

# UTILIZAÇÃO DA ELETROMIOGRAFIA NA ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO

RUBENS CORRÊA ARAUJO

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física.

**ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO**

Araújo, Rubens Corrêa

Utilização da eletromiografia na análise biomecânica do movimento humano / Rubens Corrêa Araújo. -- São Paulo : [s.n.], 1998.

xxiv, 151p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof.Dr. Alberto Carlos Amadio.

1. Biomecânica 2. Eletromiografia I. Título.

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho não seria possível sem a valiosa contribuição de várias pessoas, às quais expresso minha sincera gratidão:

À minha esposa, Alessandra S. M. Araujo, pelo amor, apoio e carinho à minha pessoa e aos nossos filhos;

Ao Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio que, pela nobreza de caráter e dedicação à vida acadêmica, cativa as pessoas e agrega um grupo no Laboratório de Biomecânica, do qual tenho o privilégio de participar. Sua maneira ímpar de orientar os seus alunos transforma positivamente o destino dos mesmos;

À Márcia Regina de Sá, técnica do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, pela ajuda constante em todos os instantes desse trabalho, pelo capricho, organização e cuidados singulares;

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte, pela contribuição valiosa em minha formação pessoal;

Ao Prof. Ms. Júlio Cerca Serrão, pela ajuda e amizade constantes;

Ao colega Luiz Mochizuki, pelo auxílio constante em todas as horas;

Aos amigos e colegas desse Laboratório: Edson Dalla Vechia, Jorge Oliveira, Jorge Takeshita, Ludgero Braga Neto, Maurício Domingues Rodriguez, Ulysses Fernandes Ervilha, Semaan El Razi Neto, Anselmo Sigari Moriscot, Isabel de Camargo Neves Sacco e a todos os demais que, de alguma forma, contribuíram para realização deste trabalho;

Às secretárias da pós-graduação, Célia Yamaoka e Maria de Lourdes da Silva, pela eficiência, organização e atendimentos especiais,

Às bibliotecárias Lúcia e Selma, pelo auxílio na aquisição da bibliografia utilizada e pela leitura detalhada deste trabalho;

Às especialistas em Estatística, Eliani e Cleide, pelo criterioso estudo estatístico realizado nos experimentos, e

Aos Professores participantes do Exame Geral de Qualificação, especialmente aos Profs. Drs. André Fábio Kohn, Antônio Carlos S. Guimarães, Luiz

Eduardo Ribeiro do Valle, e ao Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, que participaram da Banca Examinadora Final, pela leitura criteriosa e contribuição neste trabalho.

À CAPES, pela concessão de bolsa durante o Curso de Pós-graduação.

## SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS.....	viii
LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xviii
LISTA DE ANEXOS.....	xx
RESUMO.....	xxi
ABSTRACT.....	xxiii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 A eletromiografia: caracterização e evolução para a investigação do movimento humano.....	4
2.2 Propriedades das unidades motoras.....	10
2.3 Propriedades mecânicas do músculo.....	24
2.4 Áreas de aplicação da eletromiografia no domínio do estudo do movimento humano.....	31
3 EXPERIMENTO 01: estudo comparativo sobre técnicas de colocação de eletrodos de superfície em músculos do membro inferior.....	43
3.1 Introdução.....	43
3.2 Material e métodos.....	45
3.2.1 Padronização das técnicas de colocação dos eletrodos.....	46
3.2.2 Características do eletromiógrafo utilizado.....	49

	Página
3.3	Resultados..... 19
3.4	Discussão dos resultados..... 19
3.5	Conclusões..... 19
4	EXPERIMENTO 02: estudo sobre a variabilidade intra e inter- sujeitos do sinal eletromiográfico durante contração isométrica ..... 19
4.1	Introdução..... 19
4.2	Material e métodos ..... 19
4.3	Resultados..... 19
4.4	Discussão dos resultados..... 19
4.5	Conclusões..... 19
5	EXPERIMENTO 03: análise biomecânica da ativação das porções superficiais do m. quadríceps femoral durante contrações excêntricas e concêntricas ..... 19
5.1	Introdução..... 19
5.2	Material e métodos ..... 19
5.3	Resultados..... 19
5.4	Discussão dos resultados..... 19
5.4.1	Considerações sobre o movimento de agachamento por flexão dos membros inferiores ..... 19
5.4.2	Considerações sobre o movimento de extensão da perna na posição sentada..... 19
5.4.3	Considerações sobre ambos os movimentos ..... 19
5.5	Conclusões..... 19
6	EXPERIMENTO 04: análise da atividade dos componentes do m. tríceps sural durante a marcha e suas correlações com a força reação do solo e variação angular..... 19
6.1	Introdução..... 19
6.2	Material e métodos ..... 19
6.3	Análise dos resultados intra-sujeitos ..... 19
6.4	Discussão dos resultados intra-sujeitos..... 19

	Página
6.5	Análise dos resultados inter-sujeitos ..... 109
6.6	Discussão dos resultados ..... 113
7	CONCLUSÕES GERAIS ..... 116
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..... 119
	ANEXOS ..... 132

## LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Classificação e características das unidades motoras em músculos esqueléticos (adaptado de ROBINSON, 1989).....	15
TABELA 2 - Descrição das características do potencial de uma unidade motora normal, obtido por eletrodo de agulha (adaptado de LICHT, 1970).....	19
TABELA 3 - Descrição dos parâmetros do sistema músculo-esquelético e as respectivas propriedades do movimento que são alteradas (adaptado de LIEBER, 1992). .....	31
TABELA 4 - Medidas descritivas para as técnicas I (alternando-se os eletrodos entre os lados) e a técnica II (mantendo os eletrodos).....	63
TABELA 5 - Descrição dos ângulos de inserção dos componentes superficiais do m. quadríceps femoral em relação ao eixo longitudinal do fêmur. Adaptado de KARST & JEWETT (1993)..	83
TABELA 6 - Propriedades arquiteturas das porções componentes do m. quadríceps femoral (adaptado de WICKIEWICZ et al.,1983).....	84
TABELA 7 - Faixas de amplitude e frequência dos sinais elétricos do corpo humano (adaptado de MYKLEBUST & ROBINSON, 1989). .....	134
TABELA 8 - Resultados dos ajustes da regressão múltipla para velocidade lenta e músculo gastrocnêmio lateral. ....	145
TABELA 9 - Resultados dos ajustes da regressão múltipla para velocidade lenta e músculo gastrocnêmio medial. ....	147



	Página
TABELA 10 -Resultados dos ajustes da regressão múltipla para a velocidade lenta e músculo sóleo.....	149
TABELA 11 -Resultados dos ajustes da regressão múltipla para a velocidade rápida e músculo gastrocnêmio lateral.....	150
TABELA 12 -Resultados dos ajustes da regressão múltipla para velocidade rápida e músculo gastrocnêmio medial. ....	152
TABELA 13 -Resultados dos ajustes da regressão múltipla para a velocidade rápida e músculo sóleo. ....	153

## LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - Diagrama ilustrativo das distintas áreas para análise biomecânica do movimento humano e suas complexas interações (adaptado de BAUMANN, 1995).....	2
FIGURA 2 - Diagrama de blocos de um eletromiógrafo clássico (adaptado de ROGOFF & REINER, 1970).....	6
FIGURA 3 - Diagrama representativo dos sistemas de aquisição de dados para eletromiografia atuais (ARAUJO, 1993).....	9
FIGURA 4 - Representação esquemática dos três tipos de unidades motoras (adaptado de BISSCHOP, CORLOBE, DUMOULIN & BERTHELIN, 1994).....	12
FIGURA 5 - Representação da utilização das unidades motoras de acordo com o grau de força muscular realizada e as taxas de disparo de cada uma (adaptado de KERKOUR & MEIER, 1993).....	14
FIGURA 6 - Gráficos ilustrativos do traçado EMG em diferentes graus de atividade muscular.....	17
FIGURA 7 - Gráfico mostrando o traçado EMG do m. bíceps braquial, obtido por eletrodos de superfície.....	21
FIGURA 8 - Ilustração esquemática das propriedades arquiteturais de músculos de membros (adaptado de LIEBER, 1992). .....	25
FIGURA 9 - A curva tensão-comprimento do sarcômero de músculo esquelético de rã obtida usando contrações isométricas seqüenciais em fibras musculares isoladas. De Gordon, Huxley e Julian (1966), adaptado de LIEBER (1992).....	27

	Página
FIGURA 10 - A curva velocidade-força muscular para músculo esquelético obtida usando contrações isotônicas seqüenciais em fibras isoladas (adaptado de LIEBER, 1992) .....	28
FIGURA 11 - Uma superfície hipotética força-velocidade-comprimento (adaptado de LIEBER, 1992) .....	30
FIGURA 12 - A aplicação de um estímulo elétrico (S) a um nervo periférico resulta em potenciais de ação no nervo em ambas as direções proximal e distal nos neurônios sensoriais e motores (a) (adaptado de NELSON, 1992 e GOODGOLD & EBERSTEIN, 1983). .....	34
FIGURA 13 - Representação esquemática da posição dos eletrodos segundo a técnica utilizada .....	47
FIGURA 14 - A forma-de-onda registrada é normalmente a diferença de Voltagem ( $V_a - V_b$ ), que é trifásica em comparação com a forma-de-onda vista por um eletrodo isolado (adaptado de WINTER, 1990). .....	48
FIGURA 15 - Representação dos eletrodos ativos e do amplificador utilizados para a eletromiografia (Delsys Inc., 1995).....	50
FIGURA 16 - Gráfico mostrando exemplo de uma aquisição do sinal retificado EMG de superfície, para o m. tibial anterior do indivíduo 1 .....	51
FIGURA 17 - Gráficos mostrando os valores para os indivíduos 1, 2 e 3, comparando as técnicas (a, b e c) de colocação de eletrodos para EMG de superfície nos 10 músculos analisados.....	52
FIGURA 18 - Gráfico mostrando o coeficiente de variação do sinal EMG entre os lados direito (D) e esquerdo (E) em 108 aquisições para o m. tibial anterior.....	62

FIGURA 19 - Gráfico mostrando os coeficientes de variabilidade (mediana e desvio padrão) do sinal EMG obtido durante contrações isométricas voluntárias máximas em duas situações diferentes (técnica I e técnica II) .....	64
FIGURA 20 - Representação do eletrogoniômetro fixo através de hastes na coxa e na perna para mensurar a variação angular do joelho ....	73
FIGURA 21 - Resultado experimental para o sujeito JAO com freqüência de movimento A, B, e C.....	76
FIGURA 22 - Gráficos mostrando o instante de ativação muscular dos quatro ventres superficiais do m. quadríceps femoral, durante os movimentos de agachamento (a) por flexão das pernas (fase excêntrica) e de extensão da perna (b) na posição sentada (fase concêntrica), para os três sujeitos que participaram desse estudo.....	78
FIGURA 23 - Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo único da marcha do contato do calcanhar direito ao contato do calcanhar direito (adaptado de WHITLE, 1995).....	87
FIGURA 24 - Representação esquemática das fases da marcha segundo a classificação proposta por <i>Rancho de Los Amigos Medical Center</i> (adaptado de HARRIS & WERTSCH, 1994). .....	88
FIGURA 25 - Definição das grandezas de medida da plataforma de força (adaptado de KISTLER, 1993). .....	91
FIGURA 26 - Gráficos das curvas de força reação do solo em seus componentes horizontal, vertical e transversal (com valores normalizados pelo peso corporal), e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (com valores normalizados pelo pico da curva), e da variação angular dos joelhos direito e esquerdo, sendo todos em função da porcentagem do apoio, para o sujeito 1 na velocidade lenta.....	96

FIGURA 27 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	97
FIGURA 28 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	97
FIGURA 29 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	98
FIGURA 30 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	98
FIGURA 31 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	99
FIGURA 32 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	99

FIGURA 33 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	100
FIGURA 34 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	100
FIGURA 35 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	101
FIGURA 36 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	101
FIGURA 37 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	102
FIGURA 38 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	102

FIGURA 39 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	103
FIGURA 40 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	103
FIGURA 41 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	104
FIGURA 42 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	104
FIGURA 43 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	105
FIGURA 44 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	105

	Página
FIGURA 45 -Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo.....	106
FIGURA 46 -Análise de correlação entre a atividade do m. sóleo e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade rápida .....	110
FIGURA 47 -Análise de correlação entre a atividade do m. sóleo e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio para a velocidade lenta.....	110
FIGURA 48 -Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio lateral e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio para a velocidade rápida.....	111
FIGURA 49 -Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio lateral e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio para a velocidade lenta .....	111
FIGURA 50 -Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio medial e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio para a velocidade rápida.....	112



FIGURA 51 -Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio medial e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio para a velocidade lenta .....	112
FIGURA 52 -Diagrama representativo das possibilidades de processamento do sinal no domínio do tempo e da frequência (adaptado de NIGG & HERZOG, 1994). .....	133
FIGURA 53 -Diagrama representativo dos principais recursos e etapas que um programa de aquisição de dados permite. ....	136
FIGURA 54 -Gráficos ilustrativos de três etapas de processamento do sinal EMG, sendo que (A) mostra o sinal original, (B) o mesmo sinal retificado, e (C) a utilização de um filtro passa-baixa, que provoca um alisamento da curva.....	141

## LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Além das abreviaturas, a presente mostra algumas expressões técnicas de palavras em inglês que não têm sido traduzidas para o português.

<b>A/D</b>	analógico / digital.
<b>BF</b>	m. bíceps femoral.
<b>Bpm</b>	batimentos por minuto.
<b>CV</b>	coeficiente de variação.
<b>“Cross Talk”</b>	comunicação transversal. É um termo utilizado para expressar quando o sinal EMG de um músculo vizinho interfere na captação do sinal de um determinado músculo.
<i>dp</i>	desvio padrão.
<b>EMG</b>	é uma abreviatura que tem sido usada para a palavra eletromiografia e termos derivados, como eletromiograma, eletromiográfico(s) ou eletromiográfica(s).
<b>ENMG</b>	eletroneuromiografia. Refere-se à utilização do registro EMG evocado por estímulos elétricos no nervo, o que permite a obtenção de velocidade de condução nervosa e avaliação de reflexos.
<b>FF</b>	“fast fatigable”. Tipo de fibra muscular, rápida e fadigável.
<b>FL</b>	m. fibular longo.
<b>FR</b>	“fast resistant”. Tipo de fibra muscular, rápida e resistente.
<b>FRS</b>	força de reação do solo.
<b>GM</b>	m. gastrocnêmio medial.
<b>GL</b>	m. gastrocnêmio lateral.
<b>MPF</b>	“mean power frequency”, refere-se à média da frequência obtida no espectro de potência.

<b>MUAP</b>	potencial de ação da unidade motora (“motor unit action potential”).
<b>MUP</b>	potencial das unidades motoras (“motor unit potential”).
<b>Pé aplanado</b>	é o primeiro instante durante o apoio quando o pé ou calçado está aplanado sobre o solo e independe de como o contato inicial foi feito.
<b>“Push off”</b>	é um período de tempo após o início do apoio quando o membro inferior está sendo empurrado do solo, devido à flexão plantar, que ocorre logo após a retirada do calcanhar e termina com a retirada do dedo.
<b>RF</b>	m. reto femoral.
<b>RMS</b>	“root mean square”, é a raiz quadrada da média do sinal mensurado.
<b>SNC</b>	sistema nervoso central.
<b>S.</b>	m. sóleo.
<b>S</b>	“slow”, tipo de fibra muscular lenta.
<b>ST</b>	“spike triggered”
<b>TA</b>	m. tibial anterior
<b>TP</b>	m. tibial posterior.
<b>“Turns”</b>	são pequenos picos ( $>100 \mu\text{V}$ ) que ocorrem dentro de uma fase do potencial.
<b>VM</b>	m. vasto medial.
<b>VML</b>	m. vasto medial longitudinal.
<b>VMO</b>	m. vasto medial oblíquo.
<b>VL</b>	m. vasto lateral.
<b><math>\bar{X}</math></b>	média.

## LISTA DE ANEXOS

	Página
ANEXO I - Padronização de conceitos utilizados sobre instrumentação, tratamento, condicionamento e operações realizadas com o sinal eletromiográfico .....	129
ANEXO II - Resultados da análise estatística do experimento 04 .....	142

## RESUMO

### UTILIZAÇÃO DA ELETROMIOGRAFIA NA ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO

Autor: RUBENS CORRÊA ARAUJO

Orientador: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

Este trabalho foi realizado com o objetivo geral de discutir a utilização da eletromiografia em procedimentos de análise do movimento humano. Para tanto, foi realizada uma revisão de temas relacionados à eletromiografia, visando a fundamentar a técnica e áreas de aplicação. Para atender a tais propósitos e, tendo como base o conhecimento acumulado na literatura científica, foram selecionados quatro temas que receberam tratamento e análise experimental com controle metodológico para a interpretação de variáveis biomecânicas aplicadas ao movimento humano. O primeiro deles, Estudo Comparativo sobre Técnicas de Colocação de Eletrodos de Superfície em Músculos do Membro Inferior, propõe a utilização de colocação dos eletrodos de superfície sobre o ponto motor, pelo menos para aqueles músculos de difícil localização a partir da superfície da pele, visto que essa técnica é procedimento experimental que fornece a certeza de que os eletrodos estão colocados sobre o músculo em análise. O segundo, Estudo sobre a Variabilidade Intra e Inter-Sujeitos do Sinal Eletromiográfico durante contração isométrica, permitiu verificar um coeficiente de variação do sinal eletromiográfico de 21%, indicando indica que, quando forem realizados experimentos numa situação

imprópria para procedimentos de normalização, deve-se considerar tal variabilidade, o que também deve ser feito quando se optar por procedimento de normalização do sinal eletromiográfico pelo valor obtido numa contração isométrica voluntária máxima. No terceiro experimento, Análise Biomecânica da Ativação das Porções Superficiais do m. Quadríceps Femoral durante contrações excêntricas e concêntricas, foi revelado como diferentes porções de um mesmo músculo podem ser ativadas distintamente, de acordo com o padrão de movimento e propõe que a porção longitudinal do m. vasto medial é ativada precocemente na fase excêntrica do movimento de agachamento. O último experimento, Análise da Atividade dos Componentes do Músculo Tríceps Sural durante a marcha e suas correlações com a Força de Reação do Solo e Variação Angular, permitiu uma avaliação da correlação entre os ventres do m. tríceps sural com a dinâmica e cinemática, demonstrando diferenças de padrão de marcha entre sujeitos e altos coeficientes de variabilidade intra-sujeito, sugerindo que tais ventres musculares agem a cada passo, fazendo ajustes instantâneos e tornando o sinal eletromiográfico extremamente variável. De um modo geral, parece que a consolidação da utilização da eletromiografia para análise do movimento humano necessita assumir as padronizações metodológicas descritas e experimentalmente interpretadas no presente trabalho em conformidade com o atual estágio do conhecimento científico da área, além de incluir uma abordagem estatística que possa melhor analisar os resultados dos experimentos em eletromiografia para análise do movimento humano.

**Palavras chave:** Eletromiografia, Biomecânica, Movimento Humano.

## ABSTRACT

### USE OF ELECTROMYOGRAPHY IN BIOMECHANICAL ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT

Author: RUBENS CORRÊA ARAUJO

Adviser: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

The general purpose of the present study was to perform electromyographic studies in human movement analysis. Initially, an extensive review related to aspects of electromyography was done in order to base the technique and its areas of application. Considering the scientific literature reviewed, four important topics were selected to be studied by experimental treatment and controlled analysis to interpretate biomechanical variables applied to human movement. The first experiment, Comparative Study of Surface Electrodes Placement in Lower Limb Muscles, suggested that surface electrodes should be placed over the motor point, at least for those muscles difficult to localize over the skin surface. This technique is justified because it is an experimental procedure, which gives the certainty that the electrodes are located exactly over the muscle studied. The second experiment, named Study of Intra and Inter Subjects Variability of Electromyographic signal during Isometric Contractions, revealed an EMG coefficient of variability of 21%, indicating that this variability must be considered in experiments associated with improper normalization procedures conditions, or normalization procedure by the maximal isometric voluntary contraction. In the third

experiment, Biomechanical Analysis of superficial portions of *quadriceps femoris* muscle during eccentric and concentric contractions, it was shown how different portions of one muscle can be activated distinctly, according to the movement pattern, and suggested that the longitudinal portion of *vastus medialis* muscle is activated early in the eccentric phase of squatting movement. The last experiment, named Analysis of *triceps surae* muscle components during walking and their correlations with the ground reaction force and angular variation, evaluated the correlation between the triceps surae bellies with the dynamic and kinematic, showing differences in patterns of walking between subjects and high intra-subject coefficients of variability. These findings suggest that these muscle bellies act at each step, performing instantaneous adjustments, and the electromyographic signal becomes extremely variable. We conclude that the consolidation of the utilization of electromyography for human movement analysis needs to assume the methodological padronization described and interpreted in this study, and also needs to include a statistical approach which could result in a better analysis of the experiments results in electromyography for human movement analysis.

**Keywords:** Electromyography, Biomechanics, Human Movement.



## 1 INTRODUÇÃO

A investigação e análise do movimento preocupa-se com aspectos de natureza científica, cuja aplicação prática contextualizamos a partir dos conhecimentos da Biomecânica, que nos permite uma complexa interpretação acerca da estrutura funcional do movimento humano.

A Biomecânica pode ser definida genericamente como a disciplina que estuda a mecânica dos seres vivos, ou mais especificamente como a ciência que examina as forças que agem sobre e dentro de uma estrutura biológica, e os efeitos produzidos por tais forças (HATZE, 1974), e utiliza procedimentos de medição como sumariados na FIGURA 1.

A partir desta complexa abordagem sobre as áreas de atuação da Biomecânica para análise do movimento (BAUMANN, 1995) passaremos a discutir conceitos, critérios e métodos, cuja problemática estará centrada na utilização da eletromiografia para uma conseqüente interpretação.

→ A EMG pode ser definida como o estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico emanado durante a contração muscular. Esse estudo da função muscular, através da EMG, permite fazer interpretações em condições normais e patológicas.

BASMAJIAN (1978), BASMAJIAN & De LUCA (1985), CLARYS & LEWILLIE (1992), WINTER (1990) e DAINTY & NORMAN (1987) descreveram importantes estudos sobre interpretações a partir da EMG, da função qualitativa e/ou quantitativa do movimento humano, acrescentando, assim, novas informações sobre a atividade muscular e considerando-se a evolução no processamento e na instrumentação aplicada à EMG.

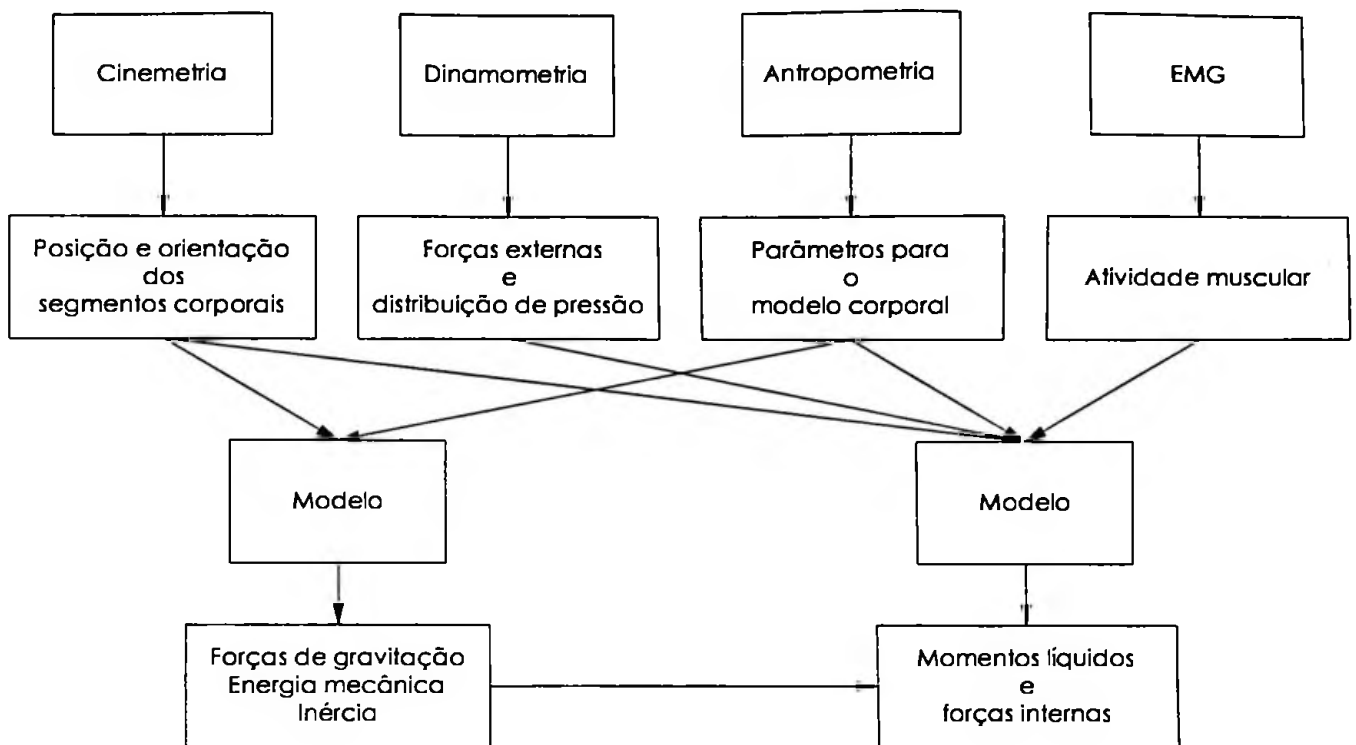


FIGURA 1 - Diagrama ilustrativo das distintas áreas para análise biomecânica do movimento humano e suas complexas interações (adaptado de BAUMANN, 1995).

