrica dos músculos. O pico da atividade elétrica nos 3 músculos ocorre ao mesmo tempo e na mesma angulação registrada pelo eletrogoniômetro (54% do tempo de execução do movimento à 78,4 graus); porém contrastando com um pequeno aumento do sinal registrado pelo eletrogoniômetro (de 78° à 125°), a atividade elétrica dos músculos diminui até aproximadamente 93% do tempo de execução do movimento, que corresponde à acomodação do voluntário devido ao auxílio da perna contra-lateral que toca o solo (figura 11). A seguir, o registro do eletrogoniômetro mantém o valor máximo (125°) e a atividade elétrica dos músculos seu valor mínimo igual ao início do movimento, momento em que o voluntário permanece na posição ortostática no solo. Portanto, observa-se um comportamento comum de ativação elétrica dos músculos (VMO, VL e RF) durante esta atividade funcional (DBL).

Ao analisar a atividade de DBR (figura 19), podemos observar o mesmo padrão de comportamento elétrico dos 3 músculos observado na atividade de DBL; porém como o movimento de descida do banco é realizado de forma rápida, o eletrogoniômetro registra a atividade com uma inclinação mais acentuada na subida do traçado. Além disso, o pico da atividade elétrica dos 3 músculos ocorrer ao mesmo tempo e na mesma angulação de ativação no movimento de descer (54% do tempo de execução do movimento, à 78,4°).

DESCIDA DO BANCO LENTO

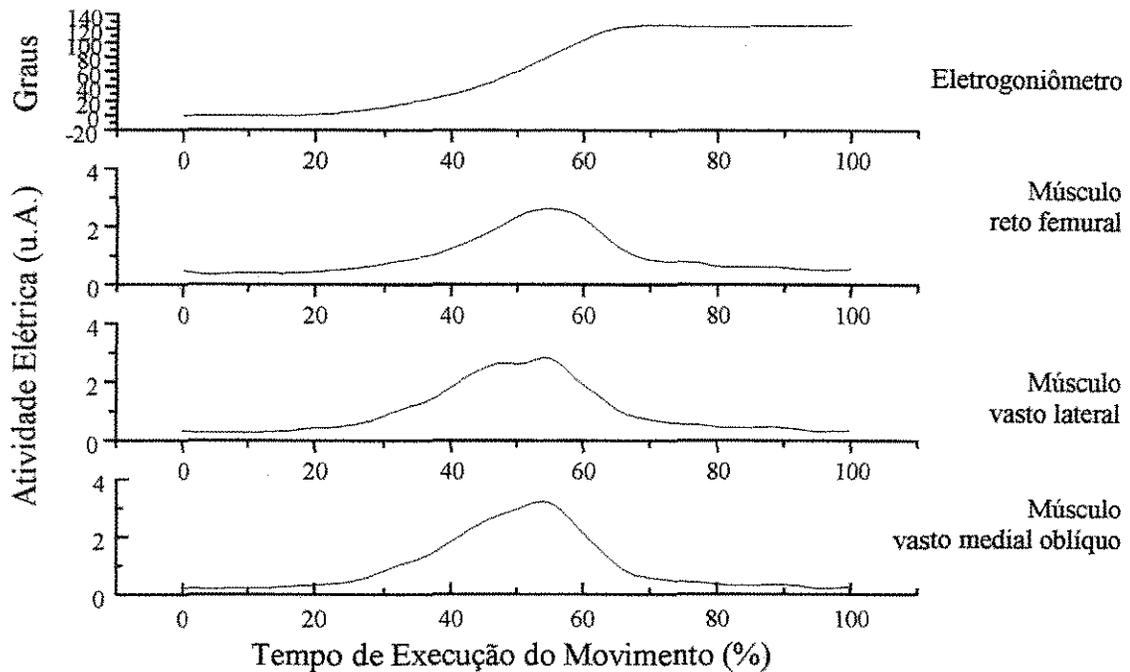


Figura 18. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF), durante a atividade Descida do Banco Lento, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.

DESCIDA DO BANCO RÁPIDO

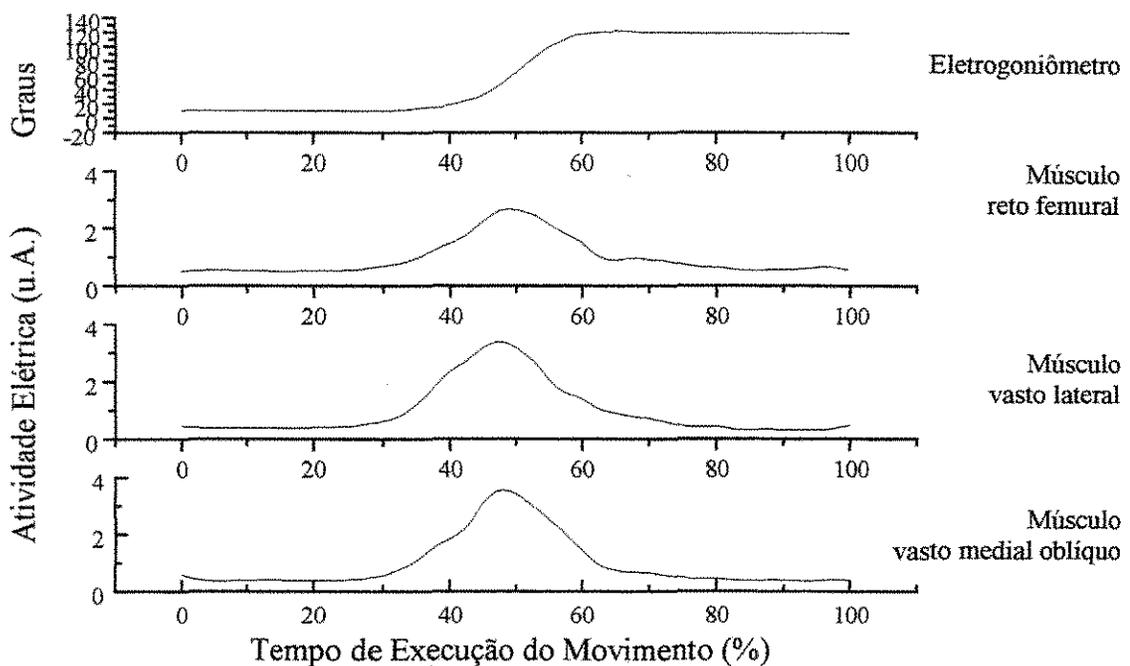


Figura 19. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF), durante a atividade Descida do Banco Rápido, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.

Durante a atividade de SBL (figura 20) pode-se notar que no início da atividade de 0% à 26% do tempo de execução do movimento, o eletrogoniômetro não mostra nenhuma variação na angulação articular (mantendo-se a 104°), sendo o momento de preparo para a execução da subida do banco lento (a partir da posição ortostática com a perna a ser analisada fletida sobre o banco); momento este que quase nenhuma atividade elétrica dos músculos pode ser observada. Embora nenhuma mudança ocorra na angulação da articulação entre 20% e 32% do tempo de execução do movimento, observa-se uma pré-ativação elétrica dos 3 músculos. A seguir o arco de movimento diminui até próximo de 90° correspondendo à extensão do joelho, sendo acompanhado pelo aumento na atividade elétrica dos músculos. O pico da atividade elétrica nos 3 músculos ocorre ao mesmo tempo e na mesma angulação registrada pelo eletrogoniômetro (41% do tempo de execução do movimento à 89,8 graus). Com a diminuição do sinal registrado pelo eletrogoniômetro (de 89° à 9°), a atividade elétrica dos músculos também diminui até aproximadamente 93% do tempo de execução do movimento, que corresponde à acomodação do voluntário ficando na posição ortostática sobre o banco (figura 10). A seguir, o registro do eletrogoniômetro mantém o valor mínimo (9°) assim como a atividade elétrica dos músculos como no início do movimento, momento em que o voluntário permanece na posição ortostática sobre o banco. Portanto, observa-se um comportamento comum de ativação elétrica dos músculos (VMO, VL e RF) durante esta atividade funcional (SBL).

Ao analisar a atividade de SBR (figura 21), podemos observar o mesmo padrão de comportamento elétrico dos 3 músculos observado na atividade de SBL; porém como o movimento de descida do banco é realizado de forma rápida, o eletrogoniômetro registra a atividade com uma inclinação mais acentuada na subida do traçado. Além disso, o pico da atividade elétrica

dos 3 músculos ocorre ao mesmo tempo e na mesma angulação de ativação no movimento de subir (42% do tempo de execução do movimento, à 94,5°).

SUBIDA DO BANCO LENTO

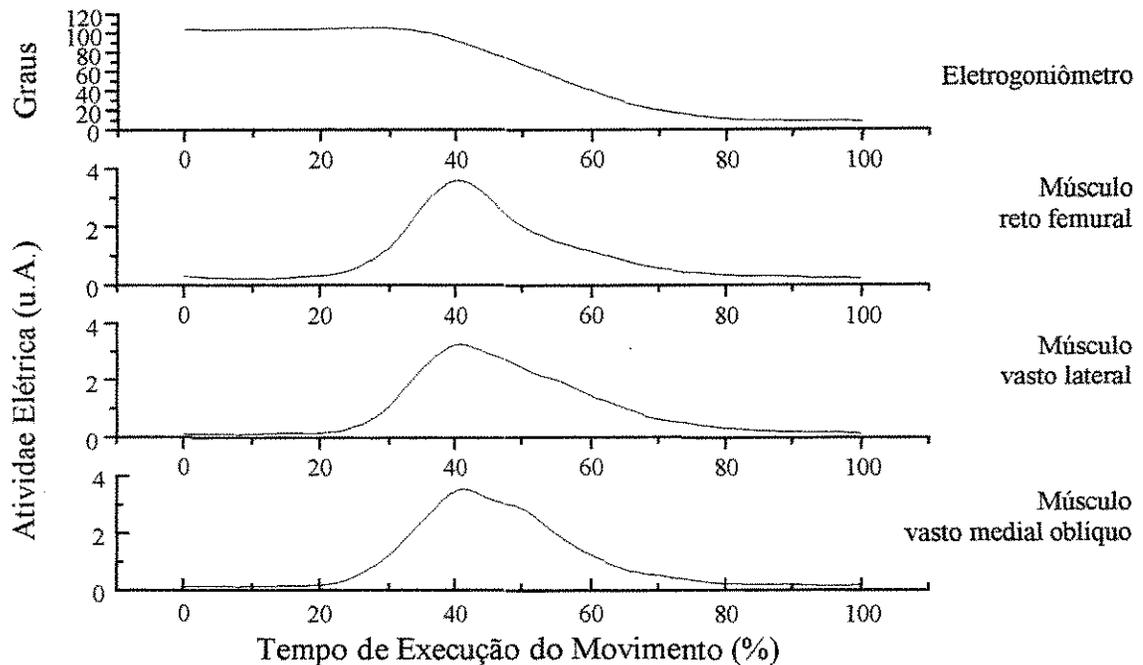


Figura 20. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Subida no Banco Lento, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.

SUBIDA DO BANCO RÁPIDO

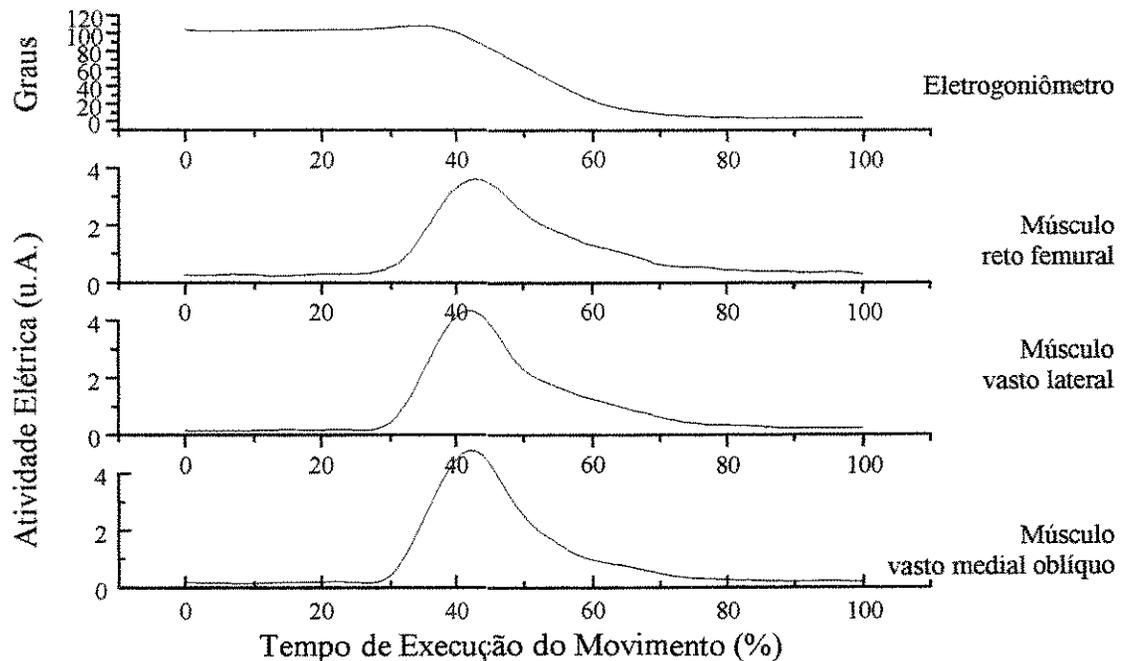


Figura 21. Gráfico do traçado eletromiográfico da média (n=10) das curvas representativas da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), durante a atividade Subida no Banco Rápido, juntamente com variações do ângulo de articulação do joelho mensurada pelo eletrogoniômetro.

Portanto, de acordo com a análise qualitativa das 6 atividades funcionais verifica-se que os músculos VMO, VL e RF apresentam um padrão de comportamento elétrico semelhante em cada uma das atividades estudadas.

Porém para efeito de comparação futura, considerando a importância dos músculos VMO e VL na estabilização e alinhamento da articulação fêmuro-patelar, será apresentado nas figuras 22 à 27 a sobreposição dos traçados desses músculos, no sentido de nos mostrar de forma mais clara a semelhança no comportamento elétrico desses músculos durante as 6 atividades funcionais.

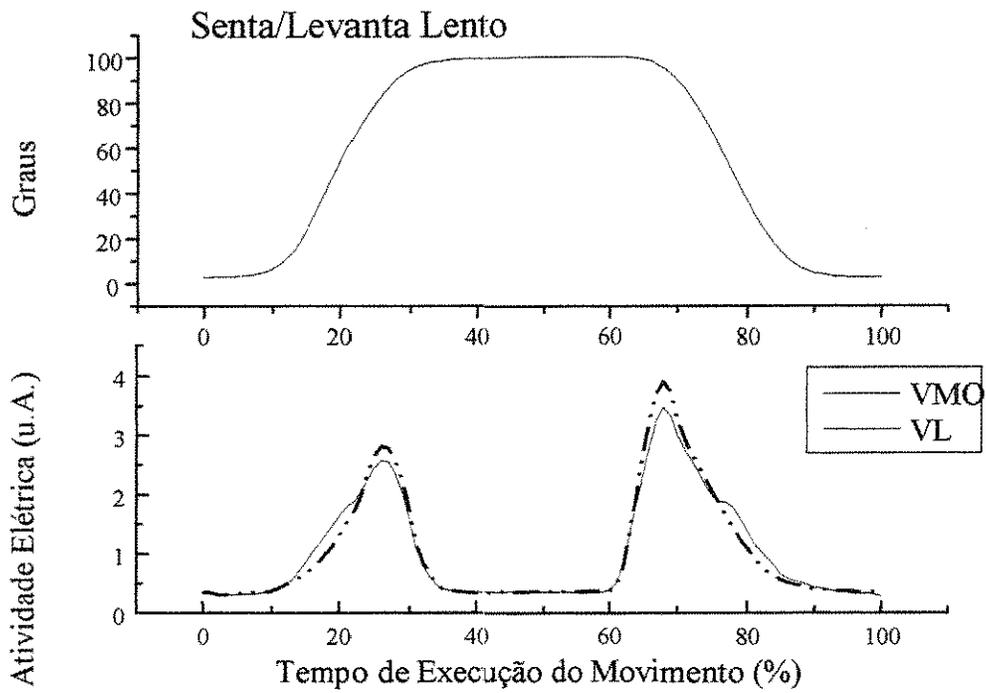


Figura 22. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Senta/Levanta Lento.