O presente trabalho foi realizado com o objetivo geral de apresentar e discutir a utilização da EMG em procedimentos de análise do movimento humano, demonstrando a complexidade de analisá-lo e questionando a validade de transportar conhecimentos adquiridos em experimentos laboratoriais, cuja condição experimental permite o controle de variáveis que dificilmente seriam controladas durante o movimento humano irrestrito. Isso porque em estudos de controle motor, por exemplo, é desejável não somente investigar o movimento de articulações isoladas, mas também movimentos naturais humanos irrestritos (SIMONSEN, DYHRE-POULSEN, VOIGT, AAGAARD & FALLENTIN, 1997). Abordar-se-ão, ainda as restrições e/ou limitações metodológicas, às quais estivemos sujeitos em função de modelos selecionados e procedimentos utilizados para atender nossos objetivos.

Este trabalho justifica-se, portanto, porque, apesar de haver inúmeros trabalhos sobre EMG, muitos autores usaram diferentes procedimentos de maneira que a grande diversidade tecnológica e fisiológica tornou a comparação e

reprodutibilidade dos resultados experimentais extremamente difícil. Além disso, estudos que fazem aquisição sincronizada com outros dados biológicos, para uma análise mais completa das variáveis envolvidas no movimento humano, são mais escassos e, mesmo assim, nesses casos, o uso da EMG fica restrito à identificação de qual (ou quais) músculos são ativos durante um determinado movimento, sem uma análise mais complexa do sinal EMG. Essa questão merece, sobretudo, uma discussão da metodologia de detecção e análise do sinal EMG, já que pode trazer mais informações com o desenvolvimento científico.

Procuraremos demonstrar, no decorrer do trabalho, como podemos utilizar a EMG de maneira sistêmica e estruturada metodologicamente para a análise e interpretação de movimentos selecionados de maneira a exemplificar complexas estruturas funcionais aplicadas.

Na apresentação faz-se inicialmente uma revisão de temas relacionados à EMG, visando a fundamentar a técnica e áreas de aplicação, bases do conhecimento científico além do estudo da evolução da EMG para análise o movimento humano (item 2), e desenvolvem-se quatro experimentos, sendo dois de interesse metodológico e dois de aplicação na área de Biomecânica e Controle Motor do Movimento Humano. Estes estudos laboratoriais apresentam-se assim distribuídos:

- EXPERIMENTO 01: estudo comparativo sobre técnicas de colocação de eletrodos de superfície em músculos do membro inferior (item 3);
- EXPERIMENTO 02: estudo sobre a variabilidade intra e inter-sujeitos do sinal eletromiográfico durante contração isométrica (item 4);
- EXPERIMENTO 03: análise biomecânica da ativação das porções superficiais do m. quadríceps femoral durante contrações excêntricas e concêntricas (item 5); e
- EXPERIMENTO 04: análise da atividade dos componentes do músculo tríceps sural durante a marcha, e suas correlações com a força reação do solo e variação angular (item 6).

Finalmente, procuramos trazer a discussão sobre o desenvolvimento metodológico aplicado à EMG, com utilização específica para a análise biomecânica funcional do movimento humano, cuja utilização de pesquisa dá-se segundo

importante conceito interdisciplinar, conceito sintetizador da própria abrangência da Biomecânica.

## 2 REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA

### 2.1 A eletromiografia: caracterização e evolução para investigar o movimento humano

Redi, em 1666, foi o primeiro cientista a fazer deduções lógicas que músculos geram eletricidade, a partir da sua suspeita de que o choque elétrico de alguns peixes eram de origem muscular; Dufay, em 1698, postulou que todos os corpos vivos incluindo o corpo humano têm propriedades elétricas. Em 1791, Galvani apresentou a correlação entre a eletricidade e a contração muscular, quando despolarizou músculos da perna de rãs, tocando-as com hastes de metal. Ele descreveu a presença de uma atividade elétrica gerada no interior do animal, a partir da observação da contração muscular eletricamente eliciada (CLARYS & LEWILLIE, 1992).

Em 1838, Matteucci foi o primeiro a provar que correntes elétricas são originadas em músculos. Mas seu trabalho atraiu o interesse de Du Bois Raymond que incrementou e redesenhou as “máquinas de eletricidade” visando a detectar sinais elétricos voluntários de músculos humanos em contração (CLARYS & LEWILLIE, 1992).

Em 1849, Du Bois-Raymond reportou a detecção de sinais elétricos eliciados voluntariamente de músculos humanos. Ele observou que, se um nervo pode excitar-se a 1 V com um pulso elétrico de incremento rápido, esse mesmo nervo pode requerer 5 V para produzir a mesma resposta, se o pulso tivesse um incremento lento (isto é, atingisse lentamente a amplitude pico). Como a intensidade é aumentada lentamente, o nervo se acomoda ao estímulo, variando o seu limiar de excitabilidade. O cientista descreveu que, para evitar esse efeito de acomodação, o pulso elétrico deveria ter um tempo de subida menor do que 60  $\mu$ s (NELSON &

CURRIER, 1991).

Duchenne, em 1867, foi o autor que mais contribuiu para o nosso conhecimento atual da função muscular (CLARYS & LEWILLIE, 1992; LICHT, 1970). Ele investigou sistematicamente a dinâmica e função de todos os músculos esqueléticos superficiais íntegros, aplicando uma habilidosa técnica de estimulação elétrica nos mesmos, de forma a encontrar os pontos hoje conhecidos como pontos motores: as regiões mais excitáveis do músculos.

Wedensky, em 1884, encontrou que os músculos em contração criam um ruído detectável. Em 1890, Marey denotou atividade muscular descrita com “padrões miográficos” . Forbes & Thacher, em 1920, foram os primeiros a amplificar os potenciais de ação musculares, usando um tubo de raios catódicos (CLARYS & LEWILLIE, 1992).

Em 1929, ADRIAN & BRONK fizeram a introdução de eletrodos-agulha e aumentaram a aplicação de EMG na comunidade clínica, além de terem tornado possível a observação de atividade de fibra muscular isolada. Com o aumento da qualidade e disponibilidade dos aparelhos para EMG, seu uso ampliou-se para aplicações em cinesiologia, ortopedia, neurologia e reabilitação.

Utilizando a EMG como procedimento experimental, em 1929, Sherrington descreveu as propriedades anátomo-fisiológicas do músculo, através do relato do neurônio motor inferior, chamado por ele de via motora terminal comum (LUDIN, 1974).

Para chegar a esses resultados, nessa fase da história, era necessário utilizar equipamentos básicos da época que se tornaram clássicos por muito tempo. O conjunto de elementos que constitui um eletromiógrafo clássico, esquematizado na FIGURA 2, apresentava basicamente o sistema de eletrodos; o amplificador (o sinal gerado pelo músculo apresenta uma intensidade muito reduzida, da ordem de microvolts, o que impossibilita a aquisição desse sinal sem a sua amplificação); o tubo de raios catódicos, que permite a visualização do sinal gerado; o alto-falante, que permite a escuta do sinal gerado; um sistema de câmaras fotográficas ou de marcação de papel fotossensível, que permitem o registro desse sinal visual; e um sistema de gravação do sinal sonoro gerado (ROGOFF & REINER, 1970).

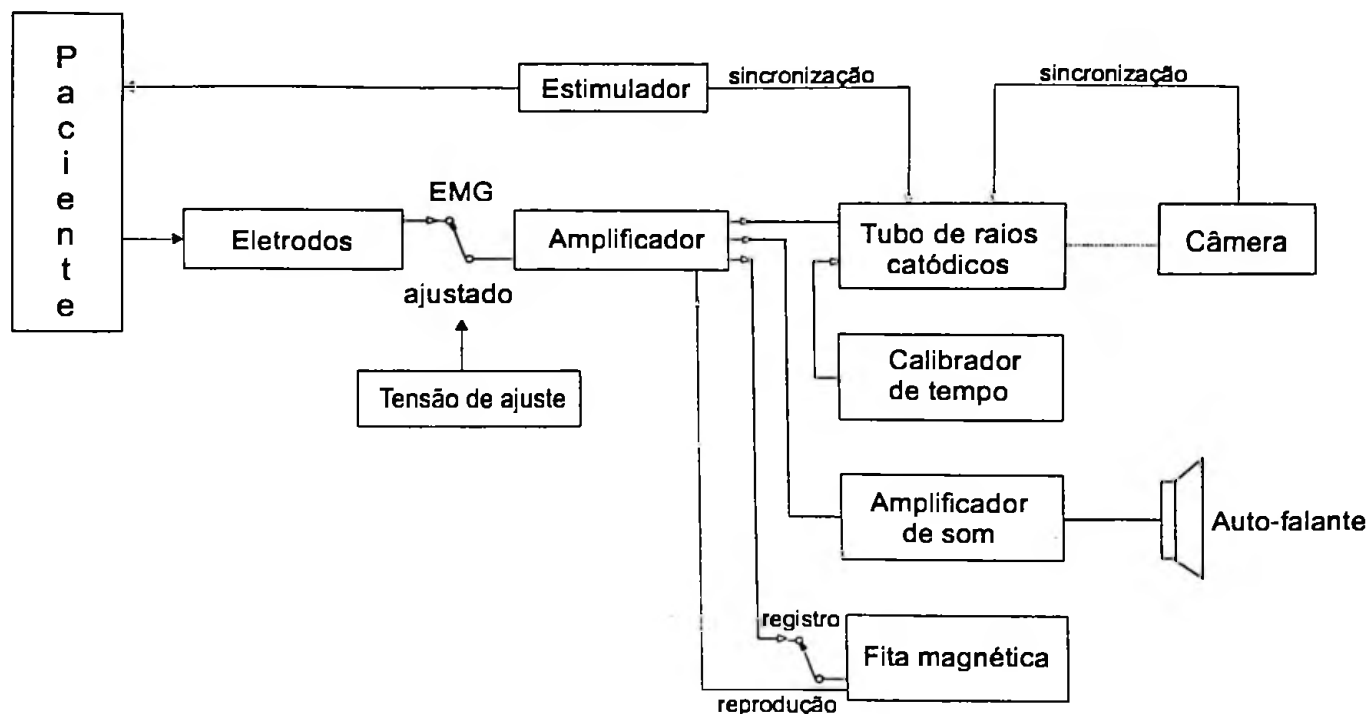


FIGURA 2 - Diagrama de blocos de um eletromiógrafo clássico (adaptado de ROGOFF & REINER, 1970).

Deve-se considerar que cada um desses componentes, apresentou intensas modificações, ao longo do tempo, que permitiram a significativa evolução metodológica e conseqüente contribuição da EMG para nosso conhecimento atual.

Um dos maiores problemas metodológicos da EMG é o fato da freqüente presença dos artefactos. Entendem-se por artefactos ou ruídos as interferências presentes no sinal EMG, cuja origem é distinta do sinal oriundo da atividade elétrica neuromuscular. Como exemplos de artefactos, pode-se citar a interferência da corrente alternada da rede, da freqüência cardíaca, dos eventuais sinais oriundos de aparelho de diatermia utilizados em regiões próximas, do mau-contacto eletrodo-pele, do movimento eletrodo-pele que gera cargas eletrostáticas captadas pelo eletrodo, entre outros (LICHT, 1970).

A presença dos artefactos é, de certa forma, dificilmente evitável nesse tipo de aquisição, uma vez que para a amplificação considerável do sinal captado (da ordem de microvolts) outros sinais considerados como ruído também são amplificados e podem comprometer a real interpretação do sinal EMG. Portanto,

essa relação sinal-ruído foi um problema que mereceu o estudo de inúmeras tentativas de resolução para que o sinal EMG pudesse ser melhor interpretado, sendo que o amplificador diferencial foi um grande salto para a resolução de tal problema (ROGOFF & REINER, 1970). Historicamente, alguns desses aspectos foram resolvidos e outros permanecem, em maior ou menor grau.

Os eletrodos evoluíram de maneira que o sistema de fixação dos mesmos na pele pôde melhorar consideravelmente. Por exemplo, puderam-se encontrar eletrodos auto-adesivos maleáveis feitos com plástico na face externa, um filme de prata como material condutor e o gel neutro auto-adesivo com interface eletrodo-pele, permitindo considerável adaptação e fixação do eletrodo à superfície do sujeito examinado. Outros exemplos são os discos de ouro envoltos por plástico, que permitem a aquisição do sinal EMG na água (aplicações em análise do movimento na água (YANO, NAKAZAWA & YAMAMOTO, 1995), como padrões de movimento na natação ou marcha na água, entre outros), e ainda os eletrodos constituídos de sistema de pré-amplificação, minimizando os problemas de artefactos. Estes últimos são conhecidos como eletrodos ativos, já que além de estarem conectados aos dois fios condutores do sinal ao amplificador, também apresentam outros dois que alimentam o pré-amplificador com uma corrente elétrica, permitindo um aumento do sinal no eletrodo, minimizando, assim, os ruídos adquiridos ao longo do trajeto dos cabos.

Os amplificadores antigos apresentavam o problema de ter o sinal adquirido de maneira dependente da resistência elétrica da pele. Isso fez com que muitos estudos antigos merecessem a monitoração da resistência da pele e da temperatura ambiente enquanto o exame estivesse sendo realizado, por isso, tornou uma série de experimentos não-reprodutíveis. Atualmente, a evolução dos amplificadores com entradas de alta impedância permitiu a resolução desses problemas, uma vez que o ganho do sinal independe, agora, da resistência da pele (WINTER, 1990). A evolução dos cabos conectores também merece consideração porque a eleição tanto do material condutor, como do sistema de isolação, permitiram, também, minimizar a presença desses ruídos.

Os sistemas de registro também apresentavam problemas: aqueles que

utilizavam de registro em papel termossensível apresentavam um erro em potencial, porque o ponteiro marcador podia adquirir inércia e mudar a impressão do sinal original, ou, no caso das câmaras fotográficas, a demora no tempo de interpretação do sinal gerava dificuldades técnicas ao exame. A análise concomitante de outros sinais além do sinal EMG era também sujeita a erros, pois não havia como assegurar-se, com exatidão, a sincronização dos procedimentos de medição.

Uma questão importante a ser considerada é a natureza do sinal e sua relação com os instrumentos de medição. A maioria dos parâmetros físicos como volume, pressão, voltagem (no caso, aquela oriunda do músculo), peso e força, são sinais analógicos, pois podem ser continuamente variados entre dois valores quaisquer. O sinal conhecido como analógico é o sinal com variação contínua de seu valor (SAMESHIMA, 1987). Mas a grande maioria dos procedimentos de medição atualmente adotados são feitos com uso de computadores. Neste caso, o sinal analógico adquirido pelos eletrodos é enviado a um conversor analógico-digital, que converte o sinal analógico num sinal digital.

Os valores armazenados no computador são discretos porque a representação do valor do parâmetro físico faz-se por um número finito de dígitos, e a resolução da amplitude é determinada pelo número de bits que um computador apresenta (mais precisamente, é calculado pela expressão  $2^n$ , em que  $n$  é o número de bits que a máquina apresenta. Por exemplo, se uma máquina apresenta 8 bits, ela oferece 256 combinações possíveis (representando 256 níveis dentro da faixa de voltagem adquirida). Portanto, quanto maior o número de bits, maior é a fidelidade da medida, ou na linguagem técnica, maior é a resolução da conversão A/D (SAMESHIMA, 1987).

O advento dos microcomputadores tornou a aquisição de dados muito mais eficiente e confiável se comparada a outros métodos tradicionais e acrescentou uma grande vantagem: que é o fato de os dados digitais já estarem prontos para a análise e processamento desse sinal, a elaboração de relatórios (gráficos e tabelas) e a exportação de dados.

Uma forma de demonstrar essa evolução, ora discutida, está esquematizada na FIGURA 3. Uma vez que as rotinas com operações do sinal EMG



acompanham a própria evolução da tecnologia eletrônica, muitos recursos estão disponíveis atualmente para otimização do tratamento dos dados e melhor interpretação do sinal EMG. Nós optamos por apresentar os recursos mais comumente utilizados no ANEXO I, onde podem ser encontradas considerações sobre os procedimentos utilizados no presente trabalho.

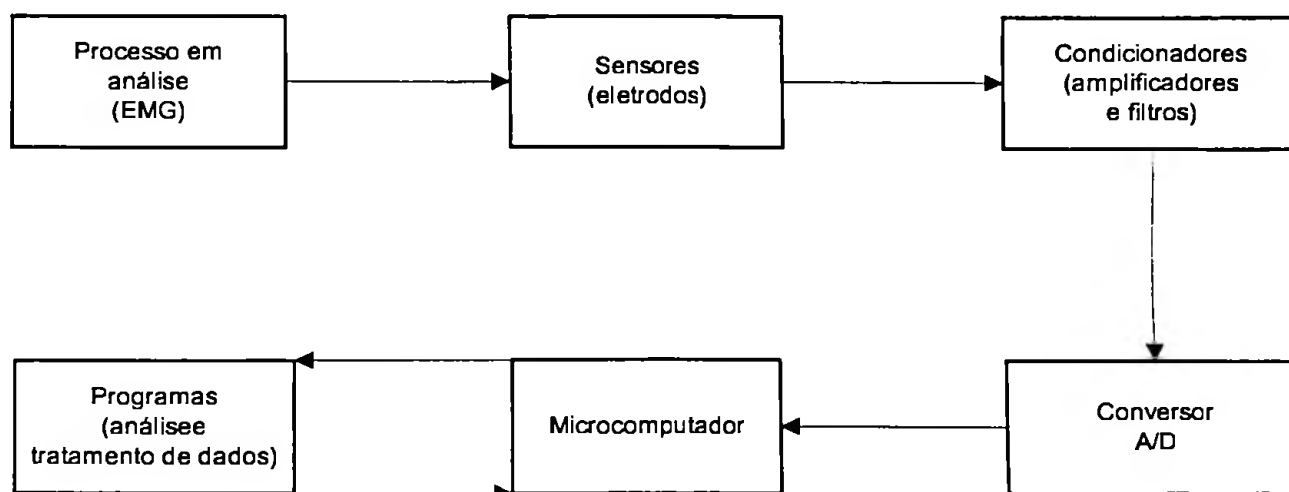


FIGURA 3 - Diagrama representativo dos sistemas de aquisição de dados para eletromiografia atuais (ARAUJO, 1993).

O sinal EMG varia de acordo com propriedades anatômicas e fisiológicas do músculo, o esquema de controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação usada para coletar o sinal.

A análise do movimento humano é mais completa quanto maior o número de procedimentos biomecânicos são utilizados. Assim, cada um daqueles procedimentos descritos na FIGURA 1 pode contribuir em algum aspecto para a compreensão do movimento, por exemplo, para análise da marcha pode-se utilizar a dinamometria (que permite registro da força e distribuição de pressão), a cinemetria (que permite a obtenção de dados como velocidade, variação angular, entre outros) e, nesse caso, a EMG pode contribuir para descrever a atividade muscular específica de grupos musculares distintos e em fases distintas para que esse movimento possa ser executado. Isto pode ser possível, atualmente, pela aquisição sincronizada de todos os procedimentos através de *hardwares* e *softwares*

específicos que também permitem o armazenamento e o tratamento dos dados.

A interpretação dinâmica ou cinesiológica dos dados EMG é usada para prover informação sobre o tempo de atividade muscular e sua intensidade relativa. Os sinais EMG, contudo, são influenciados por muitos fatores que podem complicar suas interpretações. Elas incluem: a magnitude da tensão mecânica, a velocidade de encurtamento, a velocidade de alongamento, a taxa de tensão no fortalecimento, a fadiga, a atividade reflexa e o ângulo articular (ACIERNO, BARATA & SOLOMONOW, 1995).

A Biomecânica tem utilizado desse método para, em conjunto com outros procedimentos de medição, obter dados sobre os componentes neuromusculares determinantes do controle do movimento e suas variáveis com os fenômenos mecânicos do segmento. O desenvolvimento da eletrônica permitiu a construção de conversores analógico-digitais (A/D), que permitem a aquisição de sinais diversos sincronizadamente. Assim, pode-se utilizar a cinemetria, a dinamometria para obter-se dados sobre a velocidade angular, variação angular e sobre as forças externas e correlacionar esses dados com a atividade muscular.

Segundo ACIERNO et al. (1995), a EMG está sujeita ao uso de forma errônea ou abusiva, devido às técnicas e termos errôneos e inconsistentes, tornando as validações de experimentos EMG difíceis e, às vezes, impossíveis.

É por isso que se faz interessante uma revisão das propriedades das unidades motoras.

## 2.2 Propriedades das unidades motoras

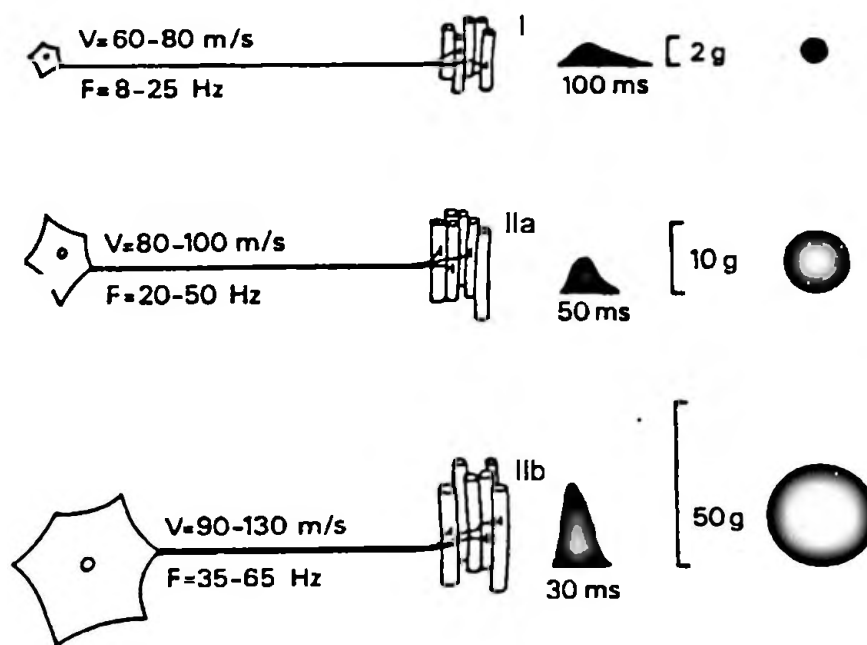
Os impulsos oriundos do SNC atingem os seus órgãos efetores, como no caso o músculo esquelético, através dos neurônios motores inferiores. Cada neurônio motor inferior inerva um conjunto de fibras musculares, e esse conjunto é conhecido como unidade motora. Portanto, não é possível ativar voluntariamente uma única fibra muscular, já que o mesmo impulso que a ordena, ordena também outras fibras musculares. A unidade motora é, portanto, a menor unidade funcional do sistema neuromuscular, e objeto principal de investigação da EMG (FISCHER,

1970).

O número de fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa é chamado de taxa de inervação. Embora a taxa de inervação varie consideravelmente de um músculo para outro, ela é de uma certa maneira proporcional ao tamanho do músculo. Em músculos extra-oculares de humanos, que são muito pequenos, a taxa é de cerca de 10; nos músculos da mão, que são algo maiores, ela é cerca de 100, e nos músculos muito grandes como o gastrocnêmio, ela é de 2000. Uma menor taxa de inervação indica uma maior capacidade de gradação fina da força total do músculo, assim como os pequenos campos receptores permitem uma maior resolução espacial nos sistemas somático-sensorial e visual (GHEZ, 1991).

Em função da diversidade de funções que os músculos apresentam, e mesmo da solicitação diferenciada de um mesmo músculo em tarefas diferentes, ocorrem distintas taxas de inervação, como visto anteriormente, e também há distintos tipos de unidades motoras. A classificação do tipo de unidade motora pode ser feita de acordo com suas propriedades histoquímicas, metabólicas ou fisiológicas (LIEBER, 1992).

As unidades motoras são classificadas fisiologicamente em três classes básicas de acordo com o tempo que as fibras levam para atingir o pico de força durante uma contração e o grau de fadiga delas, conforme esquematizado na FIGURA 4.



V é a velocidade de condução nervosa, F é a frequência de disparo da unidade motora, ms. é o tempo de contração em milissegundos, g é a tensão muscular em gramas, e os círculos representam o grau de fadigabilidade de acordo com o tamanho

FIGURA 4 - Representação esquemática dos três tipos de unidades motoras. (adaptado de BISSCHOP, CORLOBE, DUMOULIN & BERTHELIN, 1994).

O primeiro grupo, que é chamado de FF, contrai e relaxa rapidamente, mas fadiga-se rapidamente quando estimulado repetitivamente. Estas unidades geram a maior força durante a tensão ou contração tetânica. O segundo grupo é chamado de S, tem um tempo de contração muito mais longo e é altamente resistente à fadiga. No entanto, pode gerar somente de 1 a 10% da força das unidades FF. O terceiro grupo, chamado de FR, tem propriedades que são intermediárias entre os outros dois (GHEZ, 1991).

As fibras musculares também diferem em suas características histoquímicas e bioquímicas. As unidades FF têm poucas mitocôndrias e usam a glicólise, através da quebra anaeróbica de glicogênio para sua demanda de energia. Essas fibras têm altos níveis de glicogênio e enzimas glicolíticas, como a fosforilase.

Em contraste, as fibras das unidades S são mais dependentes de um metabolismo oxidativo e têm muito mais mitocôndrias, bem como altos níveis de enzimas oxidativas, como a desidrogenase succínica. As fibras S também contêm um grande número de mioglobina, que é uma proteína com uma capacidade de armazenar oxigênio (McMAHON, 1984).