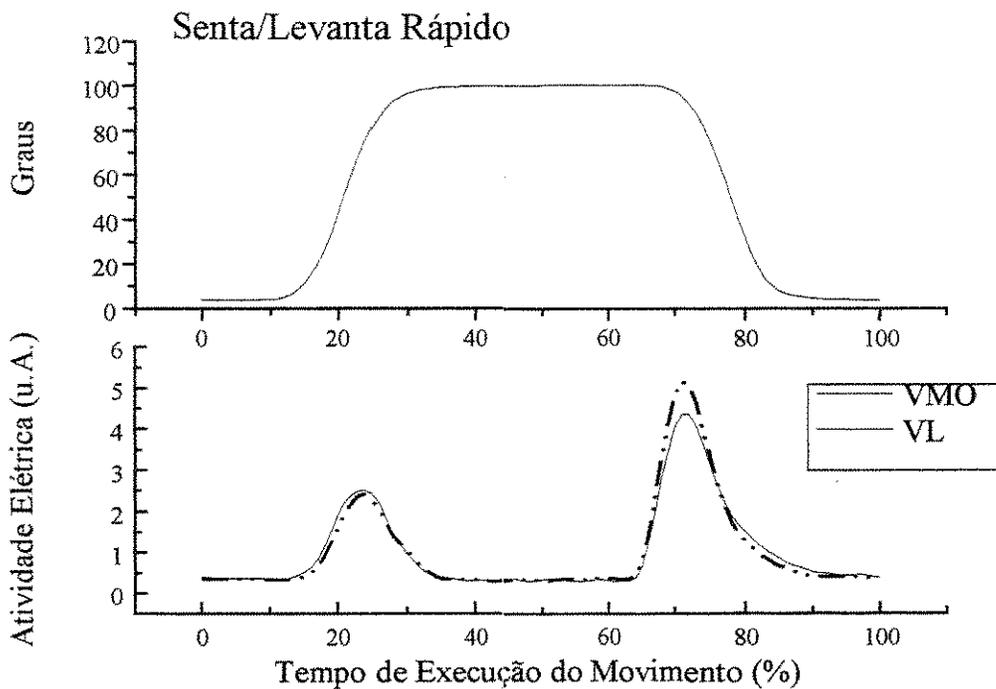


Figura 23. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Senta/Levanta Rápido.

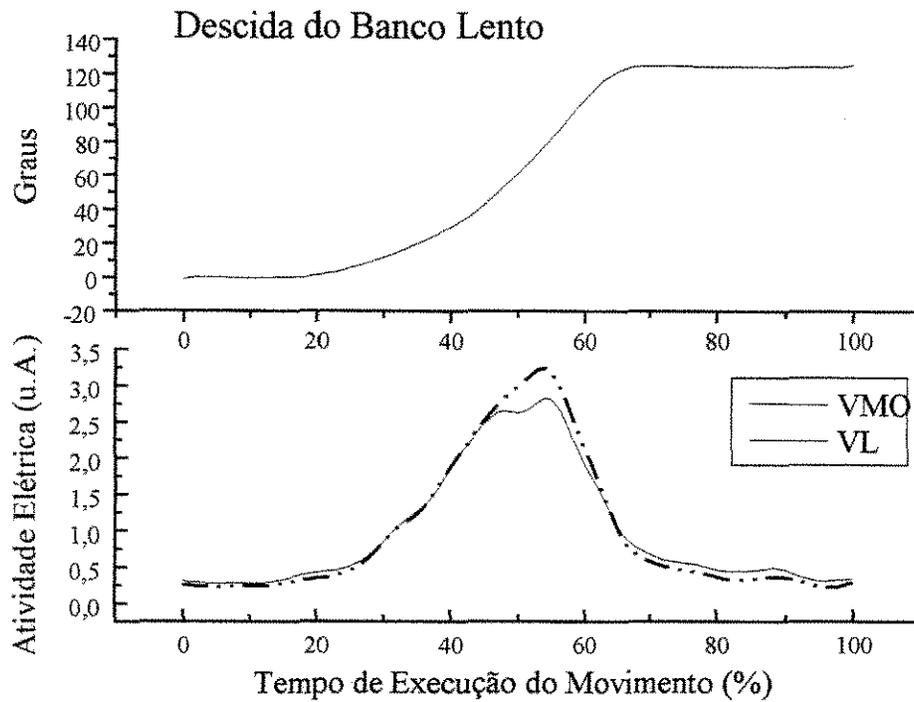


Figura 24. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Descida do Banco Lento.

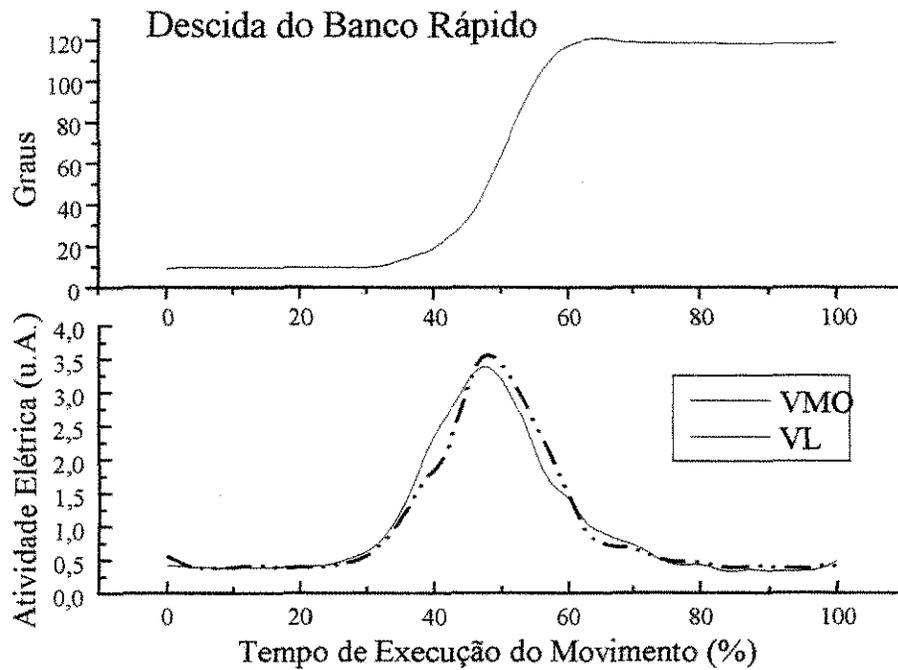


Figura 25. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Descida do Banco Rápido.