Os três tipos de unidades variam substancialmente na força que elas geram. As unidades FF podem produzir até 100 vezes mais força do que as unidades S. As diferenças na força são devidas a dois principais fatores: a) a taxa de inervação é maior e b) as áreas de secção transversal das fibras musculares individuais são maiores nas FF e menores nas S. Em adição, existem diferenças intrínsecas nas moléculas de miosina e a capacidade de geração de força das pontes cruzadas nos três grupos de fibras (GHEZ, 1991).

A FIGURA 5 apresenta um esquema ilustrativo da participação das unidades motoras segundo a solicitação de força

Músculos individuais têm proporções variadas de diferentes tipos de unidades motoras e as fibras musculares de uma dada unidade motora são amplamente distribuídas dentro de cada músculo (BURKE, LEVINE, SALCMAN & TSAIRIS, 1974).

Embora as fibras musculares pertencentes a uma unidade motora sejam distribuídas em sub-regiões do músculo, as fibras de uma unidade motora estão espalhadas entre fibras de outras unidades motoras. A consequência funcional dessa dispersão é que a força gerada por uma unidade irá espalhar-se por uma área tecidual maior. Isto provavelmente minimiza os estresses mecânicos em regiões localizadas dentro do músculo (LIEBER, 1992).

Tipicamente, as unidades S, que são as mais numerosas e requerem um maior suporte metabólico, são localizadas mais profundamente no músculo. As unidades FF, que usam a glicólise, são sempre mais próximas da superfície, onde a vascularização é menor. Alguns músculos, como o m. sóleo, têm uma preponderância de unidades S, enquanto que outros, como os músculos oculares extrínsecos, têm primariamente unidades motoras rápidas. Estas diferenças correspondem-se com a demanda funcional dos diferentes músculos (GHEZ, 1991).

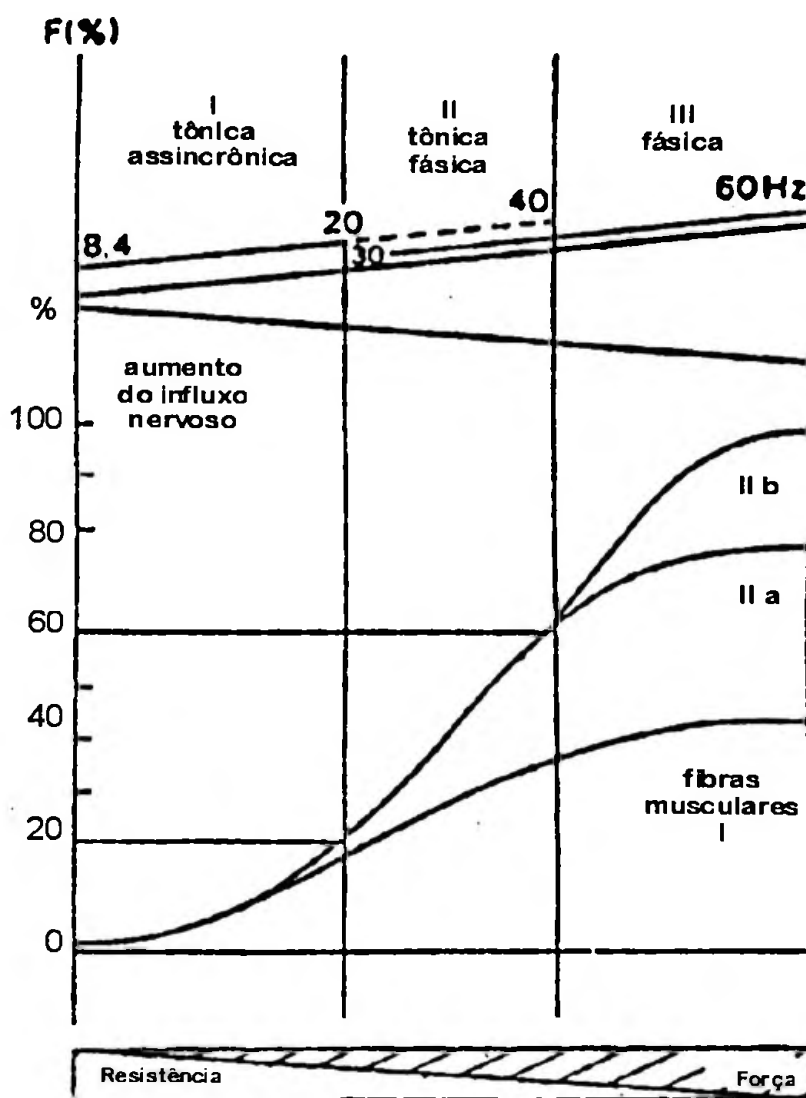


FIGURA 5 - Representação da utilização das unidades motoras de acordo com o grau de força muscular realizada e as taxas de disparo de cada uma (adaptado de KERKOUR & MEIER, 1993).

Em uma unidade motora, as propriedades das fibras nervosas e musculares estão intimamente relacionadas. Primeiro, o diâmetro e velocidade de condução de axônios que suprem as unidades FF são maiores que aqueles que suprem as unidades FR e S. Como resultado, a velocidade de contração da fibra muscular está correlacionada com a velocidade de condução ao longo do axônio. Segundo, os neurônios motores de unidades S somente disparam em frequências baixas porque cada potencial de ação é seguido por um longo período de

hiperpolarização pós-potencial, o que previne a ocorrência de outro impulso imediatamente (GHEZ, 1991). A TABELA 1 apresenta características funcionais das unidades motoras.

TABELA 1 - Classificação e características das unidades motoras em músculos esqueléticos (adaptado de ROBINSON, 1989).

Tipo de unidade motora	FF	FR	S
Tipo de fibra muscular	II b	II a	I
Característica			
velocidade de contração	rápida	rápida	lenta
tempo de tensão da contração	pequeno	pequeno	grande
resistência à fadiga	baixa	alta	muito alta
tensão tetânica	alta	intermediária	baixa
número de fibras / unidade	grande	intermediário	pequeno
freqüência de uso	baixa	intermediária	alta
ordem de recrutamento (*)	última	intermediária	primeira
tamanho do corpo celular da unidade	grande	intermediário	pequeno

(\*) em movimentos lentos

Cada unidade motora geralmente produzirá um potencial de amplitude e forma características desde que a relação geométrica entre o eletrodo e a unidade motora ativa permaneça constante.

Esses MUAPs são deflagrados a uma certa taxa, denominada taxa de disparo das unidades motoras, que pode ser definida como a média da taxa de disparo de uma unidade motora sobre um dado período de tempo. A denominação de freqüência de disparo de uma unidade motora não é utilizada usualmente, em função desse disparo não ser constante, já que o mesmo apresenta uma certa variabilidade inter-picos. Visto serem os eventos irregulares, eles são determinados pela contagem dos potenciais num determinado tempo, em pulsos por segundo (LOEB & GANS, 1986).

O MUAP, que é captado pelos eletrodos EMG, consiste na somação espaço-temporal dos potenciais de ação de fibras musculares individuais. A amplitude do potencial de ação individual varia de acordo com o diâmetro da fibra muscular, a distância entre a fibra muscular ativa e o sítio de detecção e as propriedades do eletrodo. Já a duração dos potenciais é inversamente relacionada à velocidade de condução da fibra muscular. A forma de onda do MUAP, por sua vez, depende do eletrodo utilizado, seus locais em relação às fibras musculares, das propriedades eletroquímicas do músculo e tecido conjuntivo e do equipamento de registro. Quando uma unidade motora é primeiro recrutada, ela dispara a uma taxa inicial e geralmente aumenta quando a tensão muscular aumenta (ACIERNO et al., 1995).

Com o aumento do número de MUAPs no traçado EMG, ocorre a sincronização. Este termo é usado para descrever a tendência de uma unidade motora descarregar no mesmo instante em que uma outra unidade motora descarrega, ou próximo dele (STEIN & YANG, 1989). Esse termo, portanto, descreve a interdependência de duas ou mais unidades motoras. Quando uma agulha é colocada dentro de um músculo ou com um eletrodo superfície num ponto correspondente na pele, uma série de formas de ondas (representação elétrica da atividade da unidade motora) pode ser vista num osciloscópio. As primeiras unidades motoras recrutadas são aquelas de limiar mais baixo. Quando mais esforço é requisitado, suas taxas de disparo aumentam e simultaneamente é recrutado um número maior de unidades motoras. Certas características desse potencial podem ser analisadas: o número de fases, a amplitude e duração do potencial e sua taxa de disparo. Cada músculo apresenta uma mistura de tipos de unidades motoras e apresentam características únicas, devido ao tamanho e tipo de fibra muscular, densidade da unidade motora, taxa de inervação e outros fatores bioquímicos e histoquímicos (LIEBER, 1992).

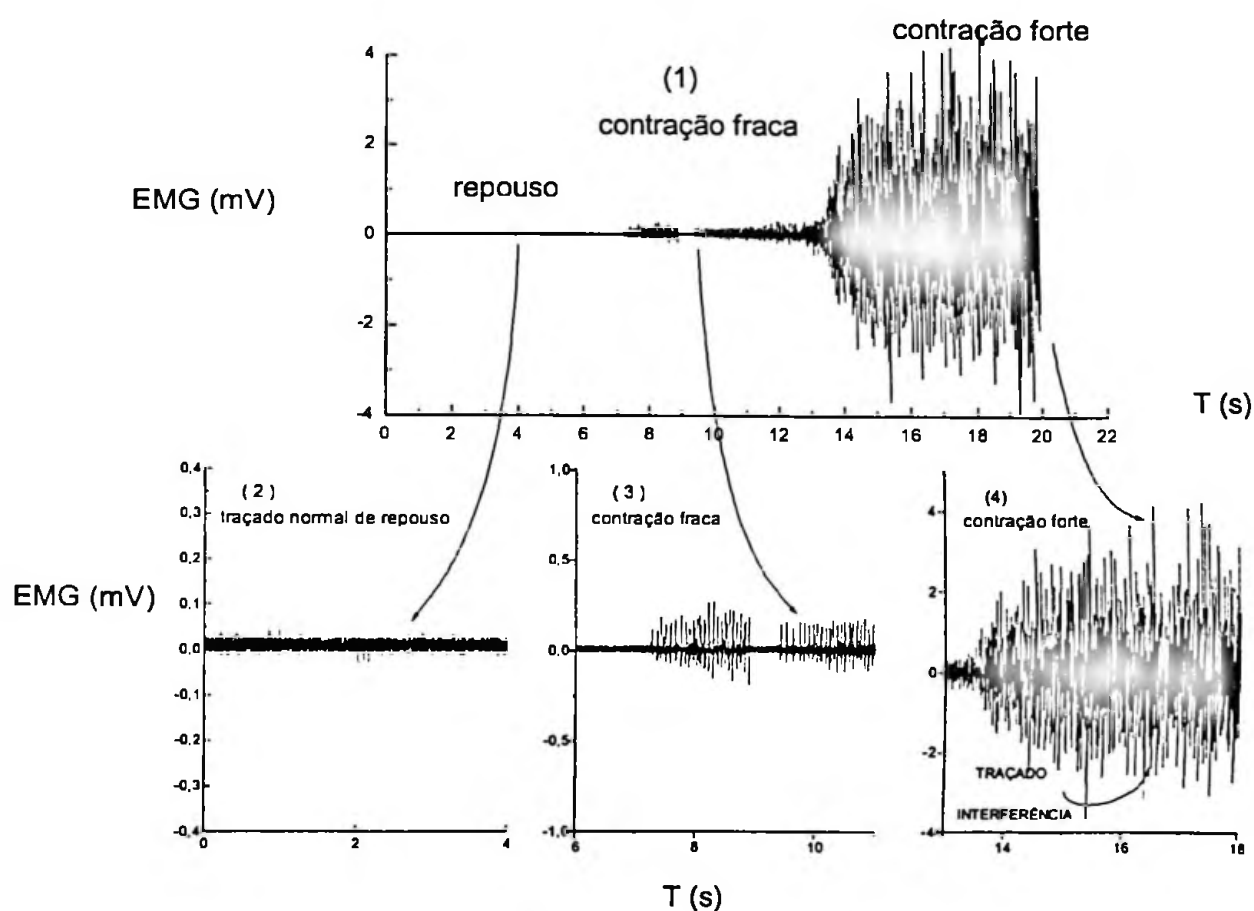
Do exposto e referido na literatura especializada, podem-se destacar dois importantes tópicos que serão discutidos:

a) os fatores responsáveis pela geração de força muscular através do controle do sistema nervoso sobre o músculo são o recrutamento das unidades motoras e a



variação da taxa de disparo das mesmas, ou seja, quanto mais força é solicitada ao músculo, maior será o número de unidades motoras recrutadas e maior será a taxa de disparo;

b) já que ocorre tal fenômeno, o traçado EMG, que apresenta a forma de onda dos potenciais da vizinhança dos eletrodos, há uma progressiva aproximação das mesmas até o momento em que ocorrerá uma sobreposição dos MUAPs, determinando um traçado característico conhecido como traçado de interferência, como pode ser visto na FIGURA 6.



Em (1) pode-se observar o traçado ao repouso, numa contração fraca e numa contração forte. Podem-se também observar esses graus de atividade mostrados individualmente ao repouso (2), numa contração fraca (3), em que se podem analisar os potenciais e, em (3) percebe-se a sobreposição dos potenciais, caracterizando o traçado de interferência. Convém lembrar que os gráficos têm escalas diferentes.

FIGURA 6 - Gráficos ilustrativos do traçado EMG em diferentes graus de atividade do m. bíceps braquial.

O entendimento desse mecanismo de geração de força durante uma contração muscular torna-se importante porque, quando se analisa um sinal EMG de superfície adquirido numa contração forte de um indivíduo normal, a sobreposição dos MUAPs impede de identificar apenas um deles, e um pico nesse traçado não é, na verdade, o pico de um MUAP, mas sim um pico fruto da somação de uma série de potenciais. Isso nos leva a entender que, numa contração forte, não podemos distinguir o sinal de uma unidade motora simplesmente olhando para o traçado original, e alguns pesquisadores têm tentado desenvolver uma forma de decomposição do sinal, através de rotinas matemáticas complexas (WOLF, 1989).

A primeira grande tentativa de contar unidades motoras em músculos humanos a partir da EMG foi feita por McComas (STEIN & YANG, 1989). Eles simplesmente mensuraram a atividade elétrica máxima produzida na superfície do músculo (onda-M) por um estímulo elétrico isolado aplicado no seu nervo. Os autores, então graduaram a corrente numa intensidade justamente acima do limiar e mensuraram os incrementos tudo-ou-nada da EMG de superfície num osciloscópio. Assumindo que os incrementos foram produzidos por diferentes unidades motoras isoladas, que foram representativas de toda a população, puderam determinar o número de unidades motoras pela divisão do incremento médio na onda-M total. Dessa maneira, foram feitas estimativas para alguns músculos (STEIN & YANG, 1989).

Há outras técnicas descritas para determinar o número de unidades motoras. Uma delas utiliza uma rotina de média de desencadeamento de picos (ST), que foi descrita para estudar as propriedades contráteis das unidades motoras, fazendo a determinação e avaliando a tensão desenvolvida por uma unidade isolada, bem como o potencial EMG. Depois, divide-se tais valores no total de tensão ou atividade EMG. Além dessa técnica, pode-se também utilizar a média dos potenciais EMG de superfície e a tensão desenvolvida pela microestimulação de unidades motoras isoladas (STEIN & YANG, 1989).

Embora a técnica de McComas seja mais fácil e rápida para ser usada, na prática, ela pode superestimar o número de unidades motoras em músculos normais, devido à alternância nas populações de unidades motoras ativadas em sucessivos

procedimentos. As estimativas baseadas em ST ou microestimulação, embora mais dispendiosas, provavelmente são mais acuradas e reprodutíveis (STEIN & YANG, 1989).

Um exemplo de aplicação dessa técnica foi descrito por DOHERTY, VANDERVOORT, TAYLOR & BROWN (1993) que avaliaram o efeito da perda de unidades motoras na força de indivíduos idosos. Para tanto, eles usaram a técnica de ST médio para estimar o número de unidades motoras.

Por outro lado, esse fenômeno da somação dos MUAPs justifica por que se analisa o sinal de uma unidade motora apenas em contrações fracas: nesse caso, não ocorre a sobreposição do potencial e, portanto, podem-se analisar as características do mesmo. Nos exames clínicos realizados correntemente, analisa-se a forma dos potenciais somente em contrações fracas. A FIGURA 7 mostra a aquisição, como forma exemplar, de uma contração fraca do m. bíceps braquial, com eletrodos de superfície. Nessa condição, é possível analisar as características do potencial das unidades motoras. LICHT (1970) cita as características dos potenciais de ação das unidades motoras normais, conforme demonstrado na TABELA 2.

TABELA 2 - Descrição das características do potencial de uma unidade motora normal, obtido por eletrodo de agulha (adaptado de LICHT, 1970).

<b>Parâmetro</b>	<b>Características</b>
Voltagem	100 a 2000 $\mu$ V
duração	2 a 10 ms.
Forma da onda	2 a 4 fases, geralmente trifásica
Frequência	1 a 60 Hz
som	golpe seco, amortecido

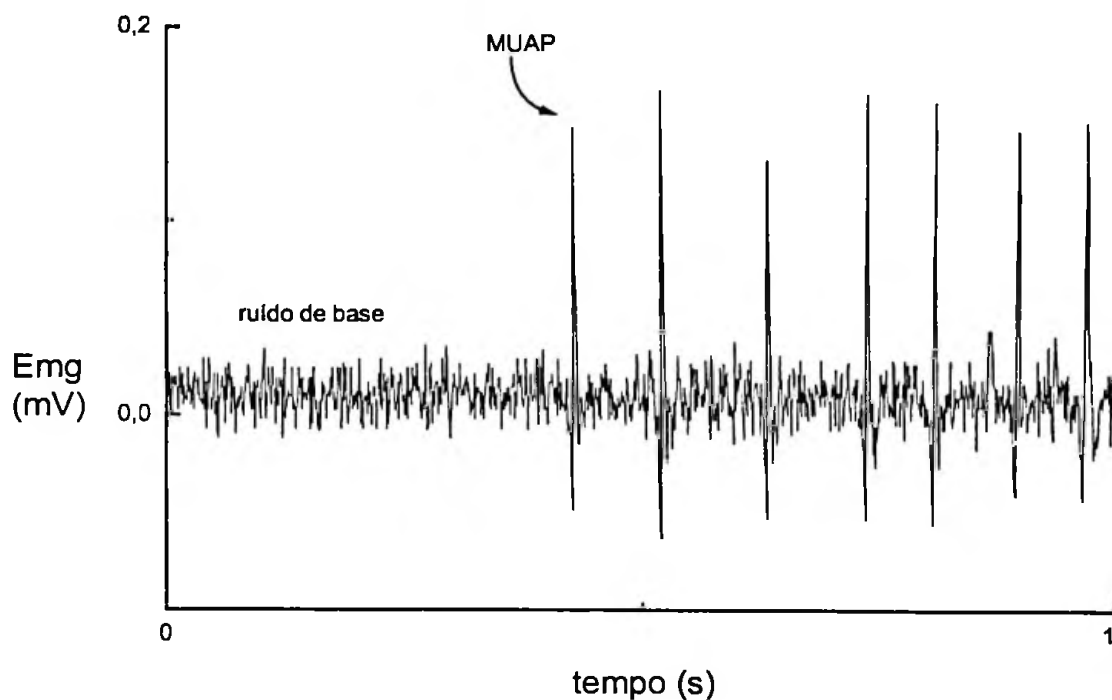
DOHERTY et al. (1993), para estimar o número de unidades motoras dos mm. bíceps braquial e braquial, colocaram os eletrodos sobre o ponto motor, ou, como eles chamaram, *região de zona das placas motoras, ou zona de inervação principal*. Isso porque se trata de uma correspondência grande entre esse ponto de

maior excitabilidade obtido por estimulação elétrica através da pele, com a região na profundidade, onde o tronco do nervo penetra no músculo (ROY, De LUCA & SCHNEIDER, 1986).

Mas, para a análise do movimento, propósito principal da Biomecânica, não se pode questionar que esse padrão de interferência, que ocorre a partir de um certo grau de contração muscular, é um fator restritivo, pois seria interessante analisar a forma do potencial durante um determinado movimento, sem a preocupação de limitar o grau de contração. Em função dessa limitação, muitos trabalhos têm sido feitos no sentido de decompor o sinal EMG e analisar o sinal de determinadas unidades motoras durante uma contração (WOLF, 1989). Isso tem sido feito através de programas matemáticos que permitem o reconhecimento de parâmetros da onda e a sua contagem.

Pode-se questionar o sentido de reconstituir a forma do MUAP, por esses métodos. A razão é explorar o padrão de recrutamento das unidades motoras em condições específicas. Por exemplo, as fibras do tipo II, que são gradualmente recrutadas na medida em que o nível de força aumenta, têm amplitude de pico maiores (GAMET, DUCHENE, GARAPON-BAR & GOUBEL, 1993). Se é possível reconhecer os parâmetros da potencial segundo o tipo de unidade motora, inúmeras outras utilizações da EMG podem ser realizadas, como no caso dos estudos sobre fadiga, discutidos adiante.

Entre o interior de uma célula e o fluido extracelular que a cerca, há, em geral, uma diferença de potencial denominada potencial de membrana. Em muitos tipos de células, a função celular pode ser mensurada pela diferença de potencial existente num dado momento. A partir do momento em que a tecnologia eletrônica permitiu registrar a atividade elétrica de nervos e músculos, houve a possibilidade de interpretar a função específica daquele tecido. Os impulsos elétricos são, portanto, utilizados para estudar a função dos tecidos excitáveis - nervos e músculos. Com a mensuração deles, puderam-se fazer inúmeras interpretações do funcionamento do Sistema Nervoso (LICHT, 1970).



O indivíduo foi orientado a realizar uma contração tão fraca quanto possível. Nessa condição, pode-se identificar os potenciais de ação das unidades motoras (MUAP).

FIGURA 7 - Gráfico mostrando o traçado EMG do m. bíceps braquial, obtido por eletrodos de superfície.

No entanto, como a isolação de fibras nervosas só pode ser facilmente feita na periferia, o real funcionamento do SNC não pode ser completamente esclarecido. Inúmeros estudos têm sido feitos com isolamento de fibras nervosas aferentes isoladas na periferia ou na raiz dorsal da medula espinal; ou nas fibras nervosas eferentes motoras, isolando-as na raiz ventral da medula espinal. Além dessas, fibras nervosas integrantes de alguns tractos descendentes da medula espinal têm sido isoladas para estudar suas influências sobre o neurônio motor inferior, em animais (BURKE, GRACIES, MEUNIER & PIERROT-DESEILLIGNY, 1992; CALANCIE, BROTON, KLOSE, TRAAD, DIFINI & AYYAR, 1993; COLLINS, HONIG & MENDELL, 1984; GRAHAM & REDMAN, 1994). Dessa forma, pode-se concluir que o acesso à monitoração dos impulsos elétricos de fibras nervosas específicas tem permitido estudar os neurônios da coluna anterior da medula espinal e, assim, fazer interpretações de como o SNC funciona. Fica evidente, portanto, que

se carece de um método que permita análise do funcionamento do SNC no ser humano. O desenvolvimento de tal método teria imediata aplicação em diversas áreas do conhecimento, com a Aprendizagem Motora, a Reabilitação, o Controle Motor, entre outras.

Mas, enquanto não é possível monitorar o funcionamento de milhares ou milhões de neurônios dentro do SNC, estamos na dependência de estudar redes de neurônios através de modelos. Os modelos são feitos com a tentativa de representar a realidade, e são sempre usados quando o entendimento do fenômeno torna-se difícil. Um modelo parece ser um poderoso instrumento para aumentar o entendimento de mecanismos e tem sido aplicado amplamente em pesquisas, essencialmente se combinado com dados experimentais (NIGG & HERZOG, 1994).

Uma outra questão a considerar é a relação entre os músculos esqueléticos e os impulsos que lhes chegam pelas fibras nervosas. O SNC não controla os músculos esqueléticos através de um simples relacionamento um-a-um de trens de potenciais de ação e altera o comprimento e a tensão muscular. Mais do que isso, as alterações na tensão muscular representam uma transformação da frequência dos impulsos neurais. Os músculos funcionam como um filtro passa-baixa para a entrada da informação neural. Esse tipo de transformação de sinal pode ser analisado pela aplicação de vários trens de estímulos senoidais para o nervo motor, no sentido de examinar as alterações resultantes na tensão muscular. Esse método permite determinar quão fielmente um sinal que atinge um elemento processador, tal como uma sinapse neuronal ou uma sinapse nervo-músculo, é representado na saída do sistema, ou como a amplitude e o curso do tempo do sinal é distorcido sistematicamente. Esse método também tem sido usado extensivamente para caracterizar as propriedades de transdução sensorial (GHEZ, 1991).

Em frequências baixas de trens de estímulos senoidais, ocorrem oscilações na tensão muscular, que são também senoidais, mas atrasam as flutuações na frequência do impulso. Quando a frequência é aumentada, a magnitude da alteração na tensão diminui e a alteração na tensão, progressivamente, sofre mais atraso. De 0,16 Hz a magnitude diminui 50% para 1,6 Hz, a 4 Hz quase não há presença de flutuação na tensão muscular. Dessas

observações, Partridge concluiu que os músculos são filtros passa-baixa (GHEZ, 1991); eles são capazes de transformar baixas frequências na modulação dos impulsos neurais em flutuações na força, mas não são capazes de fazê-lo quando ocorrem altas frequências. Esta importante propriedade dos músculos deriva do fato de que o curso de tempo de tensão muscular produzida por um único potencial de ação é maior (por várias centenas de milissegundos) que o próprio potencial de ação. O controle do movimento pelos sistemas motores leva em conta esse fator dos músculos - que eles somente reproduzem fielmente em trens de estímulos de variações muito lentas. Os sistemas motores produzem, pela ativação de um músculo agonista, um rápido aumento na força, para um grau maior que o normal. Quando isso ocorre, o sistema motor deve, então, ativar o músculo antagonista para manter a força no nível desejado. Se o antagonista não fosse ativado, o nível de força correspondente à taxa máxima de aumento seria excessivo. Em movimentos rápidos, essa ativação seqüencial fornece uma característica trifásica pelo músculo oposto. As contrações tardias, primeiro no antagonista e então no agonista, desaceleram o movimento e suavizam as oscilações tardias no final do movimento (GHEZ, 1991).

Nesse contexto de análise do movimento humano, BERNSTEIN (1967) foi o primeiro a articular o conceito de graus de liberdade, indeterminância periférica, e sinergia coordenativa, como o mecanismo descrito acima (ZERNICKE & SCHNEIDER, 1993).

Sobre o padrão de ativação dos músculos, Feldman & Latash têm determinado, nos últimos anos, através de variáveis cinemáticas e eletromiográficas, teorias do controle motor, relacionando o complexo neuromuscular com variáveis mecânicas do segmento corporal em questão (FELDMAN, ADAMIVICH & LEVIN, 1995). Este último é afetado por forças externas (por exemplo, as forças de gravidade e as de contato), bem como as forças dependentes do movimento desse segmento corporal em questão (forças inerciais e centrípetas, entre outras). Por exemplo, o movimento da mão irá gerar forças "movimento-dependente" no ombro e no cotovelo (ZERNICKE & SCHNEIDER, 1993). Isso faz com que, por um movimento voluntário que esteja ocorrendo na extremidade do membro superior,

forças sejam geradas em todo o segmento, causando adaptações em toda a cadeia cinética.

Tal complexidade do movimento humano pode ser analisada não só pelo estudo da interação entre os segmentos corporais, mas também no arranjo interno do músculo, onde ocorrem associações de fatores fisiológicos e mecânicos para otimização do desempenho do músculo. Esse aspecto também merece uma breve revisão, conforme descrito a seguir.

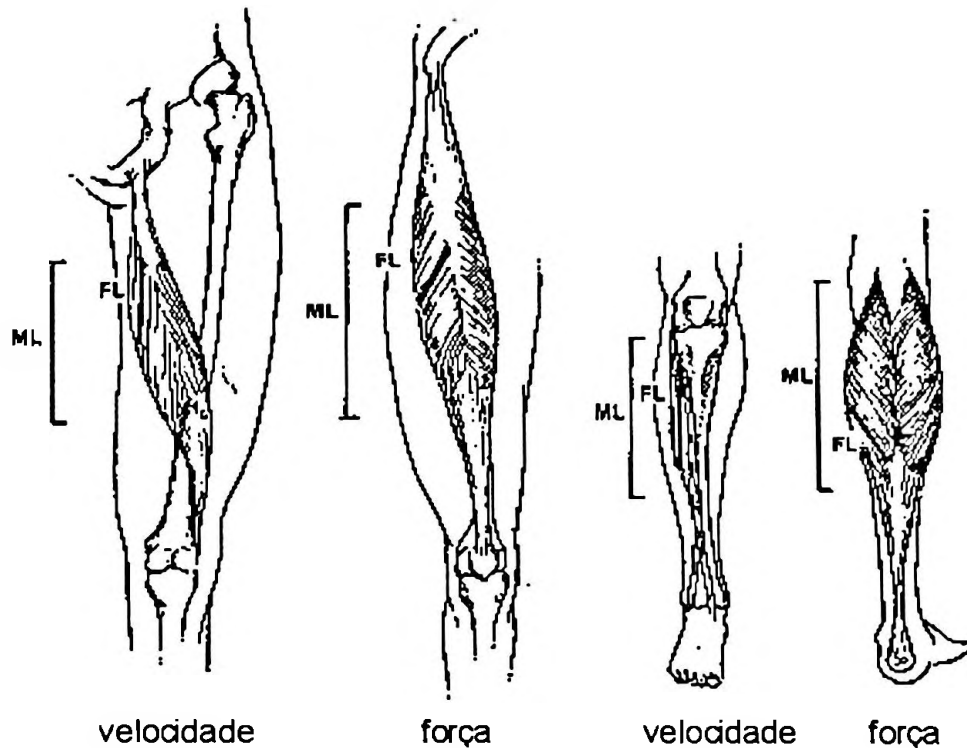
### 2.3 Propriedades mecânicas do músculo

A primeira consideração a ser feita diz respeito às propriedades mecânicas de músculos com diferentes arquiteturas, pois essas afetam profundamente as propriedades funcionais dos mesmos. O músculo é capaz de desenvolver uma ampla variedade de tarefas como um resultado mais de seu *design* do que por um sinal de comando do SNC. Esse *design* permite ao SNC agir mais como um coordenador de tarefas do que um descritor de particularidades da tarefa (LIEBER, 1992). A FIGURA 8 ilustra músculos com diferentes propriedades arquiteturais.

O ângulo de penação pode ser descrito como o ângulo relativo das fibras musculares em relação ao eixo longitudinal do músculo, que é o principal gerador de força do mesmo. De acordo com o ângulo de penação, pode haver certa perda da força. Admite-se que esse possa ter um valor de até  $30^\circ$ , o que significa que a perda de força possa ser de 13%. No entanto, o ângulo de penação parece existir com o objetivo de conter mais fibras musculares numa mesma área de secção transversa. Isto permite ao indivíduo uma certa quantidade adicional de força gerada por dado volume de músculo, embora cada fibra perca alguma pequena fração da força que ela produz, e o deslocamento total (e velocidade) encontrado no tendão por esse encurtamento possa ser menor (LOEB & GANS, 1986). Mas é importante recordar que o ângulo de penação pode sofrer alterações durante as contrações, de acordo com o tipo (concêntrica, excêntrica ou isométrica), com o ângulo articular e com a magnitude de força. Assim, pode ser possível, numa contração excêntrica, por



exemplo, que, enquanto o músculo aumenta seu comprimento, as fibras musculares tornam-se paralelas em relação ao eixo longitudinal do músculo.



Funcionalmente, os músculos que compõem o m. quadríceps e os mm. flexores plantares são designados para produção de força devido às suas baixas proporções comprimento da fibra (CF) / comprimento do músculo (CM) e grandes áreas de secção transversal. Contrariamente, em geral, os músculos isquiotibiais e dorsiflexores são designados para altas excursões e velocidade pela natureza de suas proporções comprimento da fibra / comprimento do músculo e fibras musculares longas

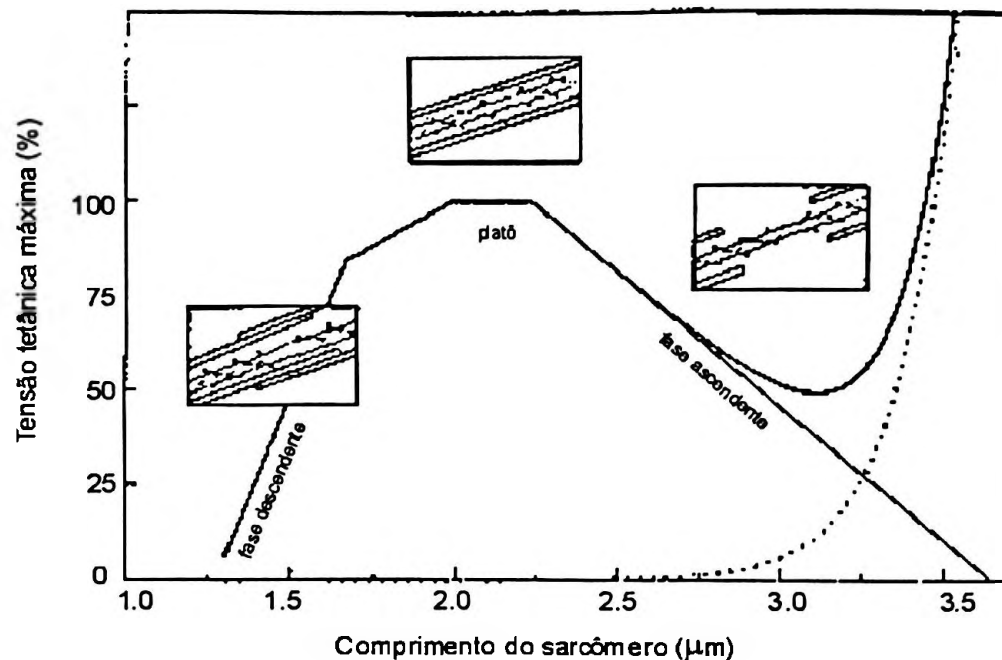
FIGURA 8 - Ilustração esquemática das propriedades arquiteturais de músculos de membros (adaptado de LIEBER, 1992).

Outro fator a considerar sobre a arquitetura dos músculos é que esse arranjo angulado tem a vantagem adicional de que as fibras musculares e o tendão podem ter uma direção radiada em relação ao local de inserção, ao invés de somente possibilitar uma única direção de inserção (LOEB & GANS, 1986). Por isso, durante o movimento do segmento corporal, e dada a diversidade de tarefa que um músculo pode apresentar, pode ser vantajoso dispor de várias direções de fibras musculares, ao invés de uma só, para um melhor desempenho da função muscular.

Outra consideração a ser feita é sobre a relação entre a capacidade de gerar força de acordo com o comprimento das fibras musculares (mais conhecida

como relação tensão-comprimento). Há muito tempo, antes de 1800, é conhecido que a força desenvolvida por um músculo durante uma contração isométrica varia de acordo com seu comprimento inicial (LIEBER, 1992). A curva tensão-comprimento, numa contração isométrica, é gerada pela estimulação máxima de um músculo esquelético em uma variedade discreta de comprimentos, e mensura a tensão gerada a cada comprimento. Enquanto a descrição geral deste relacionamento foi estabelecida precocemente na história das ciências biológicas, as bases estruturais precisas para o relacionamento tensão-comprimento no músculo esquelético não foi elucidada até que os experimentos sofisticados nos anos 60 fossem desenvolvidos (GORDON, HUXLEY & JULIAN, 1966). A curva tensão-comprimento pode ser descrita pela apresentação de três fases principais.

A FIGURA 9 mostra a curva tensão-comprimento, em que podem ser vistas três fases distintas. A fase descendente da curva, que representa quando um sarcômero é demasiadamente alongado (por mais de  $3,65 \mu\text{m}$ ) é atribuída ao fato de não haver suficiente interdigitação entre os filamentos de actina e miosina. A fase em que há um platô dessa curva é compreendida quando o comprimento dos sarcômeros varia entre  $2,0$  e  $2,2 \mu\text{m}$ . Nesse intervalo de comprimento do sarcômero, a força permanece constante. Isso se deve ao fato de a estrutura do sarcômero, nesses comprimentos ocasionar uma maior sobreposição dos filamentos, sem resultar numa maior geração de força porque não existem conexões adicionais de pontes cruzadas. A fase ascendente da curva denota a condição em que o comprimento da fibra muscular se encontra tão mínimo que os filamentos de actina encontram-se numa dupla sobreposição dos sarcômeros. Sob essas condições, os filamentos de actina de um lado do sarcômero interferem na formação de pontes cruzadas sobre o outro lado do sarcômero, e isso resulta numa saída de força diminuída.



Dentro dos retângulos, está representado esquematicamente o arranjo de miofilamentos em diferentes regiões da curva tensão-comprimento. As linhas pontilhadas representam a tensão muscular passiva.

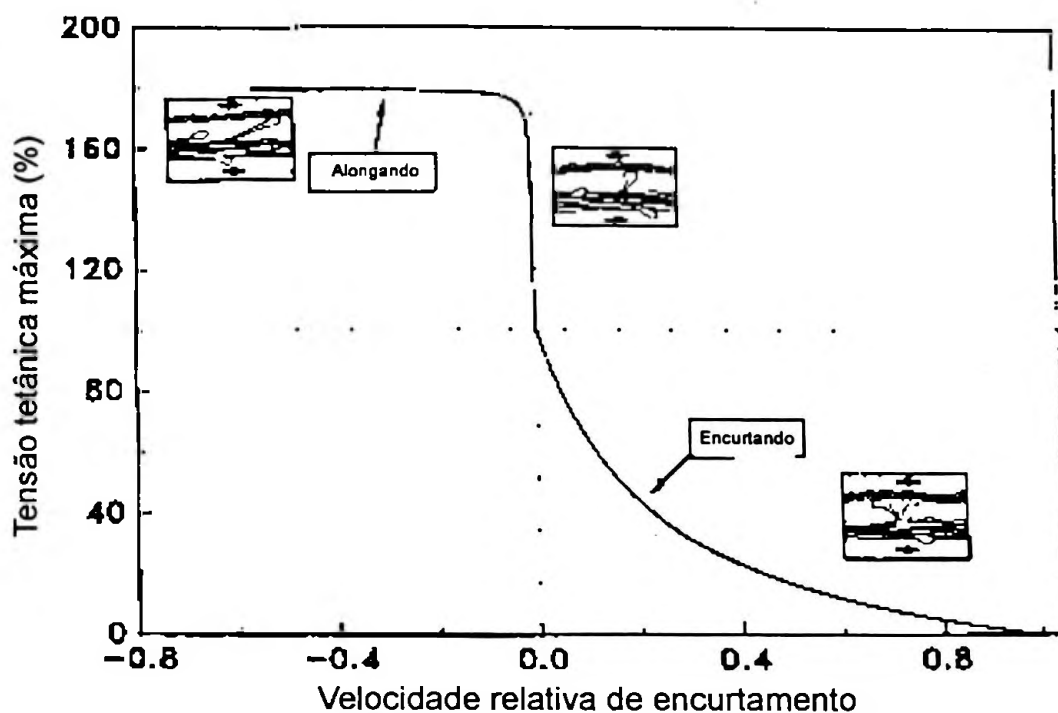
FIGURA 9 - A curva tensão-comprimento do sarcômero de músculo esquelético de rã obtida usando contrações isométricas seqüenciais em fibras musculares isoladas. De GORDON et al. (1966), adaptado de LIEBER (1992).

Contudo, deve-se lembrar que a relação tensão-comprimento é estritamente válida somente para contrações isométricas. Então, a curva representa a conexão artificial de dados de pontos individuais de experimentos isométricos (LIEBER, 1992).

Ainda uma outra questão, já bem estudada do ponto de vista fisiológico, é sobre a relação força - velocidade. A elucidação experimental do relacionamento força-velocidade foi primeiramente apresentada por HILL (1938) e KATZ (1939), mas a descrição corrente (LIEBER, 1992) da relação força-velocidade tem sido atribuída ao fisiologista HILL (1970).

A base fisiológica da relação força-velocidade é explicada pelo fato de que as pontes cruzadas entre a actina e miosina conectam-se a uma certa freqüência, e da mesma forma desconectam-se a uma certa freqüência, e elas parecem ser constantes. Em qualquer ponto no tempo, a força gerada pelo músculo depende do número de pontes cruzadas conectadas, porque há uma certa quantidade de tempo

para essas pontes cruzadas conectarem-se (baseado na freqüência constante de conexão). Enquanto os filamentos deslizam um após um, mais e mais rápido, a força diminui devido ao número inferior de pontes cruzadas conectadas. Contrariamente, à medida que a velocidade relativa dos filamentos diminui (i.e., a velocidade do músculo diminui), mais pontes cruzadas têm tempo para se conectarem e para gerarem força, e então a força aumenta. A FIGURA 10 apresenta a clássica curva de desenvolvimento de força segundo a velocidade.



Dentro dos retângulos estão representadas esquematicamente as pontes-cruzadas. Note que a força aumenta dramaticamente sobre o alongamento forçado do músculo

FIGURA 10 - A curva velocidade-força muscular para músculo esquelético obtida usando contrações isotônicas seqüenciais em fibras isoladas (adaptado de LIEBER, 1992).

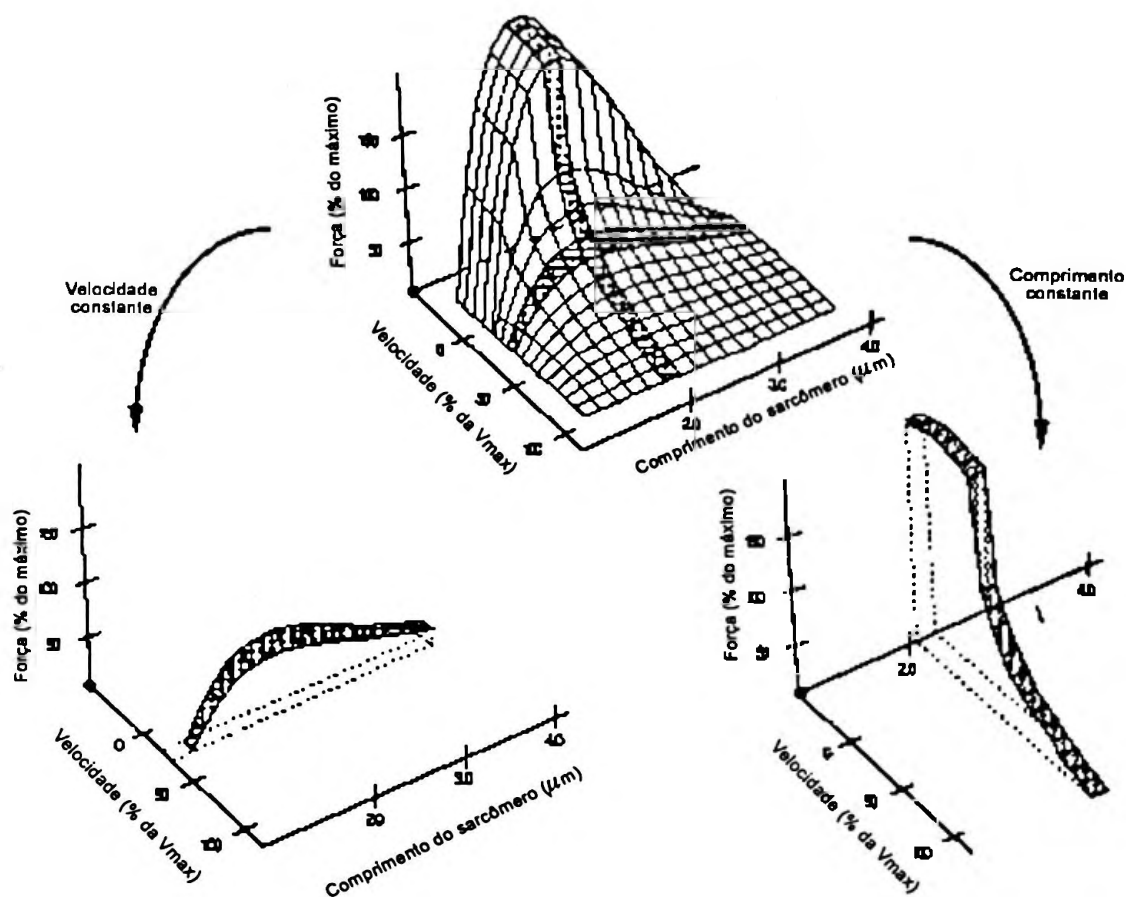
Verificando a curva força-velocidade, pode-se perceber que as contrações excêntricas (observando no gráfico, são aquelas realizadas com uma velocidade negativa) são as que produzem maior força. As contrações isométricas produzem também uma alta magnitude de força, e esta passa a diminuir progressivamente de acordo com o aumento da velocidade de contração que, no caso, se trata de uma contração concêntrica. A diminuição na força contrátil com o aumento na velocidade

de encurtamento é explicada com base no número de ligações que pode ser formado por unidade de tempo entre os filamentos de actina e miosina (LEHMKUHL & SMITH, 1989).

Infelizmente, não foi encontrada, na revisão da literatura, uma exposição clara que, se por um lado, num movimento em alta velocidade, tem-se pouca capacidade de geração de força pelo fator fisiológico, por outro lado, as forças inerciais que agem no centro de massa do segmento móvel (fator mecânico) podem compensar esse déficit.

Experimentalmente, a relação força-velocidade, assim como a relação tensão-comprimento, é uma curva que representa, na verdade, os resultados de muitos experimentos agrupados sobre o mesmo gráfico (LIEBER, 1992). Portanto, devemos considerar sobre a metodologia para a obtenção de tais resultados: o que foi realizado num arranjo experimental, onde se isolaram fibras musculares para mensuração da força, não pode ser inteiramente transportado para os resultados esperados no segmento corporal de um indivíduo realizando uma tarefa cotidiana. Devemos lembrar que a maioria dos sistemas músculo-articulares do corpo humano funcionam como alavancas do terceiro tipo, em que a inserção do tendão no osso que irá deslocar-se (que representa o braço de potência), ocorre numa distância muito menor do que a distância da extremidade distal do segmento em relação ao centro do movimento (que representa o braço de resistência). Assim, a maioria dos segmentos do nosso aparelho locomotor apresentam uma desvantagem mecânica (menor capacidade de gerar torque), que denota uma disposição projetada para proporcionar velocidade (LEHMKUHL & SMITH, 1989)

A FIGURA 11 mostra como é complexa a capacidade de realização de força de um determinado músculo, de acordo com seu comprimento ou sua velocidade de contração. Ela é obtida a partir das curvas de tensão-comprimento e velocidade-força, o que mostra várias possibilidades de geração de força segundo o comprimento que o músculo se encontra e a velocidade de contração. Mas podemos verificar também outros parâmetros determinantes do movimento como o braço de momento, ou ainda as características arquiteturais do músculo, que tornam ainda mais complexo o entendimento das reais condições de um músculo gerar força.



As áreas sombreadas representam uma parte da velocidade ou comprimento constantes

FIGURA 11 - Uma superfície hipotética força-velocidade-comprimento (adaptado de LIEBER, 1992).

Além desse aspecto fisiológico, sabe-se que corpo humano parece usufruir, para execução de tarefas numa velocidade alta (como nos movimentos esportivos) de um princípio do curso ótimo de aceleração, conforme descrito por HOCHMUTH (1973):

em um movimento corporal em que se precisa de uma alta velocidade final, deve-se aproveitar - dadas as condições particulares da especialidade em questão, o nível de força muscular e a capacidade de coordenação - a longitude ótima da trajetória de aceleração. Esta depende da magnitude do impulso de frenagem em relação ao impulso de aceleração. O traçado geométrico de aceleração constitui um critério adicional de eficácia do emprego da força, que deve ser retilínea ou

uniformemente curvilínea e, em nenhum caso, adotar a forma ondulada. Mediante uma aceleração rotatória (giros múltiplos), pode-se prolongar, consideravelmente, o trajeto da aceleração.

É também importante recordar que a força muscular é proporcional à área de secção transversal fisiológica, e a velocidade de contração do músculo é proporcional ao comprimento da fibra. Esse ocorre devido ao fato de a excursão total (variação ativa) de um músculo ser proporcional ao comprimento da fibra. Então, um aumento no comprimento da fibra resulta em velocidade e excursão do músculo aumentadas (LIEBER, 1992).

A TABELA 3 mostra os vários parâmetros do sistema músculo-esquelético e suas repercussões na função muscular.

TABELA 3 - Descrição dos parâmetros do sistema músculo-esquelético e as respectivas propriedades do movimento que são alteradas (adaptado de LIEBER, 1992).

Parâmetro	Propriedade afetada
comprimento da fibra	velocidade de excursão
área de secção transversal da fibra	força da fibra
área de secção transversal fisiológica	Força e torque muscular máximos
comprimento do tendão	Amplitude aumentada, " <i>damping</i> " e armazenagem de energia
braço de momento	torque máximo
proporção comprimento do tendão / comprimento da fibra	Rigidez relativa da unidade tendão / músculo
proporção comprimento da fibra / braço de momento	Relativa influência músculo-articulação
distribuição do tipo de fibra	Velocidade e resistência musculares
distribuição de unidade motora	controle muscular relativo

#### 2.4 Áreas de aplicação da eletromiografia no domínio do estudo do movimento humano

→ A introdução da EMG, que teve como uso inicial finalidade estritamente clínica como uma ferramenta diagnóstica, durante a Segunda Guerra Mundial, resultou em aplicações outras que em clínica. Hoje a EMG tem sido usada por

cientistas trabalhando em Anatomia, Esportes, Educação Física, Reabilitação, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Medicina Vocacional, Odontologia, Psicologia, Fonoaudiologia, etc. (CLARYS & LEWILLIE, 1992).

O uso da EMG para descrever a função e coordenação musculares tem sido classificado numa área conhecida como EMG Cinesiológica<sup>(5)</sup>. Isso é feito pela combinação de procedimentos EMG e cinesiológicos ou biomecânicos. As áreas de aplicação da EMG cinesiológica podem ser sumariadas da seguinte maneira (CLARYS & LEWILLIE, 1992):

- a) estudos da função muscular normal durante movimentos e posturas selecionados;
- b) estudos sobre a atividade muscular em movimentos esportivos, ocupacionais e de reabilitação complexos;
- c) estudos na contração isométrica com aumento da tensão, relativa à contração voluntária máxima;
- d) avaliação da atividade muscular anatômico-funcional (validação de funções anatômicas clássicas);
- e) estudos sobre coordenação e sincronização (cadeias cinéticas);
- f) estudos sobre especificidade e eficiência de métodos de treinamento;
- g) estudos de fadiga;
- h) relação EMG e força;
- i) a interação homem - máquina: estudos ergonômicos sobre a influência de material usado pelo homem na atividade muscular.