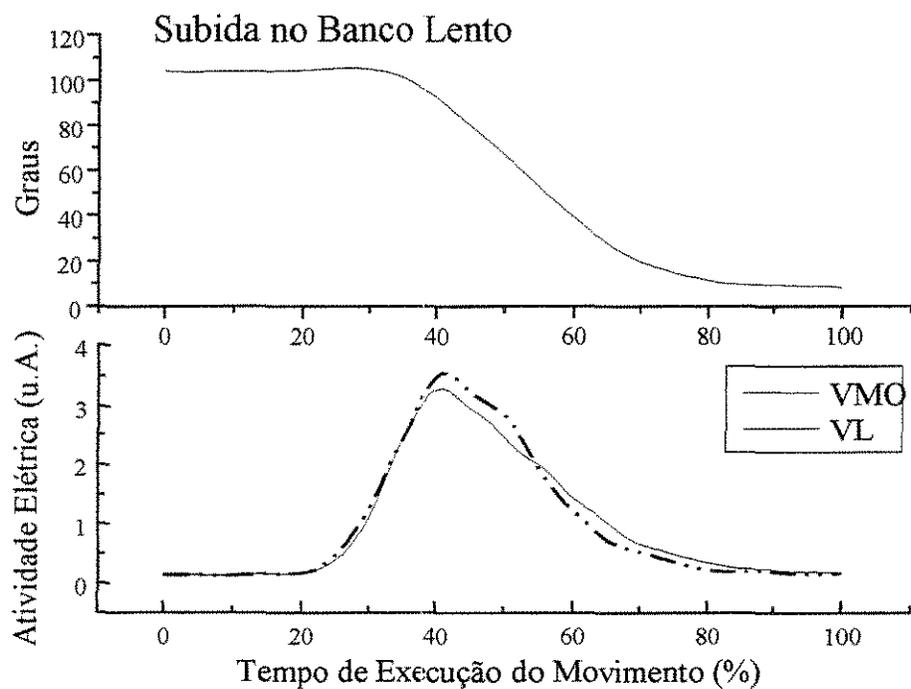


Figura 26. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Subida no Banco Lento.

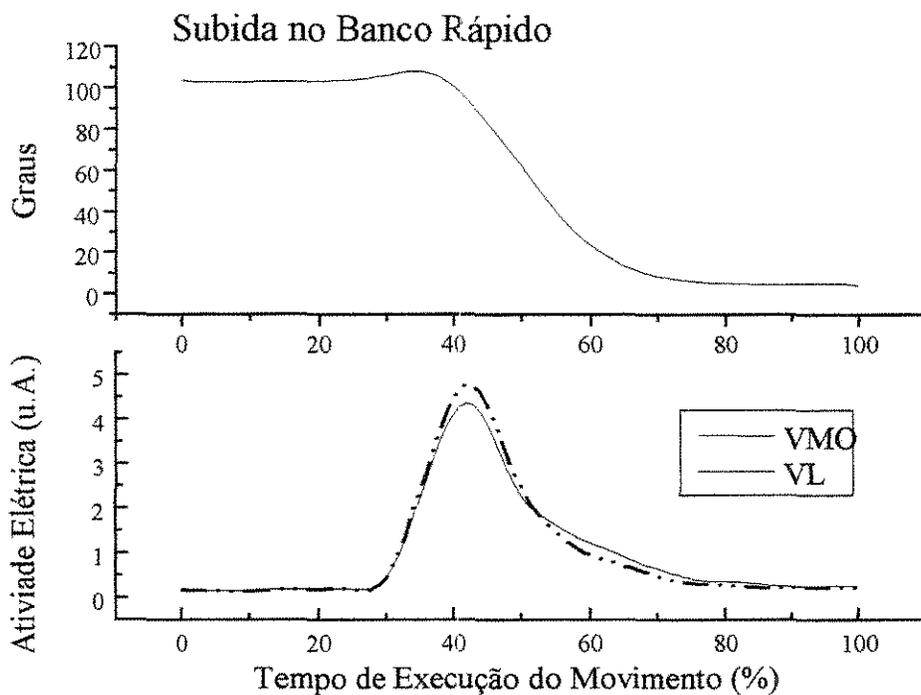


Figura 27. Sobreposição das curvas EMG dos músculos VMO e VL, durante exercício de Subida no Banco Rápido.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A realização deste estudo teve como objetivo analisar a atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VL e RF, de voluntários saudáveis, durante atividades dinâmicas (senta/levanta, subida e descida do banco), que podem desencadear sinais e sintomas inerentes à indivíduos portadores de instabilidade fêmuro-patelar, a fim de definir o comportamento eletromiográfico desses músculos e de melhor entender sua atuação no alinhamento e na estabilização dinâmica da articulação do joelho, em condições de normalidade.

Essas atividades funcionais dinâmicas foram escolhidas a partir de estudos, no qual elas aparecem como predisponentes ou exacerbadoras do quadro clínico patológico (CORRÊA, et al., 1996). Neste estudo verificou-se a dificuldade em tratar conservadoramente as patologias fêmuro-patelares, devido, entre outras questões, ao pouco conhecimento fisiopatológico.

Portanto, o objetivo de se realizar essas atividades funcionais dinamicamente deveu-se à necessidade de melhor entendermos como atuam esses 3 músculos, em seu estado de contração durante atividades funcionais, e não como tem sido mostrado na literatura, onde a atividade eletromiográfica tem sido obtida a partir de contrações isométricas (De LUCA, 1997). Desta forma, um estudo em voluntários saudáveis, pode servir para que no futuro possamos compará-la com indivíduos portadores de patologias.

Da Metodologia

Para que o estudo fosse possível, os voluntários responderam a um questionário onde informaram não possuir ou mesmo ter sofrido nenhuma patologia nos joelhos, além de serem submetidos a um teste de flexibilidade,

proposto por KENDALL et al. (1995), onde buscava-se a total exclusão de qualquer comprometimento patológico da articulação do joelho a ser testada.

Após essa fase informativa, 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 3 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 posiciona-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).

As atividades funcionais foram realizadas com uma velocidade de execução controlada pelo auxílio de um metrônomo, o que garantia a constância na execução dos exercícios; já que diferentes velocidades de exercícios interferem na amplitude do sinal coletado. Cabe lembrar também, que todos os dados coletados foram normalizados na base do tempo, de maneira que o tempo de realização das atividades foram transformadas em porcentagem de atividade, ou seja, cada atividade apresenta um ciclo que varia de 0 à 100%.

Com estes procedimentos, buscou-se a padronização dos voluntários durante a realização das atividades funcionais propostas neste estudo.

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.) (MATHIASSEN 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 (NEGRÃO FILHO, 1999).

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, 1993; KNUTSON et al., 1994; MATHIASSEN 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. KELLIS & BALZOPoulos (1996), que após estudarem dois métodos de normalização através de porcentagem da CVM, encontraram que na atividade dinâmica de normalização foi mais apropriado porque considera os efeitos da ação muscular, comprimento muscular e velocidade angular no IEMG do músculo antagonista, sendo portanto mais eficiente que na atividade estática. Já KNUTSON et al. (1994), em um estudo de vários procedimentos de normalização, baseiam-se na reprodutibilidade obtida em seus dados para concluir 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, baseando-se nos estudos de: ERVILHA et al. (1998), que determinaram o efeito de 3 métodos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico (CVM, média do sinal e pico do sinal) através do coeficiente de variabilidade (CV), determinando desta forma que a normalização pela média é a mais indicada para a análise do sinal eletromiográfico adquirido durante uma atividade dinâmica; e NEGRÃO FILHO (1999), que estudando comparativamente os 3 métodos mais comuns presentes na literatura (valor do pico da CIVM, valor do pico da atividade dinâmica e valor da média da atividade dinâmica), relata que o valor da média da atividade dinâmica foi aquela que apresentou o menor coeficiente de variabilidade, possibilitando, portanto, maior reprodutibilidade ao estudo.

Dos Resultados

Para analisarmos os resultados, dividimos os dados obtidos no estudo em aspectos quantitativos e qualitativos.

Quantitativamente, obtivemos os valores do período de latência da atividade elétrica frente à percussão sobre o tendão patelar (Tabela 02), onde podemos observar, pelos valores médios, que o primeiro músculo a responder ao estímulo foi o VMO, seguido respectivamente, do VL e RF. Entretanto a esse resultado, aplicamos o teste da análise de variância (ANOVA), onde foi aceito a hipótese de nulidade, ou seja, não houve diferenças estatisticamente significante.