O principal uso da EMG, em circunstâncias clínicas, é a diferenciação dos vários tipos de condições que afetam o sistema neuromuscular através da comparação com valores normais dos MUAPs voluntários (amplitude, duração, forma), e em potenciais espontâneos (e suas características) ao repouso (fibrilações, fasciculações, etc.). Genericamente, as indicações para EMG clínica podem ser feitas da seguinte maneira:

- a) lesões da unidade motora para diferenciar lesões miogênicas de neurogênicas;
- b) estudo de fraqueza muscular, fadiga, paresias, paralisias;
- c) lesões supra-nucleares e estudo dos reflexos;
- d) estudos da velocidade de condução nervosa.



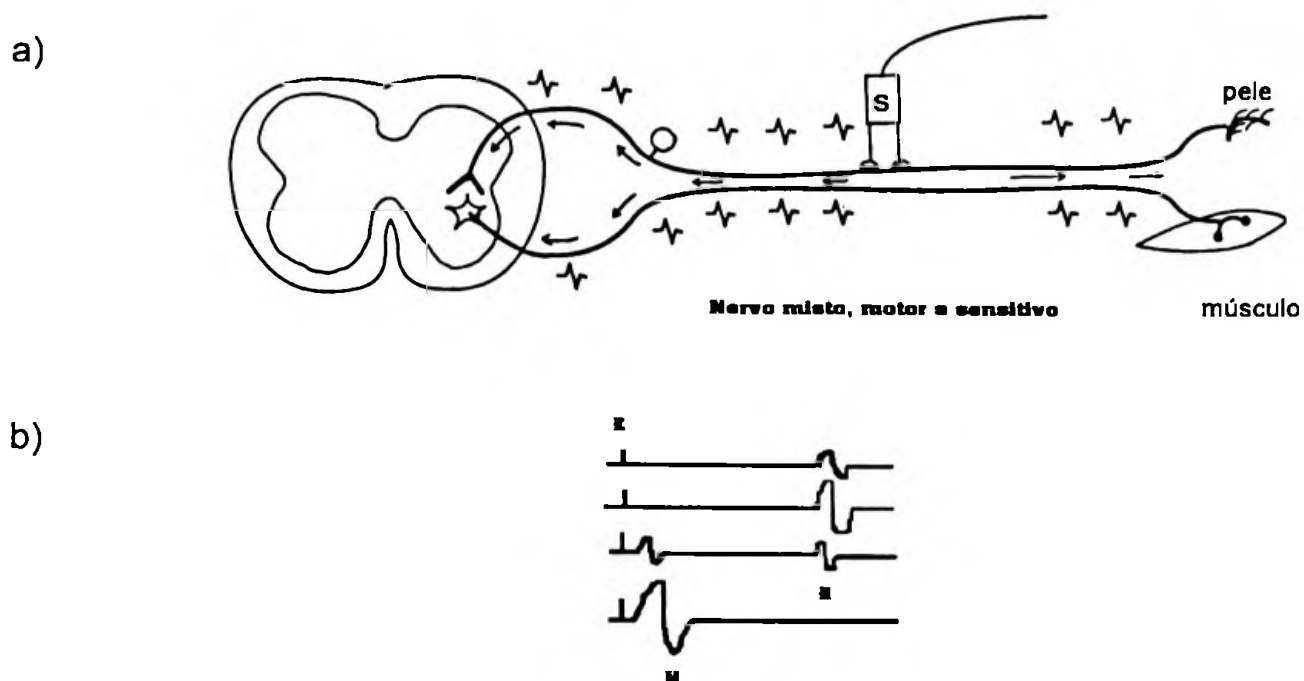
A ENMG é definida como a observação (registrada por eletrodos), análise e interpretação do potencial bioelétrico produzido no músculo e nervo por uma atividade eletricamente induzida. Esse método tem sido usado na prática clínica para determinar a integridade do sistema neuromuscular e detectar desordens do neurônio motor inferior. Ela é usada para detectar patologias da coluna anterior da medula espinal, de nervos periféricos, da junção neuromuscular e de músculos. Os componentes da ENMG são: (a) testes de potencial evocado (incluindo estudo da condução nervosa e potencial evocado centralmente) e (b) EMG, nesse caso os potenciais são produzidos como um resultado direto do comando voluntário (SNYDER-MACKLER & ROBINSON, 1989).

Como exemplo de aplicação clínica da EMG, BOUCHE, CATTELIN, SAINT-JEAN, LEGER, QUESLATI, GUEZ MOULONGUET, BRAULT, AQUINO & SIMUNEK (1993) estudaram as alterações que ocorrem no Sistema Nervoso Periférico de Idosos expostos a fatores de risco, através da EMG (amplitude e número de "turns"), e da ENMG (velocidade de condução, composição do potencial de ação, latências distais e reflexo-H).

O propósito dos testes de condução neural é avaliar o tempo e a qualidade da condução dos impulsos neurais nas fibras nervosas motoras e sensitivas. Os aspectos técnicos de mensuração da transmissão dos impulsos neurais são similares para os testes de condução motora e sensitiva e para os testes de potencial evocado. Um pulso elétrico monofásico é aplicado à pele sobre um nervo, através de eletrodos bipolares transcutâneos. Aumentando-se a intensidade até que o limiar para excitação da membrana neuronal seja atingida, um potencial de ação ocorre e é propagado ao longo da fibra nervosa em ambas as direções, como demonstrado na FIGURA 12. O tempo para a condução do impulso é mensurado, a velocidade dessa condução em determinados segmentos dos axônios é calculada, e a amplitude e forma da resposta são avaliadas (NELSON, 1992).

Os eletrodos de detecção são colocados em sítios de interesse para cada teste específico: no músculo para a condução motora, na pele proximalmente ao estímulo, para a condução sensitiva de nervos periféricos, ou no couro cabeludo para estudos de potenciais evocados. Porque a taxa de transmissão do impulso

neural é proporcional à espessura da bainha de mielina das fibras nervosas e ao comprimento dos segmentos neurais entre os nódulos de *Ranvier*, a velocidade de condução neural torna-se mais lenta em condições onde haja um montante de mielina diminuído.



A aplicação de um estímulo elétrico (S) a um nervo periférico resulta em potenciais de ação no nervo em ambas as direções proximal e distal nos neurônios sensoriais e motores (a). O estímulo provoca ortodromicamente uma onda-M e, o reflexo-H pode ser também captado diminuindo-se a amplitude do estímulo (b). Note que há uma latência dessa resposta H, devida à condução do impulso pela fibra aferente, sinapse e fibra eferente

**FIGURA 12 - Representação esquemática mostrando que um estímulo elétrico aplicado ao nervo se conduz em ambas as direções (a) e representação esquemática das ondas M e H provocadas pelo estímulo E (b) (adaptado de NELSON, 1992 e GOODGOLD & EBERSTEIN, 1983).**

No caso do teste de velocidade de condução motora, a amplitude do estímulo é gradualmente aumentada até que seja percebida uma contração no músculo. Uma amplitude supramáxima é necessária para se ter a certeza de que todas as fibras nervosas foram excitadas, já que elas têm diferentes limiares de excitabilidade. Como o estimulador está sincronizado com o sistema de aquisição, pode-se visualizar, no osciloscópio ou monitor, a latência, que é o tempo entre o estímulo e a resposta. Além disso, a amplitude da resposta é mensurada, e a forma

da onda é avaliada pelo examinador. Esta resposta no músculo ao estímulo elétrico aplicado na região do nervo é conhecida como onda-M (NELSON, 1992).

A distância entre os eletrodos de detecção e de estímulo deve ser conhecida para que se possa determinar a Velocidade de Condução Neural (VCN), através da seguinte maneira: a distância entre dois sítios de estimulação é dividida pela diferença de tempo entre as latências de dois sítios de estimulação. Em contraste com o teste de condução motora convencional, no qual a onda-M é usada para avaliar partes de nervos periféricos, a mensuração da onda-F é útil para avaliação de segmentos mais proximais de fibras nervosas motoras, particularmente nas regiões das raízes dos nervos e plexos nervosos (NELSON, 1992).

Quando um neurônio motor periférico é estimulado eletricamente, o impulso não somente viaja ao longo do axônio para a periferia, no sentido ortodrômico para evocar a resposta na fibra muscular, que é a resposta da onda-M, mas um potencial de ação é também transmitido centralmente ao longo do axônio em um sentido antidrômico (NELSON, 1992), como demonstrado na FIGURA 12. Quando o impulso atinge o corpo celular, se existem certas condições de potenciais elétricos nas membranas somatodendríticas, o axônio será reativado. O impulso recorrente é então transmitido periféricamente sobre o axônio eferente no sentido ortodrômico, e outra resposta é evocada na fibra muscular. Esta segunda resposta é a onda-F, que tem uma latência muito maior que a da onda-M.

Embora o mecanismo eletrofisiológico exato da onda-F não seja completamente conhecido até o momento, a resposta não envolve uma sinapse central, ou um neurônio aferente ou intermediário, e aparentemente reativa o neurônio motor alfa, que foi eletricamente estimulado. Portanto, a onda-F não é um fenômeno reflexo, e é sabido que envolve somente a condução no neurônio motor (NELSON, 1992).

A resposta conhecida como reflexo-H tem sido utilizada na avaliação da função das vias sensitivas e motoras monossinápticas da primeira raiz sacral, principalmente em síndromes radiculares de S1 por hérnia de disco ou outras patologias nessa região, embora a resposta possa ser eliciada em alguns outros segmentos sob certas condições específicas (GOODGOLD & EBERSTEIN, 1983).

Os potenciais de ação da parte distal dos neurônios aferentes IA são propagados centralmente para a medula espinal e são transmitidos através das sinapses para os neurônios motores alfa, no corno anterior da medula espinal. O neurônio motor inferior é, então, ativado, resultando em um potencial de ação que viaja periféricamente para o músculo. Esta resposta foi primeiro descrita por Hoffman em 1922 e foi, posteriormente, nomeada onda-H. A latência da onda-H é grande porque a distância que o impulso viaja é grande. A resposta pode ser mais consistentemente obtida estimulando o n. tibial na fossa poplítea, e eletrodo de registro colocado na região medial do m. sóleo.

O reflexo de piscar avalia a integridade funcional dos nervos trigêmeo e facial, respectivamente o quinto e sétimo nervos cranianos. Este teste é útil para identificar patologias que afetam os nervos cranianos: a paralisia de Bell, tumores no ângulo ponto-cerebelar, a síndrome de *Guillain-Barre* e processos desmielinizantes centrais (EDDY & SNYDER-MACKLER, 1989).

Além das aplicações diretas da EMG com eletrodos agulha no diagnóstico de patologias neuromusculares, pode-se utilizar da mesma para estudar o movimento patológico, comparado ao normal. Alguns autores têm chamado a análise EMG em estudos sobre marcha humana, ou sobre análise do movimento de EMG dinâmica. RECHTIEN, GELBLUM, HAIG & GITTER (1996) afirmam que há dois tipos de EMG dinâmica: a EMG de superfície e a EMG de fio-fino, cujos eletrodos da ordem de 50  $\mu$  em diâmetro (cerca de 1/8 do diâmetro dos eletrodos agulha comumente utilizados). Os dados gerados por esses dois tipos de eletrodos, fio ou superfície, não são equivalentes. Os eletrodos de superfície coletam uma área maior do músculo, têm uma menor passa-banda em torno de uma frequência menor, e são mais sujeitos a "cross-talk" dos músculos próximos, além de serem mais confiáveis de um dia para outro e menos perturbador para o padrão da marcha que os eletrodos fio-fino.

A maioria dos estudos que utiliza a EMG dinâmica para análise da marcha patológica, assim fazem em casos de pacientes portadores de lesões dos neurônios motores superiores, tais como paralisia cerebral e acidentes vasculares cerebrais (RECHTIEN et al., 1996).

TIBONE & ANTICH (1993) demonstram pela EMG que a atividade alterada dos mm isquiotibiais pode ajudar os indivíduos a compensar o deslocamento excessivo do joelho por causa de lesões no ligamento cruzado anterior. Isso pode ser analisado em pacientes portadores de lesões nesse ligamento através da EMG, no sentido de verificar a adaptação no padrão de movimento e, então, estabelecerem-se critérios prognósticos.

→ McCANN, WOOTTEN, KADABA & BIGLIANI (1993) utilizaram a EMG para mensurar o grau de atividade muscular de diversos músculos, que acontece nos diferentes exercícios para cada fase da reabilitação do ombro.

→ GLOUSMAN (1993) fez uma revisão dos estudos do ombro de atletas, em diversas modalidades esportivas, como o lançamento do beisebol, natação, tênis e golfe. Aqueles atletas que apresentaram instabilidade do ombro (diagnosticada clinicamente), tinham uma atividade diminuída do m. serrátil anterior durante o arremesso. No entanto, o autor não discute se essa atividade diminuída do referido músculo era a causa do problema, ou se era uma consequência, pelo fenômeno da inibição que as unidades motoras apresentam por disfunção articular.

A aplicação da EMG para determinação de sua relação com a força muscular é uma área da Ciência ainda em emergência. Muitos estudos têm sido feitos para estabelecer uma relação EMG-força durante contrações isométricas e, mesmo nessas condições, o assunto permanece controverso e intrigante. Embora muitos autores tenham reportado um relacionamento linear entre a força isométrica e a EMG, um número semelhante tem encontrado um relacionamento não-linear. A linearidade da relação força-EMG pode ser altamente músculo-dependente. As diferenças no tipo de fibra muscular, no padrão de recrutamento e na taxa de disparo afetam a linearidade da relação EMG-força em contrações isométricas. O uso de força durante contrações não isométricas apresenta problemas adicionais, uma vez que a EMG não é sensível às alterações no comprimento da fibra e na velocidade de contração, que são fatores que afetam significativamente a produção de força em contrações musculares (ARATOW, BALLARD, CRENSHAW, STYF, WATENPAUGH, KAHAN & HARGENS 1993).

O conhecimento da produção de força de músculos individuais durante

exercícios dinâmicos poderia beneficiar várias áreas de pesquisa e clínicas. O desenvolvimento de dispositivos e protocolos para reabilitação e treinamento atlético de músculos específicos será possível com esta informação (ARATOW et al., 1993).

Então, procurando resolver tal questão, alguns trabalhos têm sido feitos, investigando métodos 'paralelos' para investigação indireta da força muscular. ARATOW et al. (1993) desenvolveram um método de mensuração da pressão intra-muscular (lembrando que a EMG é insensível às alterações do comprimento da fibra muscular e da velocidade de contração, que são fatores que afetam significativamente a produção de força), comparando-o com a EMG. Eles encontraram que a mensuração da pressão intra-muscular, realizada através de introdução de catéteres nos músculos, denota um melhor índice de força de contração muscular em contrações concêntricas e excêntricas. Mas o problema permanece, já que se trata de um método invasivo e que interfere no movimento.

Um outro método que tem sido utilizado para mensuração indireta da força é a vibromiografia, que usa acelerômetro piezelétrico para medir os sinais das vibrações de baixa frequência gerados por uma contração muscular. Essas vibrações, ou sons registrados por esse método, refletem as propriedades mecânicas do músculo e chegam dos movimentos das pontes cruzadas de miosina, durante a contração da miofibrila. Comparando a vibromiografia com a EMG para mensurar força muscular, MATHESON, MAFFEY-WARD, MOONEY, LADLY, FUNG & ZHANG (1997) mostraram que a primeira é um melhor discriminador da força muscular absoluta entre sujeitos, particularmente acima de 60% da contração voluntária máxima.

Um exemplo de aplicação da EMG para estudos em Ergonomia é o estudo de PALMERUD, KADEFORS, SPORRONG, JARVHOLM, HERBERTS, HOGFORS & PERERSON (1995). Baseado no conceito que desequilíbrios na posição sentada causam aumento da atividade EMG de músculos posturais, eles encontraram que, através de um *feedback* os indivíduos conseguiam reduzir a atividade do m. trapézio na posição sentada com o braço abduzido. Tanto nas aplicações em ergonomia, como em aplicações esportivas, o estudo da fadiga também tem sido enfatizado na literatura. O espectro de potência EMG é alterado

para frequências inferiores durante contrações isométricas, como pode ser demonstrado pela queda na MPF. Além disso, alterações no ácido láctico têm sido relacionadas com diminuição na MPF, conseqüentemente, uma ligação entre alterações no espectro EMG e a transição da fase aeróbica-anaeróbica poderia ser esperada (GAMET et al., 1993).

HERMANS & SPAEPEN (1997), usando o valor RMS do sinal EMG e MPF, demonstraram que a introdução de pausas durante exercícios contínuos aumenta o tempo de resistência e reduz o desenvolvimento de fadiga neuromuscular. Eles encontraram uma diminuição na MPF e um aumento no valor RMS. Para esses autores, o aumento no valor RMS não é necessariamente um sinal primário de fadiga, mas sim uma reação neuromuscular localizada à fadiga, pelo recrutamento de mais fibras para compensar a ação de outros músculos.

De LUCA (1993) tem desenvolvido um sistema de avaliação dos músculos do dorso através do sinal EMG de superfície. Ele baseia-se em dados anteriores que mostram que variáveis espectrais estão relacionadas ao pH do fluido extracelular, e possivelmente ao fluido intracelular. Dessa maneira, uma análise comparativa da atividade de diferentes músculos do dorso, relacionados a diferentes níveis intervertebrais, poderia revelar fadiga precoce nos músculos relacionados ao nível comprometido. Isso foi postulado, baseando-se na hipótese de que o segmento vertebral em disfunção apresenta uma hiperatividade muscular e que, numa contração voluntária máxima, os músculos dessa região iniciariam fadiga (e alterações EMG) precocemente.

O espectro de potência EMG é alterado para frequências inferiores durante contrações isométricas, como pode ser demonstrado pela queda na MPF. Além disso, alterações no ácido láctico têm sido relacionadas com diminuição no potência da frequência média, conseqüentemente, uma ligação entre alterações no espectro EMG e a transição da fase aeróbica-anaeróbica poderia ser esperada (GAMET et al., 1993).

Uma outra área de aplicação da EMG na reabilitação é conhecida como *biofeedback* EMG, ou *miofeedback*. Da mesma forma que o sinal elétrico do músculo pode ser captado, amplificado e sofrer tratamentos com o objetivo de melhorar sua

análise, pode-se, também, utilizá-lo para informar a pessoa a cerca do montante de atividade muscular que ela executa. Pode-se, portanto, utilizar dessa informação visual e/ou auditiva sobre a atividade de um ou mais músculos e, assim, aumentar a informação sensorial sobre o movimento em casos em que os músculos necessitam ou aumentar sua atividade num determinado movimento, ou esse movimento deve ser realizado sem a participação desse músculo. Em ambos os casos, esse recurso inócuo e não-invasivo pode auxiliar pessoas com distúrbios de movimento como uma modalidade terapêutica integrante do processo de reabilitação. A seguir, são feitas considerações sobre o *biofeedback* EMG.

Em 1938, Jacobsen reportou o uso da EMG para treinar sujeitos a atingirem um estado de relaxamento profundo. Em 1948, Price, Clare & Everhardt examinaram a atividade EMG de pacientes com espasmos musculares persistentes associados com dores lombares, e em 1960, Andrews, Mims & Marinaccie Horande relataram o potencial uso da EMG em pacientes com hemiplegia. Em 1969, um grupo de investigadores começou a discutir mecanismos de *feedback* biológicos, daí o termo *biofeedback* ter sido iniciado (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

Primeiramente, deve-se considerar que as aplicações do *Biofeedback* têm sido desenvolvidas através de vários tipos de fatores fisiológicos, tais como temperatura da pele, freqüência cardíaca, pressão arterial, condutância da pele, força muscular, movimento, e monitoração de posicionamento de um determinado segmento. Portanto, vários tipos de *feedback* têm sido estudados além desse EMG, ora considerado.

Um primeiro exemplo de aplicação do *Biofeedback* EMG seria para aumentar o instante de ativação muscular, ou modificar o padrão de recrutamento das unidades motoras. O eletromiograma é utilizado para demonstrar o eventual desequilíbrio ao paciente. O treinamento muscular permite uma nova habilidade motora que poderá ser incorporada às atividades funcionais. O treinamento específico provoca uma alteração na relação tensão-comprimento de agonistas e antagonistas, e o uso de EMG portátil pode ajudar a monitorar o padrão de disparo do músculo. FELDER & LEESON (1990) mostram uma aplicação prática dessa técnica em casos de síndromes de dor patelo-femoral atribuídas à insuficiência do



músculo *vastus medialis obliquus* (VMO) em relação ao músculo *vastus lateralis* (VL). Isto pode resultar numa atividade assimétrica do músculo quadríceps, determinando desvio lateral da patela.

SABOE, CHEPEHA, REID, OKAMURA & GRACE (1990) demonstram a validade do treinamento com *Biofeedback* dos músculos rotadores externos para centralizar a cabeça do úmero em pacientes com instabilidade anterior e/ou dor no ombro. Pela monitoração da atividade desses músculos, esse programa enfatiza o controle muscular mais que fortalecimento. O treino por eles utilizado é aplicado no músculo infra-espinhal, que é um estabilizador dinâmico da cabeça do úmero durante os movimentos de abdução do ombro (PERRY, 1983).

Vários outros quadros clínicos têm sido tratados. Em casos pós-operatórios, como na reconstrução do ligamento cruzado anterior (DRAPER, 1991), reabilitação da mão (BROWN & NAHAI, 1983), instabilidade do ombro (BEALL, DIEFENBACH & ALLEN, 1987), reabilitação em hemiplegia (WOLF, 1983) e lesão medular (NATCH, WOLF & COOGLER, 1982). Em casos pós-operatórios ocorre imobilização e/ou desuso do membro afetado que resulta numa atrofia e fraqueza em poucas semanas. Portanto, a reabilitação é focalizada na recuperação da função e força do músculo quadríceps.

Vários autores têm sugerido que o Biofeedback EMG pode ser um valioso incremento de *feedback* da musculatura do quadríceps durante exercícios (DELITTO, ROSE, McKOWEN, LEHMAN, THOMAS & SHIVELY, 1988; HALD & BOTTJEN, 1987; LUCCA & RECHIUTU, 1983; SODERBERG, MINOR & ARNOLD, 1987).

CORCOS, DREW & WEST (1992) demonstram o uso do *biofeedback* - EMG no treinamento da musculatura esfíncteriana em pacientes que sofrem de incontinência urinária e fecal. O músculo elevador do ânus é o principal constituinte do soalho pélvico e é dividido em três ventres: *m.pubococcygeus*, *m.puborectalis* e *m.ileococcygeus*. Esses músculos funcionam como esfíncteres externos, constituídos de fibras musculares estriadas esqueléticas, de comando voluntário, e, nesse caso, o aumento no controle voluntário desse plano muscular é fundamental para o sistema de fechamento da uretra e do reto, auxiliando na continência

miccional e fecal. Nesse caso, o *biofeedback* - EMG merece ser utilizado com dois canais. Um canal deve ser colocado através de uma sonda vaginal ou anal, de maneira a captar o sinal do m.elevador do ânus, que deve ser treinado. O outro canal deve ser colocado sobre a musculatura abdominal, de forma a informar o sujeito a não utilizar essa musculatura durante o movimento de contenção urinária. Isso se faz necessário porque a musculatura abdominal é considerada "parasita" para esse movimento: enquanto o esfíncter externo da uretra deve contrair-se para que a pressão uretral seja maior que a pressão vesical (requisito para não haver incontinência), a contração da musculatura abdominal aumenta a pressão abdominal, resultando num aumento indireto da pressão vesical. Portanto, a contração abdominal durante os esforços esfíncterianos resultam num mecanismo ineficaz de contenção durante os momentos de maior pressão abdominal. Os indivíduos necessitam de um treinamento para aumentar o controle da musculatura do soalho pélvico, sem a participação da musculatura abdominal nesse movimento.

Outro objetivo do *biofeedback* é o treinamento de relaxamento. Os problemas musculo-esqueléticos normalmente acompanham-se de um espasmo muscular como uma resposta muscular protetora à dor ou ao medo do movimento. Por outro lado, os problemas neuromusculares que chegam do Sistema Nervoso Central podem demonstrar diferentes tipos de reatividade muscular (espasticidade) e requer uma intervenção terapêutica e progressão de tratamento diferentes. Não obstante, apesar dessas diferenças na etiologia dos espasmos musculares, os princípios básicos de treinamento de relaxamento são virtualmente o mesmo. Da mesma maneira pode-se reeducar a Marcha e a Postura.

Uma possibilidade de uso para a reeducação de movimentos tem sido feita combinando Biofeedback EMG e Estimulação Elétrica Neuromuscular. Essa combinação é normalmente utilizada naqueles pacientes que apresentam uma condição de produzir uma contração de um determinado músculo em um nível limiar de atividade EMG. Quando esse limiar é atingido (pela atividade voluntária), a NMES é ativada e ocorre movimento articular. Isso provoca uma informação auditiva e visual ao paciente (*biofeedback* EMG) e uma entrada proprioceptiva (dos receptores das articulações e dos tecidos moles porque a NMES induz uma contração muscular

capaz de produzir movimento articular). Se existem dois canais na unidade EMG, a atividade do músculo antagonista pode ser monitorada, controlada ou facilitada, quando apropriado, dependendo do objetivo do tratamento. Esse uso de dois canais, com um programa de tratamento adicional pode aumentar a eficiência das sessões de tratamento. O tratamento de pacientes para reeducação muscular funcional deve ser iniciado precocemente no curso da recuperação, antes do movimento ser visto, mas quando a atividade motora estiver presente (LeCRAW & WOLF, 1992).

### 3 EXPERIMENTO 01: estudo comparativo sobre técnicas de colocação de eletrodos de superfície em músculos do membro inferior.

#### 3.1 Introdução

O registro da atividade muscular se faz por meio de eletrodos. Eletrodos são dispositivos que servem como a interface entre um sistema de registro ou estimulação e os tecidos do paciente. A colocação dos eletrodos (sobre a pele ou dentro do corpo), a orientação dos eletrodos com respeito a cada um, as dimensões da área de contato, a forma do eletrodo e o material que eles são fabricados devem ser determinados para cada aplicação terapêutica ou diagnóstica (SNYDER-MACKLER, 1989)

As variáveis técnicas mais importantes que afetam os MUPs são o tipo de eletrodo, os ajustes de filtro, os métodos de extração dos MUPs e os algoritmos usados para mensurar os parâmetros. Mas o sítio de colocação dos eletrodos também tem efeito nos MUPs (FALCK, STALBERG & BISCHOFF, 1995).

Os eletrodos utilizados para a EMG captam potenciais de ação das unidades motoras que expressam a forma de onda detectada consistindo da somação espaço-temporal do potencial de ação da fibra muscular individual originado das fibras musculares nas vizinhanças de um dado eletrodo ou par de eletrodos. Sua forma está em função do tipo de eletrodo (área de contato em registro, espaço inter-fios, material, etc.), do local dos eletrodos com respeito às

fibras da unidade motora, das propriedades eletroquímicas do músculo e tecido conectivo e das características elétricas do equipamento de registro. Esse potencial detectado por um eletrodo de superfície será diferente do potencial registrado por um eletrodo de agulha dentro do tecido muscular.

O registro EMG geralmente requer três eletrodos, um cátodo, um ânodo e um referência, que podem ser colocados numa distância de cerca de 1 a 2 cm um do outro no caso dos eletrodos de superfície ou ainda podem ser do tipo monopolar, bipolar ou concêntrico, no caso do eletrodo agulha.

Os eletrodos podem ser do tipo agulha, fio ou de superfície, dependendo das condições de registro específicas. Os eletrodos de superfície são usados correntemente em estudos do movimento humano, como na área da Biomecânica ou em aplicações clínicas. Para essas condições, os eletrodos de superfície apresentam a vantagem de serem não-invasivos, além de não comprometerem o deslizamento dos diversos tecidos entre si (tela subcutânea, fáscias superficial e musculares, etc.) fenômeno que ocorre naturalmente no movimento.

FALCK et al. (1995), estudando o m. bíceps braquial de oito sujeitos saudáveis, encontraram que os MUPs tiveram durações e amplitudes menores nos sítios superficiais do que nos profundos. Além disso, os MUPs, com amplitudes e durações maiores, foram encontrados distalmente no músculo do que na parte média do mesmo.

De acordo com BASMAJIAN & De LUCA (1985) e WINTER (1990), GIROUX & LAMONTAGNE (1990), os eletrodos de superfície são mais fáceis de aplicar, não apresentam desconforto ou dor ao indivíduo e têm uma maior reprodutibilidade do que os eletrodos de fio intramuscular.

Existe, entretanto, uma certa controvérsia na literatura científica quanto à localização dos eletrodos de superfície em relação ao eixo longo do músculo. Enquanto alguns autores sugerem a colocação dos eletrodos no ponto médio entre as inserções musculares (DELAGI, PEROTTO, IAZZETI & MORRISON, 1981), outros autores sugerem a colocação no ponto motor (DAINTY & NORMAN, 1987), e ainda outros sugerem que essa colocação seja feita num ponto médio entre o ponto motor e a inserção distal do músculo a ser examinado (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

DOHERTY et al. (1993), para estimar o número de unidades motoras do m. bíceps braquial e braquial, colocaram os eletrodos sobre o ponto motor. Eles chamaram essa região de zona das placas motoras, ou zona de inervação principal. Isso porque, há uma correspondência grande entre esse ponto de maior excitabilidade obtido por estimulação elétrica através da pele com a região na profundidade, onde o tronco do nervo penetra no músculo (ROY et al., 1986).

O presente estudo foi realizado com a tentativa de responder qual das técnicas referidas na literatura apresenta uma aquisição qualitativa e quantitativamente mais adequada, particularmente em relação ao membro inferior, cuja atividade muscular temos investigado de forma sincronizada com outros procedimentos biomecânicos. Além disso, questiona-se se cada músculo pode requerer uma técnica específica.

Este experimento teve como objetivo, portanto, comparar as técnicas de localização dos eletrodos EMG nos músculos mais freqüentemente estudados em biomecânica, para que os experimentos subseqüentes pudessem ser realizados com tal fundamentação própria, não encontrada em nosso levantamento da literatura.

### 3.2 Material e métodos

O estudo foi feito em 10 músculos do membro inferior direito (dominante) de três indivíduos voluntários saudáveis do sexo masculino, com idades de 24, 26 e 27 anos. Todos os indivíduos ofereceram-se como voluntários após breve explanação do experimento a que iriam submeter-se.

Para a análise dos dados, optou-se pela forma de estudo de casos. Isso porque foram 10 músculos estudados, em três indivíduos. Assumindo que a variação dos dados fosse maior inter-músculos numa mesma pessoa do que num mesmo músculo inter-sujeitos, obteve-se, por um lado, certa limitação para se fazer uma análise estatística, com apenas três indivíduos; mas, por outro lado, pôde-se fazer um estudo mais detalhado num mesmo sujeito. A questão principal é se as técnicas propostas na literatura aplicam-se somente a um músculo, ou se se pode encontrar uma técnica melhor para cada músculo dependendo de suas características.

Em função dos estudos biomecânicos que analisam o membro inferior e do fato de que essa técnica obtêm registro apenas de músculos superficiais, os seguintes músculos foram selecionados para a análise: TA, TP, FL, S., GL, GM, VM, VL, RF, BF.

Após a seleção dos locais onde foram colocados os eletrodos, foi utilizada uma raspagem da pele com uso de uma lixa suave (d'água) e aplicação de éter sulfúrico, para remoção da camada sebácea da pele e conseqüente diminuição da resistência cutânea.

Os eletrodos de superfície foram acoplados à pele dos indivíduos através de uma fita adesiva, usada externamente ao eletrodo para garantir a fixação do mesmo na pele.

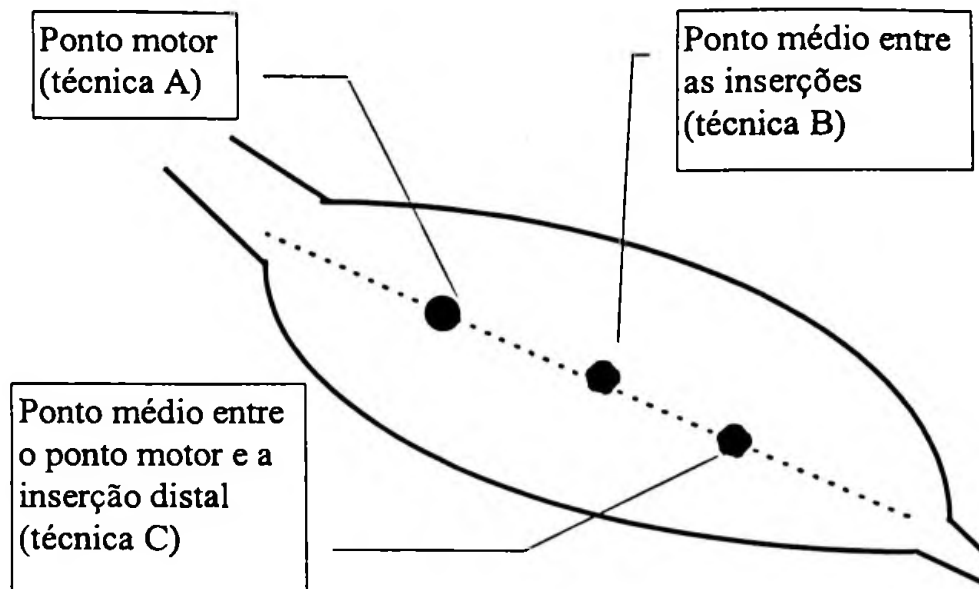
### 3.2.1 Padronização das técnicas de colocação dos eletrodos

Uma representação esquemática da posição dos eletrodos segundo as três técnicas utilizadas pode ser vista na FIGURA 13, mas a proximidade entre esses pontos pode ser alterada significativamente, de acordo com a forma do músculo. Obviamente, este é um esquema ilustrativo, e as posições dos eletrodos sofrem alterações de acordo com a forma do músculo. Então, foram utilizadas as seguintes técnicas:

A - Técnica do Ponto Motor

B - Técnica do Ponto Médio do Ventre Muscular, e

C - Técnica do Ponto Médio entre o Ponto Motor e a inserção distal do Músculo.



A proximidade entre esses pontos pode ser alterada significativamente, de acordo com a forma do músculo, e causar coincidência entre as técnicas (a, b e c).

FIGURA 13 - Representação esquemática da posição dos eletrodos segundo as técnicas utilizadas.

#### A - Técnica do Ponto Motor

Para a localização do ponto motor, foi utilizado um gerador de pulsos elétricos, Omni Pulsi-901 Quark, e dois eletrodos de estimulação: um passivo, em forma de placa, que foi colocado na região lombar ou esternal, dependendo do músculo encontrar-se anterior ou posteriormente situado, respectivamente. A técnica de localização do ponto motor adotada foi a mesma sugerida por DAINTY & NORMAN (1987). O procedimento para pesquisa desse ponto pode ser resumido da seguinte forma: o eletrodo ativo é colocado sobre a pele correspondente ao ventre muscular em questão. Então, utiliza-se uma série de trens de pulsos de 1 ms. numa frequência de 20 a 80 Hz (tetanizante) e uma intensidade aumentada progressivamente até atingir-se o limiar motor, que pode ser visível ou palpável. Após a ocorrência dessa mínima contração, desloca-se o eletrodo sobre a pele, verificando se o nível de contração aumenta. O ponto motor é o ponto mais excitável do músculo, e podem ocorrer vários pontos num mesmo músculo (ROY et al., 1986). Portanto, será encontrado o ponto motor, quando com uma menor intensidade de

corrente possível, ocorrer o maior nível de contração.

Numa configuração bipolar, os dois potenciais mensurados em cada um dos eletrodos são enviados para um amplificador diferencial, que determina (e amplifica) a diferença de voltagem entre os dois eletrodos. O sinal EMG registrado pelos equipamentos convencionais é obtido por essa diferença de potencial obtida entre dois eletrodos, como demonstrado na FIGURA 14. A crítica que se faz quanto à colocação dos eletrodos no ponto motor é que, se esse está entre os eletrodos, o sinal que viaja nos dois sentidos poderia causar uma interferência diminuindo a intensidade do sinal EMG, ou mesmo anulando-o. Para evitar esse risco, o primeiro eletrodo foi colocado justamente em cima do ponto motor e o outro foi colocado distalmente a ele.

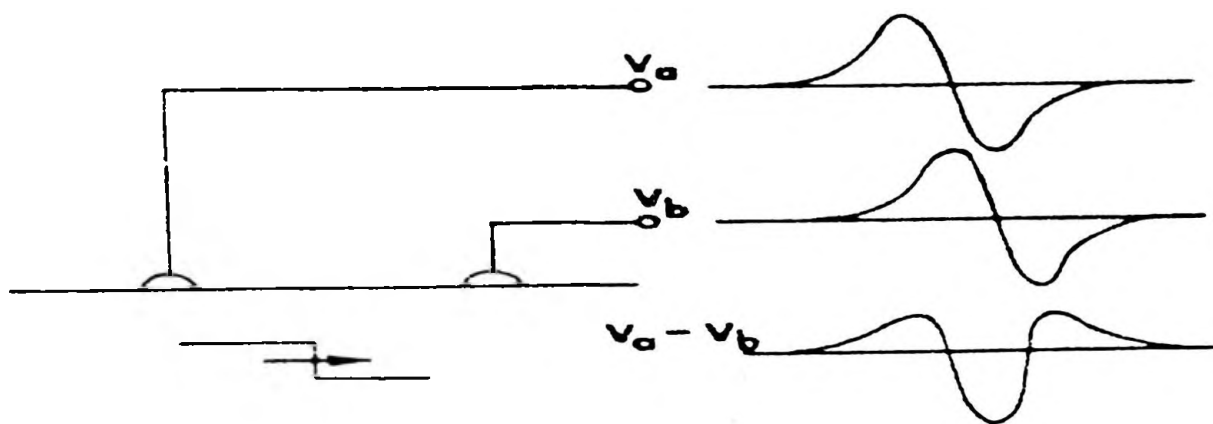


FIGURA 14 - A forma-de-onda registrada é normalmente a diferença de Voltagem ( $V_a - V_b$ ), que é trifásica em comparação com a forma-de-onda vista por um eletrodo isolado (adaptado de WINTER, 1990).

### B - Técnica do Ponto médio do Ventre Muscular

Para músculos, cujas inserções ocorrem em proeminências ósseas facilmente palpáveis, foi determinado o ponto médio. Para músculos, cujas inserções ósseas ocorrem em grande extensão, foi estimado o ponto "centróide", como o m. sóleo, entre a origem e a inserção (BRAND, CROWNINSHIELD, WITTSTOCK, PEDERSEN, CLARK & KRIEKEN, 1982).



### C - Técnica do Ponto médio entre o ponto motor e a inserção distal do músculo

Uma vez determinado o ponto motor, conforme descrito na técnica A, foi marcado o ponto médio entre ele e a inserção distal.

#### 3.2.2. Características do eletromiógrafo utilizado

O sinal EMG adquirido foi condicionado por um amplificador diferencial bipolar de dois canais, com eletrodos de prata com 1mm de altura e 10 mm de largura distanciados a 10 mm um do outro, moldados em poliuretano. Esses eletrodos apresentam uma pré-amplificação com ganho de 10 vezes ( $\pm 10\%$ ), e o amplificador foi ajustado para um ganho de 100 vezes (ou seja, o sistema apresenta um ganho médio de 1000 vezes no total). Esse equipamento (Bagnoli-2, Delsys Inc.) está representado na FIGURA 15 e opera com uma bateria de 9 V, com filtro passa banda de 20 a 400 Hz, e tem a possibilidade de seleção de ganho (100, 1000 e 10000). Outras características do sistema adotado são as seguintes:

- impedância de entrada:  $> 10 \cdot 10^{12} \Omega$
- "input bias current":  $< 30 \cdot 10^{-12} A$
- frequências inferiores e superiores: DC a 4000 Hz
- Rejeição do modo comum (CMRR):  $> 80 \text{ dB}$
- taxa de ruído:  $< 5 \mu V$  pico-a-pico
- saída BNC

A frequência de amostragem foi de 1000 Hz, controlada pelos programas de aquisição de dados, o que assegura uma amostragem maior do que o dobro da maior frequência do sinal, de acordo com dados da literatura (SAMESHIMA, 1987; TREPMAN, GELLMAN, SOLOMON, MURTHY, MICHELI & De LUCA, 1994).

As coletas foram feitas de três contrações isométricas voluntárias "máximas", com duas aquisições em cada contração, para cada uma das técnicas A, B e C, induzidas por resistência manual de um investigador, segundo os testes de função muscular propostos por KENDALL & McCREARY (1980) específicos para cada um dos músculos examinados. Assim, foram realizadas 18 aquisições EMG de contrações máximas para cada músculo.

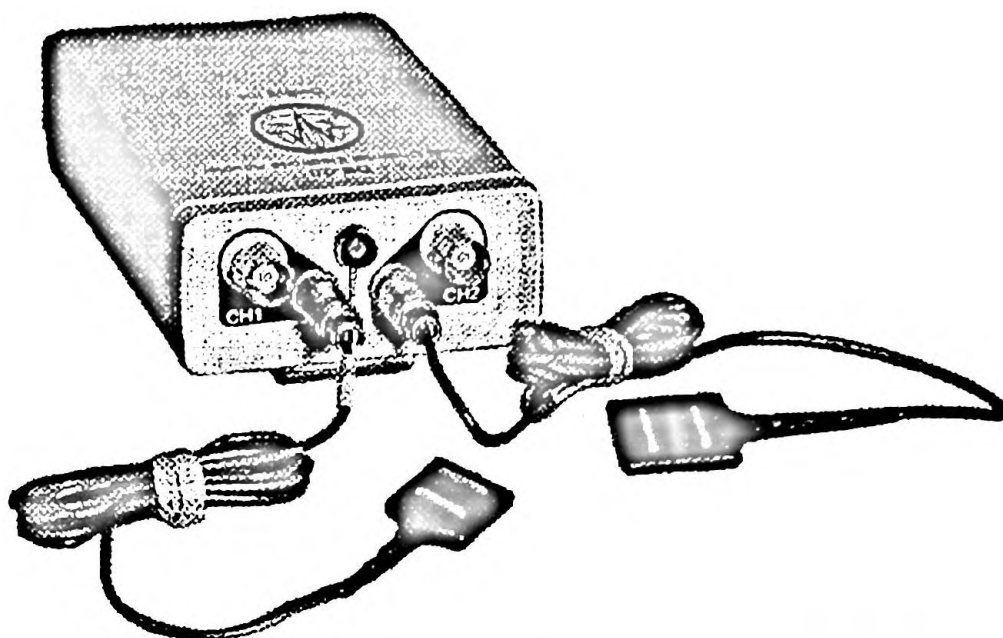
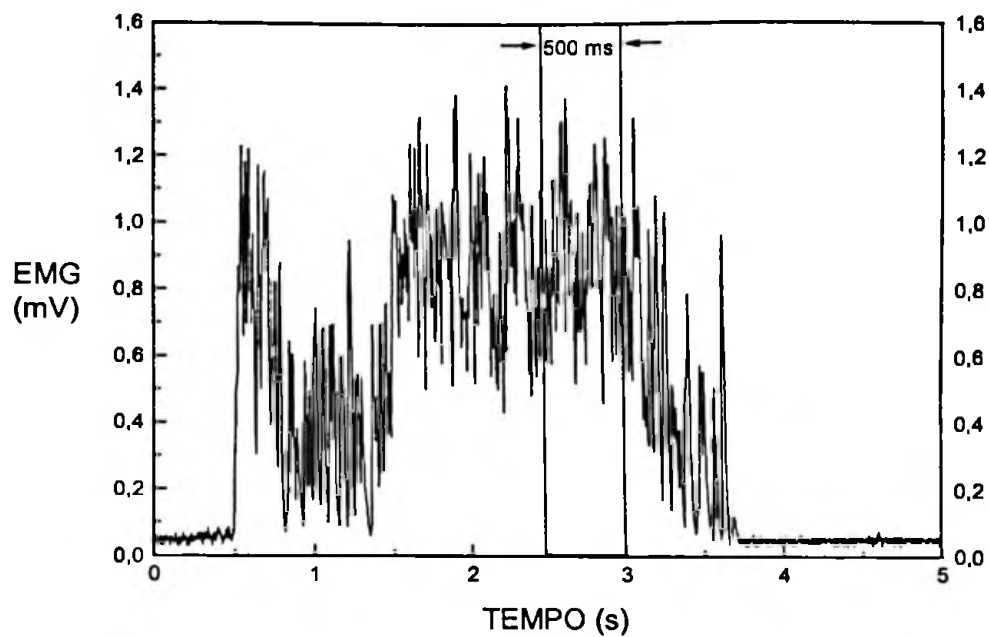


FIGURA 15 - Representação dos eletrodos ativos e do amplificador utilizados para a eletromiografia (DELSYS INC.,1995).

Para cada período de 5 s de aquisição, foram selecionados períodos de 500 ms. dessas aquisições em que a atividade EMG era máxima, e desses períodos foram calculados os valores RMS, como demonstrado na FIGURA 16. Para comparar as técnicas entre si, utilizou-se a comparação entre os valores RMS do sinal EMG adquirido nas mesmas condições de contração isométrica voluntária máxima para as três técnicas.

Quando numa aquisição, o sinal EMG não apresentava o traçado de interferência, por motivo de a técnica não estar adequada para captar o melhor sinal de um determinado músculo, o valor médio foi calculado apenas para efeito demonstrativo na comparação entre as técnicas. Os resultados dessa comparação entre as três técnicas para cada um dos 10 músculos foi apresentado isoladamente por indivíduo, para que as prováveis variações inter-individuais pudessem ser registradas e analisadas.

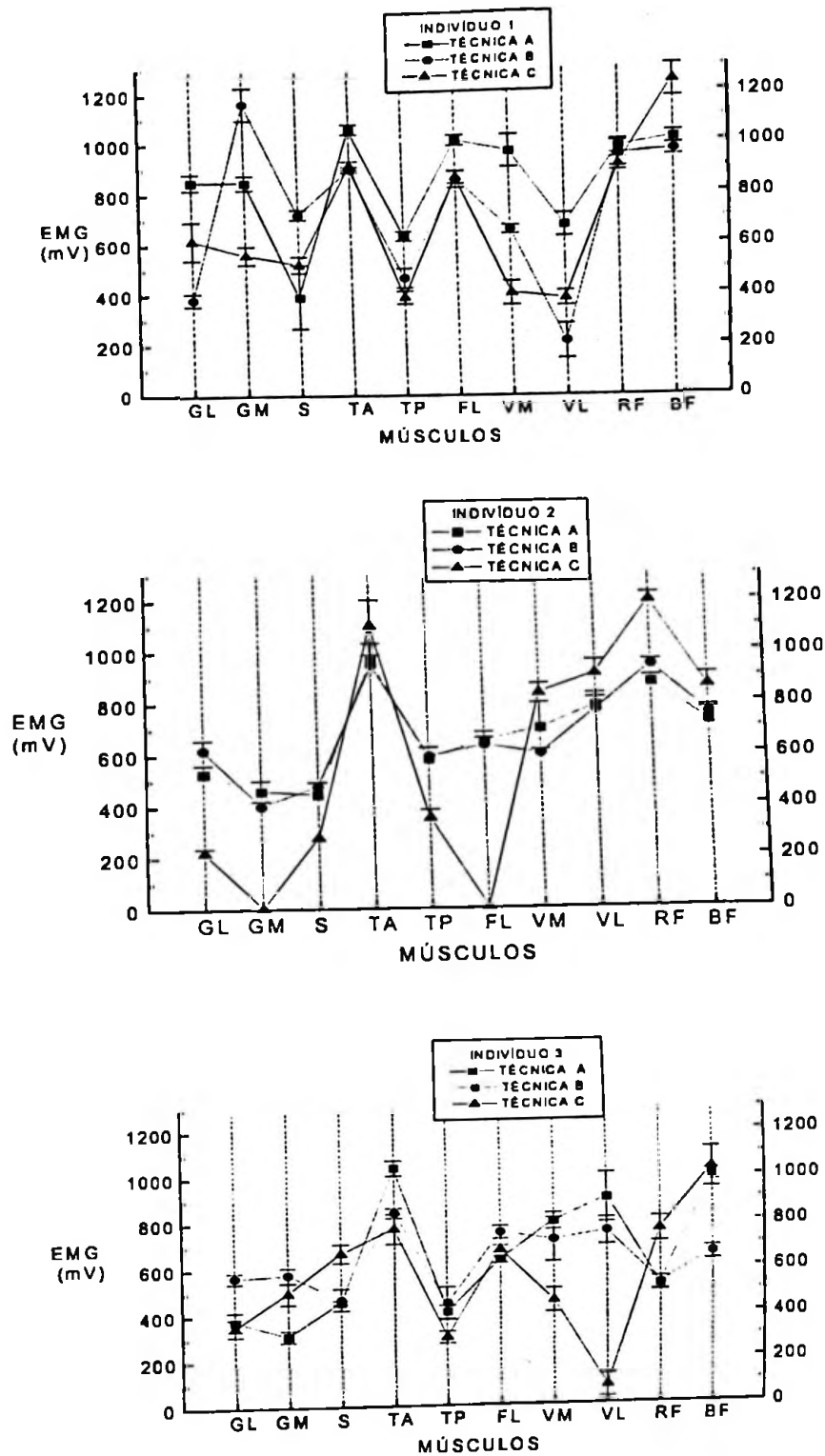


Note a janela de 500 ms. mostrando o período utilizado para o cálculo RMS, cujo valor serviu para comparação dos resultados. O critério para selecionar tal intervalo foi feito de maneira visual, onde a intensidade parece maior.

FIGURA 16 - Gráfico mostrando exemplo de uma aquisição do sinal retificado EMG de superfície, para o m. tibial anterior do indivíduo 1.

### 3.3 Resultados

A FIGURA 17 mostra os valores de três indivíduos (1, 2 e 3), dos sinais EMG para a média de seis aquisições de cada uma das técnicas de colocação dos eletrodos, nos 10 músculos analisados. No eixo X, estão representados os 10 músculos (GL, GM, S., TA, TP, FL, VM, VL, RF, BF) e no eixo Y, os valores médios do sinal EMG. Os quadrados representam os valores referentes à técnica A, os círculos representam os valores referentes à técnica B e os triângulos representam os valores referentes à técnica C. As barras em torno dessas figuras representam o erro padrão da média.



GL - m. gastrocnêmio lateral; GM - m. gastrocnêmio medial; S. - m. sóleo; TA - m. tibial anterior; TP - m. tibial posterior; FL - m. fibular longo; VM - m. vasto medial; VL - m. vasto lateral; RF - m. reto femoral, BF - m. biceps femoral  
 Os valores representados em figuras quadradas são referentes à técnica A, os valores representados em círculos são referentes à técnica B, e os valores representados em triângulos são referentes à técnica C. As barras representam o erro padrão da média.

FIGURA 17 - Gráficos mostrando os valores para os indivíduos 1, 2 e 3, comparando as técnicas (a, b e c) de colocação de eletrodos para EMG de superfície nos 10 músculos analisados.

**Indivíduo 1:** apresentou a técnica A como aquela que produziu maior intensidade do sinal em sete dos 10 músculos, GL, TA, TP, FL, VM, VL e RF. A técnica B produziu maior intensidade do sinal em apenas dois músculos (GM., e S.), e a técnica C somente produziu maior intensidade no músculo BF.