Um aspecto importante refere-se à correlação linear simples entre o período de latência muscular e a altura dos voluntários analisados (Figura 17). Essa correlação nos mostra claramente um aumento no período de latência quando do aumento da altura do voluntário; de forma que esta

correlação forte da altura dos voluntários com o período de latência, dá sustentação à metodologia empregada.

Vários autores tem indicado que um desequilíbrio dos músculos VMO e VL podem levar a uma patologia fêmuro-patelar; contudo, poucos artigos publicados tem sustentado eletromiograficamente esta hipótese.

Nossos resultados estão em concordância com os resultados apresentados por KARST & WILLETT (1995), que analisaram o período de latência de 24 voluntários saudáveis não encontrando diferença significativa entre o período de latência da atividade elétrica dos músculos VMO e VL (VMO = 25.95 ± 1.57 e VL = 25.76 ± 1.75). Observaram também que no grupo de 24 voluntários sintomáticos, dentre os quais continham 7 subluxações da patela e 4 insuficiência do VMO, comparativamente com o grupo controle, também não houve diferença significativa (VMO = 25.95 ± 1.94 e VL = 25.89 ± 1.97).

Já VOIGHT & WIEDER (1991) e WITVROUW et al. (1996), ao analisarem voluntários saudáveis, relatam que o músculo VMO foi significativamente mais rápido que o VL, e durante o mesmo estudo em voluntários portadores de disfunção do mecanismo extensor, encontraram justamente o inverso, ou seja, o músculo VL mais rápido que o VMO, o que indica que há uma reversão da ordem de disparo dos músculos normais entre VMO e VL, em pacientes com disfunção do mecanismo extensor. Estes pacientes podem demonstrar um desequilíbrio no controle motor neurofisiológico, o qual pode contribuir para a dor anterior do joelho.

KARST & WILLETT (1995), tentam explicar a diferença conflitante dos seus resultados com os resultados de VOIGHT & WIEDER (1991), discutindo a abordagem estatística como causa da divergência; além da diferença entre o número de voluntários homens e mulheres utilizado por

VOIGHT & WIEDER (1991) durante seu estudo, sendo 17 homens e 24 mulheres (grupo controle) contra 10 homens e 6 mulheres (grupo patológico).

Com relação a esses aspectos, podemos destacar que em nosso estudo, utilizamos o mesmo número de voluntários homens e mulheres (5 homens e 5 mulheres), além de aplicar o teste estatístico que melhor ilustra a busca de possíveis diferenças, de mais fácil aplicação e mais utilizado na área biológica (análise de variância – fator duplo: sem repetição à 5% de probabilidade) (VIEIRA, 1991).

De acordo com os resultados apresentados pelos autores acima, apesar da diferença significativa encontrada por VOIGHT & WIEDER (1991) em voluntários saudáveis, acredita-se haver uma igualdade para o período de latência entre os músculos VMO e VL, conforme demonstrado neste estudo quando da ausência de patologias.

Já frente a uma patologia fêmuro-patelar, os estudos nos levam a acreditar que o período de latência da atividade elétrica muscular entre os músculos VMO e VL pode-se alterar. STRATFORD (1981), relata uma diminuição significativa da atividade eletromiográfica no músculo quadríceps femural 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 intraarticular que altera com a posição da articulação do joelho.

SMILLIE (1980), em seus estudos concluiu que dentre os músculos do quadríceps femural, 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.

Assim, caso os desequilíbrios musculares entre os músculos VMO e VL possam vir a ser comprovados pelo teste de verificação do período de latência, este fato propiciaria uma melhor compreensão da fisiopatologia em questão, e poderia auxiliar no controle da reabilitação fisioterápica nesses pacientes; uma vez que o teste é de fácil realização e de custo baixo, tornando-o aceitável em prática clínica.

Ainda considerando o aspecto quantitativo do estudo da atividade elétrica, apresentamos os valores obtidos do tempo de início da atividade elétrica muscular (em milissegundos) durante as 6 atividades funcionais estudadas (Tabela 04).

Podemos notar através dos valores médios, a ativação primeira do músculo VL, seguido dos músculos VMO e RF, respectivamente, em todas as atividades funcionais, exceção feita às atividades de Subir no Banco Lento e Rápido, onde ocorreu justamente o contrário, ou seja, a ativação dos músculos RF, VMO e VL, respectivamente. Entretanto, ao aplicar-se o teste de análise de variância, seguido do teste de comparações múltiplas de Tukey, a 5% de probabilidade, constatou-se que os músculos VMO e VL não diferenciam-se com relação ao tempo de início da atividade elétrica muscular, por outro lado, os 2 músculos diferem do músculo RF (Tabela 06).

A ocorrência de tal fato, demonstra a importância do músculo RF no início do movimento de extensão da articulação do joelho, atuando como motor principal (KENDALL et al., 1995). Além de mostrar que os músculos VMO e VL também atuam, mas principalmente nos últimos graus do movimento, como estabilizadores articulares. Inclusive, vale relembrar que o músculo VMO não é sinergista ao movimento de extensão do joelho (INSALL, 1982).

Assim, nota-se a presença de um padrão de ativação elétrica comum, sob o ponto de vista do tempo de início da atividade elétrica muscular entre os músculos VMO e VL, músculos esses responsáveis diretamente pelo equilíbrio e alinhamento da articulação fêmuro-patelar.

Vários autores, entre eles SHELTON (1992) e McCONNELL (1993), tem sugerido que a diferença no início da ativação entre os músculos VMO e VL, durante atividades voluntárias, podem estar relacionado à disfunções fêmuro-patelares.

KARST & WILLETT (1995), estudaram o tempo de início da atividade elétrica muscular, e não obtiveram por resultado nenhuma diferença estatisticamente significante nesse tempo, entre os músculos VMO e VL, dos grupos patológico e controle, durante a extensão do joelho com e sem o peso corporal.

POWERS et al. (1996), analisaram 26 mulheres portadoras de patologias fêmuro-patelares e 19 mulheres saudáveis. Durante o início e final das atividades funcionais não foram encontradas diferenças significantes, porém, apesar de não haver diferenças entre os grupos, ocorreu uma diminuição significativa da amplitude elétrica dos músculos VMO e VL, quando comparado com o grupo controle durante as 6 atividades estudadas. Observaram ainda que à 60° de flexão do joelho, aumenta a estabilidade articular da patela com a tróclea femural, e diminui a inibição do músculo quadríceps femural, em voluntários com instabilidade patelar.

MOLLER et al. (1986) e GRABINER et al. (1992), também estudaram comparativamente a amplitude eletromiográfica do VMO e do VL, e não encontraram diferenças significantes entre os grupos; contudo eles utilizaram como grupo controle a perna contralateral dos pacientes.

GRABINER et al. (1992), também estudaram contrações isométricas ativadas rapidamente e lentamente, onde os pacientes mostraram

um decréscimo da excitação elétrica de ambos os músculos VMO e VL em atividades rápidas. Atividades essas que requerem um recrutamento muscular mais intenso para a execução do movimento.

Já MORRISH & WOLEDGE (1997), estudaram 49 voluntários com dor fêmuro-patelar crônico e 20 voluntários saudáveis, à 20° graus de flexão do joelho, realizando contração muscular isométrica máxima por 2 segundos em um aparelho dinamômetro isocinético “Cybex II Plus”. Verificaram que a atividade elétrica do grupo saudável apresentava uma atividade elétrica mais alta quando comparado ao grupo patológico, o que reflete a ativação de um número maior de unidades motoras para execução do movimento.

Considerando a metodologia empregada nesse estudo observa-se um padrão comum na atividade eletromiográfica dos músculos VMO e VL, tanto para o período de latência como para o tempo de início de ativação elétrica, demonstrando a atividade sincrônica desses músculos no alinhamento e equilíbrio articular do joelho, sob o aspecto quantitativo.

Já para a análise da atividade elétrica sob o aspecto qualitativo, o sinal eletromiográfico foi submetido a um tratamento, cuja seqüência de processamento do sinal pode ser observado na figura 16.

Durante a execução das atividades funcionais nos interessou analisar o padrão eletromiográfico no decorrer de um período de tempo, e não a quantidade da intensidade gerada por cada músculo no decorrer de cada atividade estudada.

Para a análise descritiva do comportamento elétrico dos músculos VMO, VL e RF foi considerado o traçado médio representativo (n = 10) de cada uma das 6 atividades funcionais: SLL, SLR, SBL, SBR, DBL e DBR.

Para efeito de discussão, levamos em consideração apenas o traçado eletromiográfico descrito pelos músculos VMO e VL, considerando sua importância na estabilização e alinhamento da articulação fêmuro-patelar; em cuja função o músculo RF assume papel secundário.

Durante a atividade Senta/Levanta, podemos visualizar através da sobreposição das curvas eletromiográficas dos músculos VMO e VL (figuras 24 e 25) um comportamento comum da atividade elétrica dos músculos durante toda a atividade funcional.

Da mesma maneira, a sobreposição das curvas eletromiográficas, dos músculos VMO e VL, durante as atividades de Descida e Subida no banco (figuras 26 à 29), também apresentam um padrão comum de ativação elétrica dos músculos estudados.

Portanto, entende-se que sob o aspecto qualitativo do traçado elétrico, os músculos respondem de maneira semelhante quanto à sua ativação elétrica do início ao final da atividade realizada pelos voluntários.

Tal padrão de comportamento indica que a ativação elétrica dos músculos em questão é um importante fator para o entendimento do movimento normal, insinuando que a força muscular não é um critério exclusivo para se determinar um movimento preciso.

MARIANI & CARUSO (1979), analisaram a ativação elétrica dos músculos VM e VL em indivíduos saudáveis e em portadores de subluxação da patela. Observaram um padrão de ativação semelhante dos músculos estudados no grupo controle, e uma ativação mais rápida do músculo VL quando comparado com o músculo VM, no grupo com subluxação patelar, caracterizando com isso um desequilíbrio de ativação muscular frente à patologia.

BOUCHER et al. (1992), também relatam que os músculos VMO e VML tem sua atividade elétrica diminuída em situação patológica quando

comparado ao músculo VL. Com isso eles acreditam ser essa a principal explicação da dor fêmuro-patelar, visto que esse desequilíbrio da ativação eletromiográfica pode estar relacionado à desestruturação da estabilidade e do alinhamento da articulação fêmuro-patelar.

McINTYRE et al. (1992), estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos VM, VL e RF, durante a atividade de correr sobre uma esteira ergométrica, demonstrando haver um padrão de comportamento na ativação elétrica desses músculos; e que apesar de pouca variabilidade observado, sugere que qualquer alteração causada por uma patologia fêmuro-patelar pode ser detectada através do estudo de ativação muscular.

Já MOLLER et al. (1986), estudaram eletromiograficamente a ativação elétrica dos músculos VMO e VL durante contrações isométricas em vários ângulos, relatando existir um equilíbrio na ativação elétrica dos músculos estudados, tanto para o grupo controle como para os 2 grupos patológicos.

CICCOTTI et al. (1994), que estudaram a atividade eletromiográfica de vários músculos em voluntários saudáveis, entre eles VMO, VL e RF, durante atividades funcionais dinâmicas, como caminhar, subir e descer rampas, subir e descer degraus, correr e corrida em “zigzague” em linha reta, e demonstraram resultados semelhantes ao apresentados com os neste estudo, onde o padrão qualitativo do traçado eletromiográfico entre os músculos VMO e VL, durante todas as atividades funcionais realizadas, não apresentaram diferenças, levando a acreditar que existe um padrão de ativação elétrica semelhante desses músculos.

Portanto, ao considerar os resultados obtidos nesse estudo, podemos concluir que existe um padrão de ativação eletromiográfica comum, principalmente entre os músculos VMO e VL, que são responsáveis estes pelo equilíbrio e alinhamento da articulação fêmuro-patelar. Possivelmente, quando

deixar de existir esse equilíbrio de ativação muscular, poderá estar relacionado com processo patológico; cuja correlação deverá continuar sendo objeto de futuros estudos.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Ao estudar o comportamento eletromiográfico dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femural (RF), em indivíduos saudáveis, durante atividades funcionais diferentes quanto à forma e à velocidade de realização, concluímos que:

- ✓ existe um padrão comum da atividade eletromiográfica, dos músculos estudados, frente a atividades que desencadeiam os sinais e sintomas inerentes à indivíduos portadores de instabilidade fêmuro-patelar;
- ✓ o tempo de início da ativação elétrica dos músculos VMO e VL não diferem estatisticamente, porém, entre os dois músculos e o músculo RF há uma diferença significativa, nas diferentes atividades realizadas;
- ✓ o período de latência da atividade elétrica mostrou-se não apresentar diferenças significativas entre os músculos estudados, frente a um estímulo de percussão sobre o tendão patelar.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS^{3,4}

- 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.
- 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. 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. 5ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 561p., 1985
- 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, 1992, p. 527-32.
- CARSON, W.G.. Diagnosis of extensor mechanism disorders. Clin. Sports Med., V.4, 1985, p. 1-4.
- 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, 1995, p. 672-83.
- CICCOTTI, M.G.; KERLAN, R.K.; PERRY, J.; PINK, M.. Na electromyographic analysis of the knee during functional activities. The American Journal of Sports Medicine, V.22, N.5, 1994, p. 645-50.
- CORRÊA, J.C.F.; NEGRÃO FILHO, R.F.; DÓCUSSE FILHO, A.J.; QUIALHEIRO, J.J.A.. Tratamento da instabilidade fêmoro-patelar por meio da estimulação elétrica neuromuscular associada a cinesioterapia. Rev. Bras. Fisiot., V.1, N.1, 1996, p. 37-43.
- DAINTY, D.A. & NORMAN, R.W.. Standardizing biomechanical testing in sports. Champaign: Human Kinetics, 1987.

³ De acordo com a NBR 6023: Referências Bibliográficas, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT.

⁴ Abreviaturas dos títulos de periódicos, segundo fonte de informação do MEDLINE.

- DE LUCA, C.J.. The use of surface electromyography in biomechanics. Jornal of Applied Biomechanics, V.13, 1997, p. 135-63.
- ELORANTA, V. & KOMI, P.V.. Function of the quadriceps femoris muscle under maximal concentric and eccentric contractions. Eletromyogr. Clin. Neurophysiol., V.20, 1980, p. 159-74.
- ERVILHA, U.F.; DUARTE, M. & AMADIO, A. C.. estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. Rev. Bras. Fisiot., V.3, N.1, 1998, p. 15-20.
- GILLEARD, W.; McCONNELL, J. & PARSON, D.. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. Physical Therapy, V.78, N.1, 1998, p. 25-32.
- GOUVEIA SOBRINHO, J.L.F.. Displasia troclear: uma nova classificação das patologias fêmuro-patelares. Rev. Bras. Ortopedia, V.27, N.4, 1992, p. 190-6.
- 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, 1992, p. 33-9.
- GUYTON, A.C.. Tratado de fisiologia médica. 8ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.
- 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, 1990, p. 561-5.
- INSALL, N.J.. Cirurgia de la rodilla. Buenos Aires: Editora Médica Panamericana, 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, 1991, p. 229-35.
- KARST, G.M. & JEWETT, P.D.. Electromyographic analysis of exercises proposed for differentil activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. Physical Therapy, V.73, 1993, p. 286-99.
- 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, 1995, p. 813-23.
- 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, 1996, p. 235-45.
- KENDALL,F.P.; McCREARY, E.K. & PROVANCE, P.G.. Músculos provas e funções. São Paulo: Ed. Manole Ltda.. 4ed., 1995.