**Indivíduo 2:** nesse indivíduo, é notório o fato de, em vários músculos ter havido semelhança nos valores da intensidade de duas técnicas. A técnica A produziu maior intensidade do sinal nos músculos GM, S., TP e FL. A técnica B produziu maior intensidade do sinal nos músculos GL, S., TP e FL. A técnica C produziu maior intensidade do sinal nos músculos TA, VM, VL, RF, e BF. Nesse indivíduo, a técnica C para os músculos GM e FL produziu durante a aquisição em contração isométrica voluntária máxima, intensidade em valores muito próximos de zero.

**Indivíduo 3:** apresentou a técnica A como aquela de maior intensidade do sinal para os músculos TA, VM, VL, BF, TP e BF. A técnica B produziu maior intensidade nos músculos GL, GM, TP e FL. Percebe-se que, nesse caso, também ocorreram situações onde a intensidade foi igual em duas técnicas. A técnica C produziu maior intensidade do sinal nos músculos S., RF e BF. A técnica C, também aqui, produziu intensidade próximo de zero para o VL.

### 3.4 Discussão dos resultados

Primeiramente, deve-se considerar que, em algumas situações, um ponto selecionado de uma técnica pode coincidir com o de outra técnica. Por exemplo, para o músculo RF, a referência para a localização do ponto motor (técnica A), em que se inicia a pesquisa do ponto mais excitável, segundo LICHT (1970) é exatamente o ponto médio do ventre muscular (técnica B). Assim, é possível que, neste caso, a técnica A coincida com a técnica B. Isto poderia explicar os resultados iguais para os indivíduos comparando as duas técnicas para esse músculo.

Embora não se tenha a certeza se o erro pode ser devido à técnica de posicionamento dos eletrodos, ou ao erro cometido pelo instrumentador, admitiu-se que esse último aconteceria para todas as técnicas: A, B ou C. Assim, foi assumido

que diferenças na atividade EMG são relacionadas à técnica.

Quanto a essa coincidência de pontos, percebe-se também para os músculos TA. e FL. uma possibilidade das técnicas B e C indicarem a colocação dos eletrodos em locais muito próximos, uma vez que o ponto motor desses músculos encontra-se proximalmente situados e, por serem músculos longos, o ponto entre o ponto motor e a inserção distal (técnica C) pode estar muito próximo ao ponto médio do ventre muscular (técnica B).

Também deve ser considerada a condição em que um ponto da técnica B ou C não estar coincidindo com o ventre muscular que se pretende analisar. Por exemplo, o ponto da técnica B, para o músculo S. do indivíduo 1, coincidiu com o ponto motor do músculo TP., podendo causar uma análise incorreta do sinal EMG já que ele é oriundo de outro músculo (*cross talk*). Outro exemplo em que a técnica indicou a colocação dos eletrodos não coincidentemente com o ventre muscular pode ser visto na FIGURA 17, para o indivíduo 2, onde a técnica C captou um sinal que não havia o traçado de interferência na contração máxima, como demonstrado nos músculos GM e FL nessa figura. Foi considerado que essa é uma evidência de erro de posicionamento dos eletrodos. Pôde-se perceber, ao analisar os traçados EMG de todos os músculos, que todas as aquisições, cujos valores foram muito inferiores a cerca de 300 mV, também demonstraram ausência de padrão de interferência na contração máxima, refutando a correspondente técnica de colocação de eletrodos para o músculo determinado. Nós acreditamos que esse é um bom critério para avaliar a técnica de colocação dos eletrodos: os indivíduos são saudáveis, a contração era máxima e, portanto, era esperado o traçado de interferência. Se não ocorreu, a localização do eletrodo não foi correta para detectar o sinal do músculo.

Fazendo uma análise genérica, percebe-se, que na maioria dos casos, não há uma diferença acentuada entre as três técnicas, exceto nos casos em que a técnica sugere uma colocação dos eletrodos não-concordante com o músculo. Embora a população amostral de três indivíduos seja pequena, a análise entre as três técnicas em 10 músculos diferentes de cada indivíduo, com seis aquisições em cada uma das técnicas nesses músculos, indica que, mesmo aumentando a população amostral, haveria tendência de manutenção dessa variabilidade inter-

individual devido à natureza da amostra variar em função de inúmeros fatores como as características anatômicas, entre outros.

ROY et al. (1986) encontraram que a localização do ponto motor foi altamente variável, o que reforça a indicação de se fazer sempre o procedimento de localização através da estimulação elétrica, ao invés de colocar os eletrodos na região esperada onde os pontos motores estejam, pelos mapas de pontos motores disponíveis. Ou seja, embora esse procedimento de localização de pontos motores seja mais dispendioso (porque demanda mais tempo e treinamento), ele é mais preciso.

Existem relatos de que os pontos de maior excitabilidade elétrica encontrados sejam correspondentes à zona de inervação do músculo (onde o tronco do nervo penetra no músculo (LICHT, 1970). No entanto, controvérsias têm surgido porque observações em cadáveres mostram que os nervos estão profundamente situados em relação aos músculos. Por isso, a presença de mais de um ponto motor também deve ser levada em consideração. Pode-se questionar quão bem a estimulação elétrica da superfície pode detectar as zonas de inervação, particularmente para o m. tibial anterior cujas zonas de inervação estão localizadas profundamente no músculo. Portanto, ainda são necessários novos estudos para esclarecer esta questão, que se constitui em lacuna na literatura especializada.

DOHERTY et al. (1993), para estimarem o número de unidades motoras do m. bíceps braquial e braquial, colocaram os eletrodos sobre o ponto motor. Eles chamaram essa região de zona das placas motoras, ou zona de inervação principal. Isso porque há uma correspondência grande entre esse ponto de maior excitabilidade obtido por estimulação elétrica através da pele, com a região na profundidade, onde o tronco do nervo penetra no músculo (ROY et al., 1986). A controvérsia existente sobre a colocação dos eletrodos sobre o ponto motor tem o seguinte fundamento: os potenciais de ação de diferentes comprimentos de onda propagam-se em sentidos opostos a partir da zona de inervação, formando um padrão de interferência complexo. Por outro lado, quando o eletrodo de superfície é colocado nas terminações das fibras musculares, a impedância relativamente alta do tecido tendinoso obstrui os potenciais de ação e aumenta os componentes de alta

freqüência do sinal (ROY et al., 1986).

ROY et al. (1986), estudando o efeito da localização dos eletrodos na velocidade de condução do sinal e na freqüência mediana, encontraram uma zona de aproximadamente três a quatro cm em comprimento entre o ponto motor distal e o tendão distal, como sendo uma zona estável para aquisição do sinal. Segundo os autores, nessa região, os músculos estreitam-se em direção ao tendão comum, proporcionando um arranjo mais ordenado de fibras musculares e uma propagação mais simétrica de potenciais de ação

MOUSTAFA, LIN, MURRAY & SESSLE (1994) utilizaram eletrodos aguda e cronicamente implantados em músculos de mímicos e da mastigação em macacos durante tarefas de protusão da língua e de mordida. Para confirmar o local de implante desses eletrodos, eles fizeram uma confirmação pela observação da natureza do movimento evocado pela estimulação elétrica de cada par de eletrodos (com pulsos quadrados de 0,2 ms.). Para utilização de eletrodos de superfície, em músculos de difícil palpação em seres humanos, esse procedimento pareceu ter sido a única alternativa para que se tivesse a certeza de que os eletrodos foram colocados sobre o músculo que se pretendeu estudar.

De acordo com essas afirmações e com os presentes achados nesse estudo, pode-se afirmar que o fator fundamental na determinação de uma técnica ideal para a localização dos eletrodos é a própria certeza de que aquele determinado ponto coincida na pele a uma região do próprio músculo analisado. Este fator, que é óbvio para grandes músculos de fácil palpação, torna-se mais evidente em músculos em que apenas uma porção do seu ventre mantenha uma pequena relação de superficialidade com a pele. Tanto isso parece ser verdade que a técnica C, cuja justificativa é a mais coerente, apresentou, por um lado, uma grande freqüência como a técnica que captou o melhor sinal; por outro lado, apresentou uma freqüência significativamente maior que as outras técnicas em que não houve o traçado normal de interferência. Já a técnica A, em que pela estimulação elétrica, tem-se a certeza de que a resposta evocada é oriunda do próprio músculo, apresentou uma grande freqüência de sinais maiores que outras técnicas, apresentou, também, a menor freqüência de sinais menores. Ou seja, a técnica C



parece ser a mais inconsistente, enquanto a técnica A parece ser a menos sujeita a erros sistemáticos, considerando-se os 10 músculos analisados. A técnica B apresentou distribuição intermediária, e isto pode ser devido ao fato de ela ser de fácil identificação em músculos grandes e palpáveis, mas torna-se sujeita a erros quando os músculos analisados são dificilmente palpáveis ou a extensão de sua inserção no osso ocorre em uma grande extensão.

### 3.5 Conclusões

Não se pode afirmar que há uma diferença significativa entre a aquisição do sinal EMG de superfície entre as três técnicas utilizadas nos 10 músculos estudados, devido à grande variabilidade inter-indivíduos, mesmo considerando-se nossa reduzida população amostral (n=3).

Assim, para grandes músculos superficiais, de fácil palpação e inserção em pequena área óssea, a técnica de colocação dos eletrodos no ponto médio entre as inserções apresenta a vantagem de ser menos trabalhosa.

Por outro lado, para outros músculos que não tenham uma relação de superficialidade grande com a pele e/ou de difícil palpação, a técnica de colocação dos eletrodos no ponto motor é mais indicada, uma vez que apresentou dados mais consistentes nesse estudo, e, pela contração muscular produzida pelo estímulo elétrico, promove uma maior confiabilidade na aquisição do sinal EMG e uma menor possibilidade de ocorrer "*cross talk*".

## 4 EXPERIMENTO 02: estudo sobre a variabilidade intra e inter-sujeitos do sinal eletromiográfico durante contração isométrica

### 4.1 Introdução

A intensidade do sinal EMG, durante esse traçado de interferência, tem sido objeto de estudo por muitos pesquisadores, já que ela pode guardar uma certa

relação com o nível de força que está sendo gerado pelo músculo, e assim inúmeras aplicações poderiam ser feitas nas áreas cujo objeto de análise é o movimento humano. O principal problema surge quando se pretende comparar o sinal de uma dada contração de um indivíduo com a de outros, ou mesmo com a desse indivíduo em outras circunstâncias. Isso ocorre por causa do erro inerente à aquisição do sinal e suas diversas etapas de processamento.

Para resolver esse problema, a literatura tem utilizado procedimentos de normalização do sinal EMG, os quais facilitam a comparação intra e inter-indivíduos. Mas, a despeito dessa rotina de normalização, acreditamos que seja necessário conhecer melhor a magnitude do erro e a sua natureza, para melhor corrigi-lo e, assim, interpretá-lo com segurança.

Por esses motivos é que os cientistas têm utilizado procedimentos de normalização dos dados, já há um certo tempo (YANG & WINTER, 1984). A função principal desses procedimentos é de permitir uma análise inter-indivíduos. O procedimento de normalização do sinal EMG parece ser ainda objeto de maiores investigações. WINTER (1991) apresenta em sua discussão três possibilidades de valor de referência para a normalização:

- a) normalização pela média da curva total;
- b) normalização pelo valor máximo da curva; e,
- c) normalização pelo valor obtido numa contração isométrica voluntária máxima.

Vários autores têm estudado a reprodutibilidade de variáveis biomecânicas, incluindo o sinal EMG (ARSENAULT, WINTER & MARTENIUK, 1986; GOLLHOUFER, HORSTMANN, SCHMIDTBLEICHER & SCHÖNTHAL, 1990; KABADA, RAMAKRISHNAN, WOOTETEN, GAINEY, GORTON & COCHRAN, 1989; KNUTSON, SODERBERG, BALLANTYNE & CLARKE, 1994; WINTER & YACK, 1987; YANG & WINTER, 1984), e a grande maioria tem utilizado o coeficiente de variação para avaliá-la. Este coeficiente foi descrito por WINTER (1991) e YANG & WINTER (1984).

Esse estudo foi desenvolvido com o objetivo de avaliar a variação do sinal EMG de um mesmo músculo de indivíduos saudáveis. A despeito da técnica de colocação dos eletrodos, que já foi considerada anteriormente no primeiro

experimento, preocupamo-nos, nessa fase do estudo com a falta de reprodutibilidade do sinal EMG de superfície, num mesmo indivíduo e daí a necessidade de normalização dos dados, para que se possa fazer comparação intra e inter-indivíduos. Assim, enfatizamos a importância em verificar a variabilidade do sinal EMG, durante um evento de que se espera uma menor quantidade de artefactos: a contração isométrica, porque existe um menor deslocamento do segmento e, portanto, menor quantidade de artefactos decorrentes do movimento do eletrodo em relação à pele, ou mesmo do movimento dos cabos que pode ser fonte dos mesmos. Assim poderemos ter uma idéia da magnitude dessa variabilidade do sinal. Considerando que o conhecimento dessa variação possa ter aplicações diversas para todos aqueles que utilizam da EMG de superfície, e que esse valor não foi encontrado na literatura, pode-se destacar a importância desse estudo.

#### 4.2 Material e métodos

Nossa população amostral constou de nove indivíduos voluntários saudáveis, destros e com integridade do aparelho locomotor. Como será exposto adiante, todos se submeteram ao experimento em duas etapas e participaram como voluntários após receberem breve explanação sobre o estudo. Essa população apresentava idade de  $27 \pm 3$  anos, altura  $176 \pm 10$  cm, e massa corporal de  $76,4 \pm 16$  kg.

Cada um realizou 12 aquisições do sinal EMG do m. tibial anterior, sendo seis aquisições no lado direito e seis no lado esquerdo e, já que a técnica de colocação dos eletrodos pode influenciar a amplitude do sinal, a colocação dos eletrodos no lado direito (D) e esquerdo (E) foi alternada (recolocada) a cada nova aquisição, a fim de evitar a transferência do erro de uma coleta para outra. Assim, em seis aquisições, a seqüência de colocação dos eletrodos foi feita conforme segue-se: 1D, 1E, 2D 2E, 3D, 3E ..., totalizando 108 coletas. Após essa primeira etapa, foi repetido o procedimento, mantendo, os eletrodos durante todas as aquisições.

O equipamento utilizado foi o mesmo apresentado no experimento

anterior (capítulo 3), e o sinal EMG original foi amplificado com um filtro passa-banda de 20 a 400 Hz, sendo a frequência de amostragem feita a 1000 Hz, usando um software de aquisição de dados, conforme descrito na literatura (TREPMAN et al., 1994).

O músculo selecionado para esta fase do estudo foi o m. tibial anterior, porque apresenta uma localização do ponto motor relativamente fácil (aproximadamente a 4 cm abaixo da tuberosidade da tíbia e a 1 cm lateralmente à crista tibial), por isso, menos erros podem ser detectados por causa da colocação dos mesmos.

O movimento analisado foi o de contração isométrica voluntária máxima induzida segundo protocolos para testes manuais de função muscular (KENDALL & McCREARY, 1983): os indivíduos foram solicitados a realizar o movimento de dorsiflexão e inversão do pé, e o examinador fazia uma resistência contrária, no sentido da flexão plantar e eversão. Embora a variação angular não tenha sido utilizada, todos os indivíduos realizaram tais contrações no final da amplitude de movimento fisiológica. Esse cuidado foi tomado para evitar que eventuais alterações no arco de movimento pudessem influenciar nos resultados.

Os indivíduos foram solicitados a realizar cada contração com cerca de 3 s, e como os procedimentos de troca dos eletrodos para o outro lado duravam cerca de 1 min, foi dado aos indivíduos um repouso considerável entre cada contração a fim de se evitar a instalação de fadiga muscular. Ou seja, foi tomado um cuidado para não haver fadiga muscular da seguinte maneira: para uma contração de 3 s, um período maior que 20 vezes isso foi usado para repouso entre as contrações.

Para a análise dos dados foi feita uma seleção de um período de 500 ms. na curva do sinal EMG no intervalo onde a atividade era máxima, e então foi feito o cálculo do valor RMS do sinal EMG durante esse período, conforme demonstrado no experimento anterior, exposto no item 3. Após a obtenção dos valores, foi determinado o CV, que pode ser expresso como a relação entre o desvio padrão e a média das aquisições, conforme a equação (WINTER, 1991):

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N dp_i^2}}{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N |\bar{X}|} \times 100 \%$$

Como a variabilidade esperada era alta, e pode-se atribuí-la às pequenas alterações na colocação dos eletrodos, o experimento foi feito em duas etapas, com população amostral semelhante ao anterior, mas mantendo, agora, os eletrodos nas 12 aquisições de cada um dos nove indivíduos, com o intuito de averiguar se mantendo uma mesma posição dos eletrodos, a variabilidade pudesse diminuir. Assim, poderíamos compreender a origem dessa variabilidade.

Então, a técnica I foi feita alternando os eletrodos nos mm. tibial anterior direito e esquerdo, e a técnica II foi feita mantendo os eletrodos na mesma posição em todas as aquisições.

Foram avaliados os coeficientes de variabilidade em cada sujeito. Num primeiro momento compararam-se, em cada técnica, os lados direito e esquerdo para obter, caso não houvesse diferença apenas um coeficiente médio de cada indivíduo. Verificada essa etapa, comparou-se a medida da variabilidade das duas técnicas.

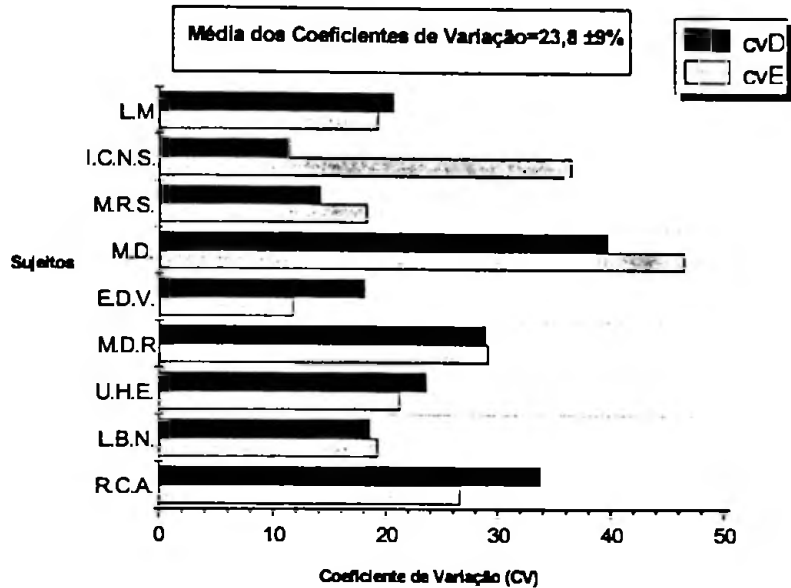
Devido ao tamanho do grupo e à não normalidade da variável em pelo menos um dos grupos comparados, o teste utilizado foi o mesmo para as duas etapas: teste de Wilcoxon para amostras relacionadas, que é um teste não paramétrico baseado nos postos de observação (CONOVER, 1971).

### 4.3 Resultados

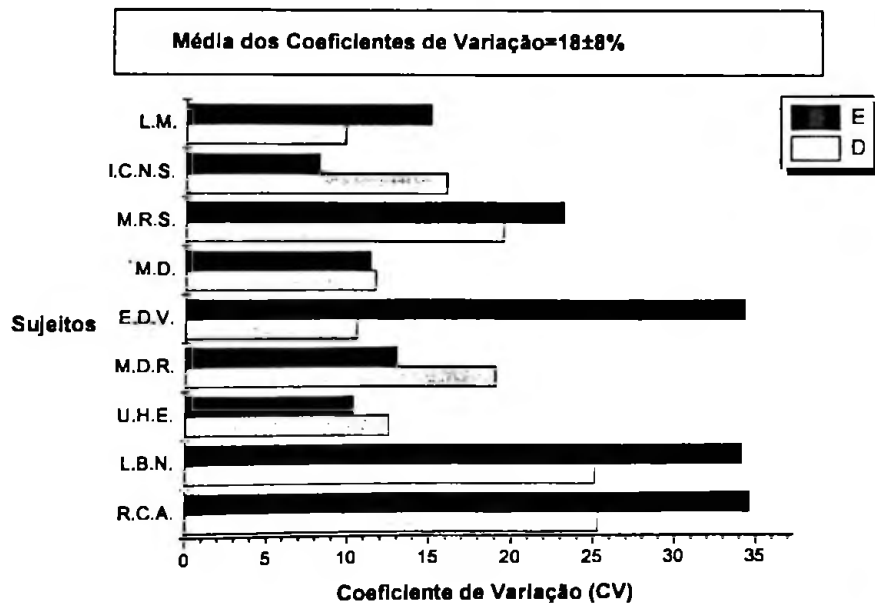
A FIGURA 18 apresenta os resultados encontrados para as aquisições dos nove indivíduos isoladamente para os lados esquerdo (E) e direito (D). Observando cada um dos dados, podemos perceber que o conjunto de dados (6 aquisições) de um mesmo indivíduo, de um mesmo músculo no mesmo lado, variou de cerca de 8 a 34%, mantendo os eletrodos. Esses valores foram maiores na primeira etapa (a), quando os eletrodos foram alternados, de 11 até 46%.

A média dos coeficientes de variação foi de  $23,8 \pm 9\%$  para essa população amostral na primeira etapa, alternando-se os eletrodos (figura 18.a), e de  $18 \pm 8\%$  para a segunda etapa, mantendo os eletrodos durante as aquisições ( figura 18.b).

a)



b)



9 indivíduos, com os eletrodos colocados no ponto motor, durante contração isométrica voluntária máxima, com os eletrodos alternando os lados em cada aquisição (a), e mantidos na mesma posição durante todas as aquisições (b).

FIGURA 18 - Gráfico mostrando o coeficiente de variação do sinal EMG entre os lados direito (D) e esquerdo (E) em 108 aquisições para o m. tibial anterior.

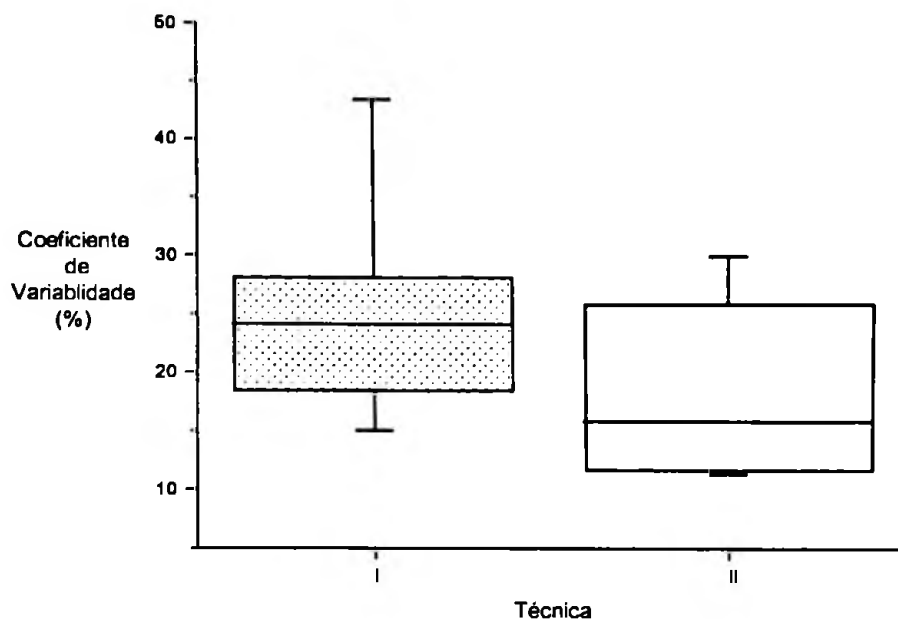
A TABELA 4 mostra os valores de CV para os lados direito e esquerdo de acordo com a técnica I (alternando-se os eletrodos) e a técnica II (mantendo os eletrodos). Uma vez que os resultados não apresentaram uma distribuição normal, os valores medianos do CV também foram apresentados.

Obteve-se como resultado das comparações dos lados esquerdo e direito em cada valor um p-valor  $> 0,05$ , indicando que não há evidência de diferença significativa. Desse modo, foi calculada a média do CV direito e esquerdo para cada indivíduo com objetivo de ter uma única medida representando a variabilidade. Comparados os CVs médios entre as duas técnicas, verificou-se que não há evidência de diferença entre elas ( $p > 0,05$ ).

TABELA 4 - Medidas descritivas para as técnicas I (alternando-se os eletrodos entre os lados) e a técnica II (mantendo os eletrodos).

Técnica	Variável	n	média	desvio padrão	Mediana
I	CV esquerdo	9	25,58	10,76	21,30
I	CV direito	9	23,34	9,35	21,00
II	CV esquerdo	9	20,24	11,21	14,74
II	CV direito	9	16,43	6,00	15,74

A FIGURA 19 mostra os mesmos resultados comparando as técnicas I e II, proporcionando uma visão mais clara, que os dados de ambas as técnicas não são estatisticamente diferentes. E, como não houve tal diferença, pode-se afirmar que, para Intervalo de Confiança de 95% (IC95), o CV foi de (17,46; 25,76) e média, 21,61.



Na técnica I, durante cada aquisição, os eletrodos foram alternados entre os lados esquerdo e direito; e na técnica II, os eletrodos foram mantidos na mesma posição para todas as aquisições

FIGURA 19 - Gráfico mostrando os coeficientes de variabilidade (mediana e intervalo de confiança) do sinal EMG obtido durante contrações isométricas voluntárias máximas em duas situações diferentes (técnica I e técnica II).