- 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, 1994, p. 47-59.
- KURUOGLU, R.. Quantitation of tendon reflex in normal volunteers. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., V.6, N.33, september, 1993, p.347-51.
- LEVEAU, B.F. & ROGERS, C.. Selective training of the vastus medialis muscle using EMG biofeedback. Physical Therapy, V.60, N.11, 1980, p. 1410-5.
- LEXELL, J.; HENRIKSSON-LARSEN, K. & SJOSTROM, M.. Distribution of different fibers type in human skeletal muscle – a study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. Acta Physiol. Scan., V.117, 1983, p. 115-22.
- MARIANI, P.P. & CARUSO, I.. Na electromyographic investigation of subluxation of the patella. J. Bone. Jt. Surg., V.61-B, N.2, 1979, p. 169-71.
- McCONNELL, J.. Comentary on Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components.” Phys. Ther., V.73, 1993, p. 295-7
- 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, 1992, p. 10-4.
- MOLLER, B.N.; KREBS, B.; TIDEMAND-DAL, C.; AARIS, K.. Isometric contractions in the patellofemoral pain syndrome. Na electromyographic study. Archs. Orthop. Trauma Surg., V.106, 1986, p. 195-8.
- 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, 1997, p. 43-48.
- NEGRÃO FILHO, R.F.. Análise quantitativa e qualitativa da atividade elétrica das porções do M. rectus abdominis. Tese de Doutorado – UNICAMP, 1999, 107 p.
- POWERS, C.M.; LANDEL, R. & PERRY, J.. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Physical Therapy, V.79, N.9, 1996, p. 946-55.
- 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, 1983, p. 61-70.

- SHELTON, G.L.. Conservative management of patellofemoral dysfunction. Primary Care, V.19, 1992, p.331-50.
- SMILLIE, J.S.. Traumatismos da articulação do joelho. 5ed. São Paulo: Manole, 1980.
- SODERBERG, G.L. & COOK, T.M.. Na electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. Physical Therapy, V.63, N.9, 1983, p.1434-38.
- 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, 1987, p. 1691-96.
- SODERBERG, G.L. & COOK, T.M.. Electromyographic in biomechanics. Physical Therapy, V.64, N.12, 1984, p. 1813-20.
- 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, 1991, p. 310-20.
- TRAVNIK, L.; PERNUS, F. & ERZEN, I.. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis oblique muscle. J. Anat., V.187, 1995, p. 403-11.
- 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, 1991, 131-37.
- WINTER, D.A.. Biomechanics of human movement. New York: Wiley-Interscience, 1990.
- WISE, H.H.; FIEBERT, I.M. & KATES, J.L.. EMG biofeedback as treatment for patellofemoral pain syndrome. J. Orthop. Sports Phys. Ther., V.6, 1984, p.95-103.
- WOODALL, W. & WELSH, J.. A biomechanical basis for rehabilitation programs involving the patellofemoral joint. J.Orthop. Sports Phys. Ther., N.11, 1990, p. 535-42.

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. 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 Ft. João Carlos Ferrari Corrêa (Mestrando em Fisiologia e Biofísica do Sistema Estomatognático FOP/UNICAMP) e Prof^a. Dr.^a. Maria Cecília, 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 sobre padrão de Atividade Elétrica dos Músculos Vasto Medial Oblíquo e Vasto Lateral na Flexo-Extensão do Joelho.

2. Objetivo: Verificar um padrão de Atividade Eletromiográfica que demonstre a Atividade Elétrica dos Músculos VMO e VL frente a atividades que desencadeiam os sinais e sintomas inerentes à Patologia Fêmuro-Patelar (instabilidade femuro-patelar).

3. Justificativa: Devido ao conflito metodológico e aos resultados obtidos por diferentes autores na tentativa de traçar um padrão da Atividade Elétrica desses Músculos, cujo importância clínica se faz relevante.

4. Procedimentos da Fase Experimental: Será feito a análise em 10 voluntários (5 homens e 5 mulheres), selecionados segundo o seguinte critério: não ter apresentado, ou mesmo apresentar, nenhum quadro de dor ou outro sintoma inerente da instabilidade fêmuro-patelar, quando questionado, através de um documento (ANEXOS), entregue pelo pesquisador. Os voluntários serão submetidos a aquisições eletromiográficas através de eletrodos fixados por uma fita adesiva sobre os músculos VMO e VL, na articulação do joelho, pelas seguintes atividades: CVM (contração voluntária máxima), que solicita do voluntário, uma contração muscular isométrica máxima dos dois músculos a serem analisados, resistido por uma célula de carga (aparelho para mensurar a força); reflexo tendinoso patelar e agachamento, todos feitos por 10 vezes, com intervalo entre as repetições de 1 minuto e 30 segundos; marcha simples e marcha em declive de 15°, com 10 ciclos completos da marcha ininterruptamente.

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 e registra a 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 invazivo), 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^ª. Dr.^ª. Maria Cecília F. A. Veiga - (019) 430 5306 , Ft. João Carlos Ferrari Corrêa - (019) 430 5212.

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 1998.

Nome (por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

ANEXO 3. Ficha De Controle Dos Dados

Nome:

Idade:

altura:

peso:

Distância entre pto. motor VMO até tuberosidade tibial:

Distância entre pto. motor VL até tuberosidade tibial:

Distância entre EIAS até tuberosidade tibial:

Endereço:

Telefone:

	2RT1	2RT2	2RT3	2RT4	2RT5	2RT6	2RT7	2RT8	2RT9	2RT10
Voluntário 2										

	2AL1	2AL2	2AL3	2AL4	2AL5	2AL6	2AL7	2AL8	2AL9	2AL10
Voluntário 2										

	2AR1	2AR2	2AR3	2AR4	2AR5	2AR6	2AR7	2AR8	2AR9	2AR10
Voluntário 2										

	2SBL1	2SBL2	2SBL3	2SBL4	2SBL5	2SBL6	2SBL7	2SBL8	2SBL9	2SBL10
Voluntário 2										

	2SBR1	2SBR2	2SBR3	2SBR4	2SBR5	2SBR6	2SBR7	2SBR8	2SBR9	2SBR10
Voluntário 2										

	2DL1	2DL2	2DL3	2DL4	2DL5	2DL6	2DL7	2DL8	2DL9	2DL10
Voluntário 2										

	2DR1	2DR2	2DR3	2DR4	2DR5	2DR6	2DR7	2DR8	2DR9	2DR10
Voluntário 2										

APÊNDICES

ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Período de Latência

0,17625	0,14167	0,16333
0,11547	0,12667	0,12833
0,16	0,15	0,185649
0,20833	0,18667	0,189
0,1874	0,19568	0,21546
0,165846	0,18	0,23564
0,15643	0,165	0,18954
0,1235	0,156	0,1423
0,18	0,2075	0,185
0,18546	0,208	0,214

Anova: fator duplo sem repetição

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Linha 1	3	0,48125	0,160417	0,000305
Linha 2	3	0,37047	0,12349	4,89E-05
Linha 3	3	0,495649	0,165216	0,000338
Linha 4	3	0,584	0,194667	0,000141
Linha 5	3	0,59854	0,199513	0,000208
Linha 6	3	0,581486	0,193829	0,001361
Linha 7	3	0,51097	0,170323	0,000295
Linha 8	3	0,4218	0,1406	0,000266
Linha 9	3	0,5725	0,190833	0,000215
Linha 10	3	0,60746	0,202487	0,000226
Coluna 1	10	1,658686	0,165869	0,000824
Coluna 2	10	1,71719	0,171719	0,000795
Coluna 3	10	1,848249	0,184825	0,001097

ANOVA

Fonte da variabilidade	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Linhas	0,019524	9	0,002169	7,92625	0,00011	2,456282
Colunas	0,001884	2	0,000942	3,442729	0,054193	3,554561
Erro	0,004926	18	0,000274			
Total	0,026334	29				

Senta/Levanta Lento

248,8	216	403,33
299,66	265,66	395,83
246,5	235,66	344,66
287,16	248,66	325,83
306	290,6	304,8
367,2	285,65	354
303,03	225,5	446,83
285,65	242,44	367,9
306,07	300,3	357
298,59	286,21	378,8

Anova: fator duplo sem repetição

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Linha 1	3	868,13	289,3767	10007,98
Linha 2	3	961,15	320,3833	4558,15
Linha 3	3	826,82	275,6067	3605,649
Linha 4	3	861,65	287,2167	1488,805
Linha 5	3	901,4	300,4667	73,37333
Linha 6	3	1006,85	335,6167	1916,061
Linha 7	3	975,36	325,12	12612,72
Linha 8	3	895,99	298,6633	4062,063
Linha 9	3	963,37	321,1233	973,6746
Linha 10	3	963,6	321,2	2526,636
Coluna 1	10	2948,66	294,866	1132,319
Coluna 2	10	2596,68	259,668	899,1005
Coluna 3	10	3678,98	367,898	1665,304

ANOVA

ite da varia	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Linhas	10574,64	9	1174,96	0,931856	0,521762	2,456282
Colunas	60954,35	2	30477,18	24,17132	7,97E-06	3,554561
Erro	22695,87	18	1260,882			
Total	94224,86	29				

Senta/Levanta Rápido

189	177,2	204,8
209,33	150,5	207
155	154,66	172,83
126,5	117,33	182,83
113,5	107	156,83
175,75	199	221
147,33	144,83	188,66
153,66	140	216,83
153,75	145,81	196,84
161,75	151,81	190,84

Anova: fator duplo sem repetição

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Linha 1	3	571	190,3333	191,7733
Linha 2	3	566,83	188,9433	1109,775
Linha 3	3	482,49	160,83	108,0289
Linha 4	3	426,66	142,22	1257,901
Linha 5	3	377,33	125,7767	733,7946
Linha 6	3	595,75	198,5833	512,0208
Linha 7	3	480,82	160,2733	605,9146
Linha 8	3	510,49	170,1633	1679,982
Linha 9	3	496,4	165,4667	753,9754
Linha 10	3	504,4	168,1333	411,3954
Coluna 1	10	1585,57	158,557	783,782
Coluna 2	10	1488,14	148,814	690,2922
Coluna 3	10	1938,46	193,846	392,9695

ANOVA

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Linhas	13301,34	9	1477,927	7,596307	0,000146	2,456282
Colunas	11227,07	2	5613,534	28,85267	2,43E-06	3,554561
Erro	3502,054	18	194,5586			
Total	28030,46	29				

Subida no Banco lento

259	231,5	226,5
159,25	156,5	281
116,4	116	153,4
395,8	358,8	424,2
122,2	125,2	172,4
129	91,2	162
144,2	129,8	202,6
299,2	290,2	458,6
200,13	189,4	270,08
206,13	185,4	260,08

Anova: fator duplo sem repetição

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Linha 1	3	717	239	306,25
Linha 2	3	596,75	198,9167	5055,146
Linha 3	3	385,8	128,6	461,32
Linha 4	3	1178,8	392,9333	1075,453
Linha 5	3	419,8	139,9333	792,8133
Linha 6	3	382,2	127,4	1255,08
Linha 7	3	476,6	158,8667	1486,293
Linha 8	3	1048	349,3333	8974,653
Linha 9	3	659,61	219,87	1919,566
Linha 10	3	651,61	217,2033	1486,24
Coluna 1	10	2031,31	203,131	8272,872
Coluna 2	10	1874	187,4	7154,713
Coluna 3	10	2610,86	261,086	11110,31

ANOVA

fonte da variac	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Linhas	223335	9	24815	28,80616	6,73E-09	2,456282
Colunas	30119,58	2	15059,79	17,48196	6,05E-05	3,554561
Erro	15506,05	18	861,4474			
Total	268960,6	29				

Subida no Banco Rápido

0,73	0,61	0,71
176	149,8	265,6
148,5	104,5	215
160,4	108,2	266,4
105,4	99,6	188,6
115	85	151,2
99,4	87,2	132,2
87,2	98,2	106,4
100,57	81,36	170,76
122,57	101,63	160,58

Anova: fator duplo sem repetição

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
Linha 1	3	2,05	0,683333	0,004133
Linha 2	3	591,4	197,1333	3687,373
Linha 3	3	468	156	3094,75
Linha 4	3	535	178,3333	6498,013
Linha 5	3	393,6	131,2	2479,48
Linha 6	3	351,2	117,0667	1098,813
Linha 7	3	318,8	106,2667	541,6133
Linha 8	3	291,8	97,26667	92,81333
Linha 9	3	352,69	117,5633	2214,67
Linha 10	3	384,78	128,26	893,0577
Coluna 1	10	1115,77	111,577	2357,64
Coluna 2	10	916,1	91,61	1387,148
Coluna 3	10	1657,45	165,745	6133,099

ANOVA

Fonte da variabilidade	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Linhas	77129,31	9	8569,923	13,10422	3,26E-06	2,456282
Colunas	29429,51	2	14714,75	22,50025	1,27E-05	3,554561
Erro	11771,67	18	653,9818			
Total	118330,5	29				

Descida do Banco Lento

244,12	176,87	186,5
175,25	178	215,66
235,25	209,75	312,66
164,25	150,25	239
183,66	145	271,33
142	119	186,25
218,25	199	296
166,5	145,5	194,5
191,16	165,42	237,73
189,32	168,03	225,63

Anova: fator duplo sem repetição

<i>RESUMO</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Linha 1	3	607,49	202,4967	1322,561
Linha 2	3	568,91	189,6367	509,801
Linha 3	3	757,66	252,5533	2872,171
Linha 4	3	553,5	184,5	2276,688
Linha 5	3	599,99	199,9967	4189,982
Linha 6	3	447,25	149,0833	1168,271
Linha 7	3	713,25	237,75	2637,438
Linha 8	3	506,5	168,8333	604,3333
Linha 9	3	594,31	198,1033	1343,341
Linha 10	3	582,98	194,3267	848,24
Coluna 1	10	1909,76	190,976	1060,439
Coluna 2	10	1656,82	165,682	731,8864
Coluna 3	10	2365,26	236,526	1989,223

ANOVA

<i>ite da varia:</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Linhas	24266,49	9	2696,277	4,96885	0,001891	2,456282
Colunas	25778,2	2	12889,1	23,75276	8,93E-06	3,554561
Erro	9767,447	18	542,6359			
Total	59812,14	29				

Descida do Banco Rápido

159,8	148,08	186,4
181	128	195,5
171,25	166,75	218
141	129,65	197,5
132,25	130,25	176
135,25	131,31	140,5
114,25	110,02	137,25
126,31	120,34	177,25
147,82	132,03	178,73
132,65	126,54	178,73

Anova: fator duplo sem repetição

<i>RESUMO</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Linha 1	3	494,28	164,76	385,5568
Linha 2	3	504,5	168,1667	1262,583
Linha 3	3	556	185,3333	805,3958
Linha 4	3	468,15	156,05	1320,783
Linha 5	3	438,5	146,1667	668,5208
Linha 6	3	407,06	135,6867	21,25703
Linha 7	3	361,52	120,5067	214,7276
Linha 8	3	423,9	141,3	978,2121
Linha 9	3	458,58	152,86	564,2737
Linha 10	3	437,92	145,9733	814,0824
Coluna 1	10	1441,58	144,158	436,2213
Coluna 2	10	1322,97	132,297	237,6885
Coluna 3	10	1785,86	178,586	602,8963

ANOVA

<i>Fonte da variabilidade</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Linhas	8982,61	9	998,0678	7,161326	0,000213	2,456282
Colunas	11562,14	2	5781,07	41,48028	1,82E-07	3,554561
Erro	2508,644	18	139,3691			
Total	23053,39	29				