#### 4.4 Discussão dos resultados

O erro inerente ao sinal EMG apresentou-se de magnitude notoriamente elevada: 21,61%. Por exemplo, fazendo-se uma aquisição do sinal EMG num indivíduo, pode-se encontrar uma intensidade de 100  $\mu\text{V}$  e, na seqüência, pode-se encontrar uma intensidade de 121  $\mu\text{V}$  de intensidade RMS, o que seria maior ainda se observássemos a intensidade de pico do sinal. Por que ocorre tamanha variabilidade do sinal? Nós poderíamos fazer inúmeras proposições e classificar fatores inerentes à geração do sinal e à captação do mesmo.

Quanto à geração do sinal, o experimento foi realizado com contrações isométricas, uma vez que ocorre maior reprodutibilidade dessa em relação à contração isotônica (BASMAJIAN & De LUCA, 1985). O nível de força solicitado aos indivíduos foi máximo e, apesar de não termos monitorado a força, esperamos pouca influência dessa na intensidade do sinal. Isso porque, conforme experimento por nós realizado anteriormente (ARAUJO, DUARTE & AMADIO, 1995), o sinal EMG



estabiliza-se, em torno de  $46 \pm 13\%$ , da força máxima. Assim, para um nível de força acima de 60% do máximo, não é possível detectar alterações na intensidade do EMG. Por outro lado, deve-se considerar que, se fizéssemos um treinamento para que os indivíduos alcançassem a força máxima, mesmo assim os valores poderiam ser questionados uma vez que o nível de força máxima é extremamente variável, de acordo com o grau de motivação e o ritmo circadiano, entre outros fatores (ARAUJO, AMADIO & FURLANI, 1992).

Quanto à captação do sinal, poderíamos atribuir o erro a pequenas alterações na colocação dos eletrodos. O experimentador pode marcar um ponto na pele que pode deslocar-se de acordo com o grau de tensão da mesma durante os movimentos, e mesmo a relação da pele com o tecido muscular pode alterar-se no movimento devido ao deslizamento dos planos teciduais superficiais. Deve-se ressaltar que a técnica de colocação dos eletrodos no ponto motor parece ser a mais criteriosa, por necessitar de exploração experimental e, sendo assim, os erros inerentes à colocação dos eletrodos seriam normalmente encontrados em qualquer situação de medição, independente do tipo de eletrodo. Por fim, os dados estatísticos mostram que não há diferença entre as técnicas 1 (alternando os eletrodos) e 2 (mantendo os eletrodos), significando que a variabilidade não se deve à colocação dos eletrodos.

GAMET, DUCHÊNE & GOUBEL (1996) estudaram a reprodutibilidade dos parâmetros espectrais do EMG durante exercícios dinâmicos desenvolvidos num cicloergômetro. Eles discutem que, sobre a reprodutibilidade das mensurações EMG, podem ser considerados dois tipos de parâmetros:

- a) Parâmetros extrínsecos, que estão principalmente relacionados às técnicas de registro, como tipo e posição dos eletrodos, tipo de detecção e qualidade elétrica dos eletrodos.
- b) Parâmetros intrínsecos, principalmente concernentes aos eventos fisiológicos, tais como as alterações no recrutamento das unidades motoras, aumento na temperatura e, especialmente, alterações metabólicas e/ou iônicas, que influenciam o conteúdo da frequência do EMG.

Ainda o efeito da alteração da temperatura poderia ser outro fator

explicativo da variabilidade do sinal EMG. Por exemplo, sabe-se que um resfriamento local no músculo resulta em uma duração aumentada do MUAP durante contração isométrica (BERTRAM, NISHIDA, MINIEKA, JANSSEN & LEVI, 1995). No entanto, a coleta dos dados foi feita sempre na seqüência, respeitando pelo menos um minuto entre as contrações para se evitar fadiga.

Não obstante, se esses achados de diferença média de 21,61 ocorrem para os outros músculos, certamente devemos considerar tal erro ao compararmos aquisições entre si. Ou seja, fica evidente que o coeficiente de variação encontrado nesse experimento expressa uma limitação da EMG de superfície, quando se faz análise da intensidade do sinal, pela natureza metodológica do procedimento de aquisição da atividade elétrica do músculo, principalmente porque não foi possível encontrar uma causa para esse alto CV, sugerindo que a somação de todos os fatores supra-citados explique a causa dessa limitação.

Somente com os procedimentos de normalização mencionados anteriormente, parece ser aceitável realizar comparações do sinal EMG de uma aquisição com outra. Mas o presente experimento evidencia que, se o procedimento de normalização for realizado pelo valor obtido numa contração isométrica voluntária máxima, deve-se considerar o erro de 21,61%.

Nós devemos considerar, no entanto, que nem sempre pode-se utilizar a normalização. Um exemplo interessante é a utilização do biofeedback EMG, que também deve ser feito considerando tal erro. Comumente adquire-se o sinal EMG de um indivíduo com debilidade motora e sugere-se a ele fazer um treinamento de forma a aumentar a atividade de um grupo muscular, através da visualização em valores percentuais em relação ao máximo de atividade para um determinado nível de sensibilidade do equipamento naquela aquisição. O treinamento é feito, então, com o objetivo de aumentar a atividade EMG visualizada no equipamento. Por exemplo, o indivíduo pode obter 70% de atividade EMG, e é orientado a fazer movimentos de forma a conseguir obter um maior índice de atividade EMG. Apesar dos inquestionáveis benefícios que o treinamento pode trazer para a reabilitação dos pacientes, deve-se ter cuidado ao avaliar um aumento de 10 ou 20% de atividade EMG de um dia para o outro, porque isso pode se dever não a uma

evolução do quadro clínico do indivíduo, mas sim ao erro sistemático que o sinal EMG de superfície apresenta. E, nesse caso, não faz sentido normalizar os dados de duas sessões de tratamento distintas, porque a normalização iria mascarar a diferença de intensidade do sinal.

Nos casos cuja normalização do sinal seja imprópria, então, também deve-se considerar essa variabilidade encontrada no presente experimento.

Uma sugestão interessante para os investigadores que usam procedimento de normalização pela contração voluntária máxima seria usar o valor da onda-M máxima, pois o estímulo elétrico pode ser extremamente controlado, o que não ocorre na contração voluntária. Mas não foi encontrado na revisão da literatura, um suporte para utilizar tal método.

#### 4.5 Conclusões

Considerando-se nossos propósitos e interpretando-se estatisticamente nossos resultados, o presente estudo permite-nos chegar às seguintes conclusões:

- a) O coeficiente de variação do sinal EMG de superfície em contrações isométricas voluntárias máximas apresentou-se de magnitude notoriamente elevada, em média de 21,61%;
- b) Quando forem realizados estudos EMG comparativos intra ou inter-sujeitos, numa situação imprópria para os procedimentos de normalização, deve-se considerar tal variabilidade para não ocorrerem falsas interpretações;
- c) Essa magnitude de erro também deve ser considerada quando se optar por procedimento de normalização do sinal EMG pelo valor obtido numa contração isométrica voluntária máxima.

## 5 EXPERIMENTO 03: análise biomecânica da ativação das porções superficiais do m. quadríceps femoral durante contrações excêntricas e concêntricas

### 5.1 Introdução

O m. quadríceps femoral é constituído por quatro músculos: um profundamente situado, que é o m. vasto intermédio e outros três superficiais, o VL, o RF e o VM, subdividido em VML e VMO, sendo que, em relação a estas quatro porções, a literatura especializada tem demonstrado para um mesmo movimento diferenças teóricas nas suas respectivas funções, em acordo com MAQUET (1984), e HOFMANN (1988).

O m. quadríceps femoral forma um exemplo de uma situação na qual músculos com uma função sinérgica comum, chamada extensão do joelho, também tem um outro papel antagonista separado (HODGES & RICHARDSON, 1993). Esse fato é muito interessante porque ele demonstra como o recrutamento de um mesmo músculo pode ser feito de diferentes maneiras, e resultar em uma diversidade de ações. Um feixe de motoneurônios de um músculo pode apresentar várias subpopulações destes, e estas podem ser ativadas seletivamente para desenvolver diferentes tarefas (BLANKSMA, VAN-EIJDEN, VAN-RUIJVEN & WEIJS, 1997). Isso foi claramente demonstrado para os músculos da mastigação por BLANKSMA et al. (1997).

[Além disso, o fato de haver vários músculos responsáveis por um mesmo movimento tem interessado a comunidade científica, no sentido de compreender como os músculos são ativados, ou em que fase cada um participa mais que seus sinergistas.] Essa questão melhor entendida poderia trazer importantes contribuições, já que recrutar mais um músculo do que seus sinergistas apresenta-se como base teórica para a terapia de disfunções articulares causadas por desequilíbrios de força ou de ativação musculares. Na Fisioterapia, essa questão tem sido investigada particularmente nos músculos relacionados à articulação do joelho (ANTICH & BREWSTER, 1986; KARST & JEWETT, 1993), talvez por evidências de que várias patologias têm como origem desequilíbrios das forças internas (desalinhamentos da

patela, por exemplo) ou surgem como conseqüência delas, ou ainda por causa da maior facilidade de análise do movimento nessa região, circundada por músculos relativamente grandes. Várias técnicas fisioterápicas também têm sido propostas para a ativação seletiva de um grupo muscular, como tipos especiais de exercícios, *biofeedback* EMG, estimulação elétrica, entre outros (ANTICH & BREWSTER, 1986).

Outra questão levantada ao longo dos anos é como os músculos distribuem a carga por um movimento articular, especialmente se um deles tem mais do que uma função (VREDENBREGT & RAU, 1973; WINTER, 1990). Supõe-se que esta distribuição da carga para os músculos esteja em dependência do movimento, variação angular e da freqüência em que a contração ocorra. Conforme relatado por NINOS, IRRGANG, BURDETT & WEISS (1997), poucos estudos foram encontrados que investigassem os efeitos da atividade muscular nos músculos da extremidade inferior durante o movimento de agachamento.

A maioria dos trabalhos relacionados ao estudo da função do m. quadríceps femoral diz respeito às evidências na literatura para sugerir que há uma relativa fraqueza em um dos extensores do joelho, o m. vasto medial oblíquo (HODGES & RICHARDSON, 1993). Assim, pode-se explicar a síndrome da dor patelo-femoral pelo desequilíbrio de forças entre os ventres desse grupo muscular, que possibilita um desalinhamento da patela, pela tendência ao deslocamento lateral da mesma.

HODGES & RICHARDSON (1993) estudaram a atividade EMG dos músculos VL e VMO durante contração do m. quadríceps femoral com suporte de carga e sem o suporte dela, associada à adução do quadril. Eles assumiram uma hipótese já descrita na literatura: a de que, pelo fato de o VMO apresentar inserções no m. adutor magno, a ação desse músculo associada à contração do m. quadríceps femoral poderia aumentar o recrutamento do VMO. Os autores confirmaram que a atividade do VMO foi maior que o VL com suporte do peso, comparada à situação sem suporte do peso. Além disso, a atividade relativa do VMO em relação ao VL foi maior quanto maior era a adução do quadril. Assim, os autores sugerem que tais resultados indicam que a técnica de adução do quadril associada ao suporte do peso corporal pode ser preconizada para exercícios seletivos do VMO.

CERNY (1995) estudou a atividade EMG do VL e do VMO em indivíduos com e sem síndrome patelo-femoral, em diversas formas de exercícios propostos para maior recrutamento do VMO. Ele encontrou que os sujeitos com ou sem essa síndrome não apresentaram ativação seletiva para o VMO. No entanto, a atividade do VMO aumentou com a carga do peso corporal e adução do quadril.

Alguns autores sugerem que o VM apresenta uma proporção maior de fibras lentas que o VL, indicando que o VM desenvolvem um papel antigravitário primário (HODGES & RICHARDSON, 1993).

Outro fator em questão é se o tipo de movimento (concêntrico ou excêntrico) apresenta atividade EMG diferente. KRONBERG & BROSTROM (1995) compararam seus achados de atividade EMG menor no movimento excêntrico, com os da literatura em estudo que investigaram a atividade concêntrica, em músculos do ombro. Eles sugerem que a atividade menor na contração excêntrica, pode ser devido ao fato de que o grau de excitação requerido para produzir uma dada força de contração é menor quando o músculo ativo está sendo alongado (contração excêntrica) do que quando o músculo encurta-se (contração concêntrica) numa mesma velocidade. Esse achado é coerente com as afirmações de NINOS et al. (1997). ]

Mas o instante de ativação inicial do músculo pode influenciar no montante de força que ele apresenta algum tempo após. Os únicos trabalhos que foram encontrados nesse sentido foram os de KARST & WILLETT (1995), que estudaram esse evento no mesmo grupo muscular (VMO e VL) e os de HODGES & RICHARDSON (1997), que procuraram analisar eventos também de outros grupos sinérgicos.

KARST & WILLETT (1995) estudaram o tempo de atividade EMG inicial dos músculos VMO e VL em sujeitos com e sem síndrome da dor patelo-femoral. Eles mostraram que, para ambos os grupos, houve uma tendência para um maior valor de diferença de ativação durante a atividade voluntária (ativação precoce do VMO em relação ao VL) do que quando a atividade foi obtida reflexamente. Essa atividade precoce foi igual com ou sem o suporte do peso corporal. Esses resultados estão de acordo com os presentes achados, pois os primeiros músculos a serem

ativados para o movimento de agachamento foram VML e VMO, e KARST & WILLETT (1995) não investigaram todos os ventres do m. quadríceps femoral.

HODGES & RICHARDSON (1997) desenvolveram um experimento para avaliar a resposta dos músculos multifídeos e abdominais durante movimentos com o membro inferior. Eles encontraram uma atividade desses músculos precedendo a atividade de todos os motores primários para os movimentos da coxa. Assumiram que qualquer atividade que ocorresse antes de 50 ms. não poderia ser devida a uma atividade reflexa (devido ao tempo necessário para a condução do impulso nervoso pelas fibras aferentes, sinapses e fibras eferentes) e, assim, encontraram evidências de que o sistema nervoso central inicia a contração dos músculos abdominais e multifídeo em uma maneira “*feedforward*”, antes dos motores primários do membro inferior. Além disso, o m. transversal abdominal foi invariavelmente o primeiro músculo a ser ativado. Um mecanismo análogo poderia estar envolvido nessa diferença de ativação dos ventres musculares do m. quadríceps femoral.

Os estudos científicos que abordam a problemática ainda são escassos na literatura especializada, demonstrando uma lacuna metodológica na compreensão da distribuição da atividade muscular do *m. quadríceps femoral* em suas quatro porções superficiais, dadas as diferentes funções que esses músculos podem desempenhar (KENDALL & McCREARY, 1983). Assim, esse trabalho teve como objetivo analisar o comportamento das porções superficiais do m. quadríceps femoral durante movimentos selecionados para analisar as fases excêntrica e concêntrica do referido grupo muscular.

## 5.2 Material e métodos

O estudo foi feito com uma população amostral de três adultos voluntários do sexo masculino com idades de 27, 28 e 31 anos. Para uma melhor compreensão dessa questão, desenvolveu-se o estudo utilizando os seguintes movimentos: de agachamento por flexão dos membros inferiores e de extensão do joelho na posição sentada, ambos em três frequências diferentes, no sentido de avaliar se a ativação desse músculo depende da velocidade em que executado. Portanto, observaram-se

os movimentos de agachamento por flexão dos membros inferiores e extensão do joelho na posição sentada em três frequências distintas. Procurou-se analisar a frequência máxima (a), que pode variar muito segundo as características de cada indivíduo e frequências menores que foram impostas a cada indivíduo através de treinamento prévio (b = 69 bpm, média e c = 50 bpm, baixa), controladas com auxílio de marcador de ritmo para movimentos repetidos, metrônomo, com o propósito de avaliar a distribuição de atividade do m. quadríceps femoral durante a sua contração naquele movimento selecionado. Esses valores, para as frequências média e baixa, foram determinados por testes realizados previamente aos experimentos, utilizando o metrônomo e comparando com os movimentos lentos dos sujeitos. Então, cada um dos indivíduos realizou uma série de três movimentos em cada uma das três frequências para cada um dos movimentos, totalizando 54 aquisições de dados nos diferentes testes experimentais.

Foram utilizados eletrodos de superfície, do tipo bipolar, sendo o eletrodo proximal colocado sobre o ponto motor de cada um dos ventres, e o eletrodo distal colocado distalmente a ele, procurando descrever um trajeto paralelo ao das fibras musculares. Isto foi feito nos seguintes músculos: RF, VL, VML e VMO. Os eletrodos foram fixados junto à pele através de uma fita adesiva de dupla face internamente e outra fita adesiva usada externamente ao eletrodo para melhorar a fixação junto à pele. As características do equipamento e procedimentos para EMG foram semelhantes aos experimentos 01 e 02, já descritos no item 3.

A medição da variação angular de uma articulação pode ser feita utilizando um eletrogoniômetro planar constituído por um potenciômetro de rotação. De acordo com a mudança de posição do segmento corporal, o potenciômetro altera a tensão elétrica, que pode ser calibrada em função das posições previamente conhecidas.

A FIGURA 20 mostra uma ilustração desse eletrogoniômetro (DAINTY & NORMAN, 1987; WINTER, 1990). Nela, pode ser visto que o potenciômetro encontra-se fixo a duas hastes de plástico, que ficam aderidas ao segmento através de bandagens elásticas. Para a utilização desse na articulação do joelho, uma das hastes fica presa à coxa, e a outra fica presa à perna. Através de pontos anatômicos



de referência e de fácil palpação, procura-se colocar tais hastes paralelas ao eixo longitudinal dos ossos. Por exemplo, na perna, pode-se marcar previamente a cabeça da fíbula e o maléolo fibular; no fêmur, marca-se o epicôndilo lateral e o trocânter maior.

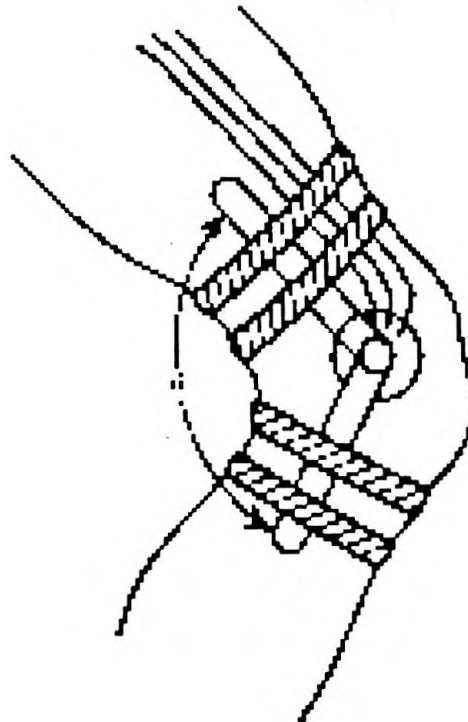


FIGURA 20 - Representação do eletrogoniômetro fixo através de hastes na coxa e na perna para mensurar a variação angular do joelho.

Obviamente ocorrem certos problemas quanto à precisão dessa medida, já que a colocação do potenciômetro no eixo do movimento de flexão e extensão do joelho não é fácil e precisamente definida. Mais do que isso, sabe-se classicamente que ocorrem vários eixos instantâneos de movimento durante toda a amplitude articular. Finalmente, deve-se considerar que tais potenciômetros são planares e que os movimentos principais são acompanhados movimentos acessórios, também conhecidos como jogo articular. Então, para o joelho, o movimento de rotação interna, que acompanha a flexão e a rotação externa acompanhando a extensão (KAPANDJI, 1990), dificultam uma fiel mensuração do movimento articular.

A despeito dessa dificuldade de mensurar o que ocorre na articulação, objeto de estudo da artrocinemática, pode-se avaliar o movimento geral através da

osteocinematológica, considerando, nesse caso, o principal movimento em questão, sem a pretensão de mensurar minúcias na articulação, o que podemos considerar como suficiente para a compreensão do objeto de análise deste trabalho (HALL, 1993).

Como sistema de referência, foi adotado que, na extensão completa do joelho, o ângulo medido pelo eletrogoniômetro seria de 0°, como sugerido *pela* AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS (1966), e esse valor aumenta em função da flexão desta articulação.

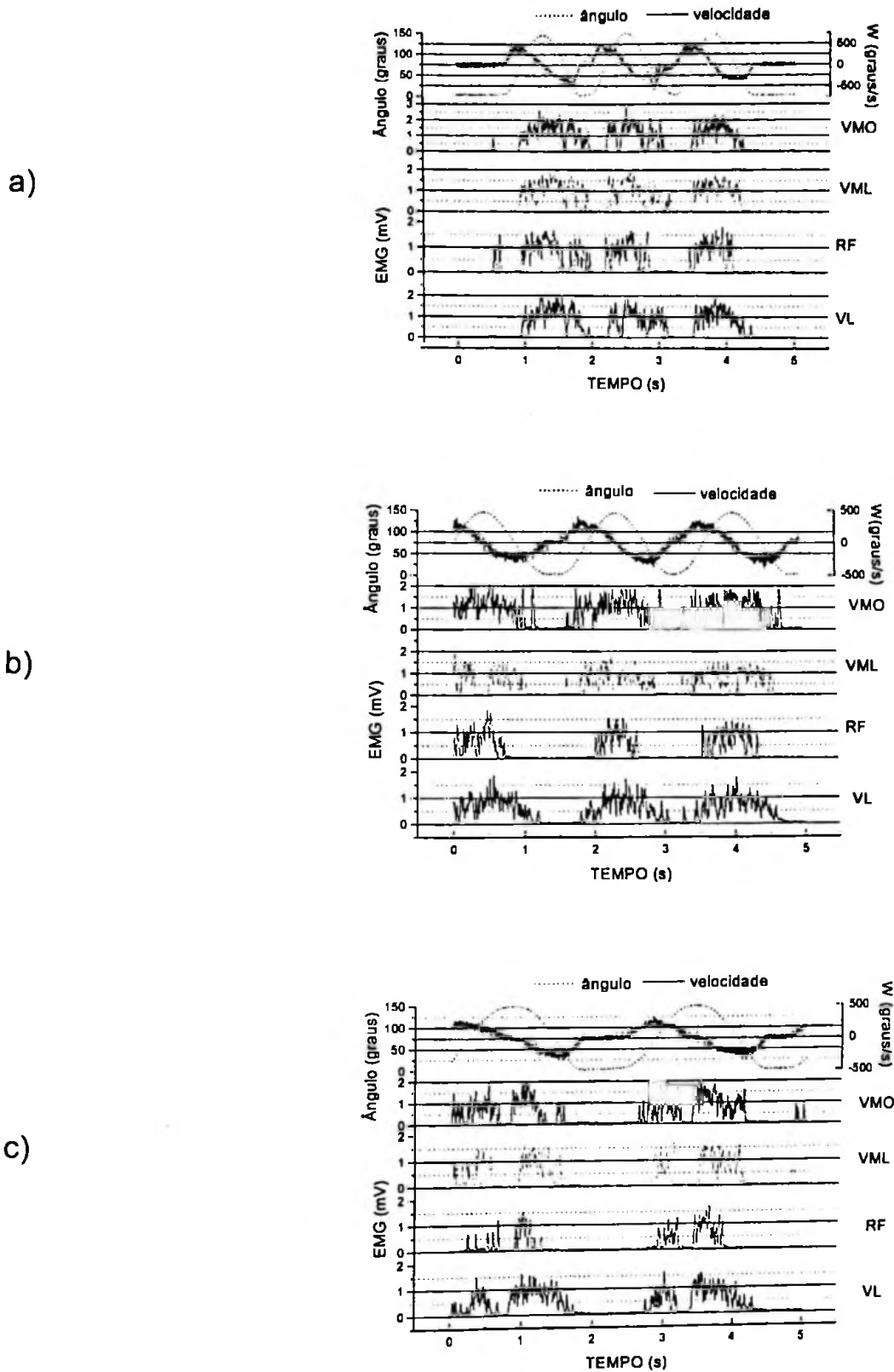
Para o presente trabalho, utilizamos um eletrogoniômetro, feito a partir de um potenciômetro BOURNS, tipo 65345-001-502, um amplificador linear de sinais regulável e com saídas para processamento Analógico Digital (A/D). A calibragem do sistema apresentou uma linearidade entre o valor analógico de tensão e a grandeza de medida em 99,7%.

Para o ato do agachamento, foi analisada a fase excêntrica do movimento, isto é, intervalo durante a flexão dos membros inferiores, enquanto que, para o movimento de extensão do joelho na posição sentada, foi analisada a fase concêntrica. É sabido que ambos os movimentos, ocorrendo ciclicamente, apresentam ambas as fases concêntrica e excêntrica. Mas conforme verificação dos primeiros resultados, pode-se verificar atividade EMG antes do movimento ter sido iniciado, e nesse caso, para um ciclo do movimento torna-se difícil saber se a atividade de um músculo pertence à primeira fase, ou se trata-se de uma pré-ativação da segunda fase. Assim sendo, optamos por avaliar a primeira fase do movimento: para o agachamento, a primeira fase é excêntrica; para a extensão da perna na posição sentada, a primeira fase é concêntrica.

O critério adotado de determinação do início do movimento foi o instante da curva de deslocamento angular de máximo valor. O instante da inflexão foi determinado como parâmetro referencial para a comparação dos resultados inter e intra-individual nos diferentes testes observados, conforme protocolo experimental. O tempo em que a curva da velocidade angular se encontrava com valor diferente de zero também pôde ser usado como critério para o início do movimento.

### 5.3 Resultados

Através das FIGURAS 21 e 22 seguintes, podemos observar as características no comportamento comparativo diferencial para as quatro porções do m. quadríceps femoral (RF, VL, VML e VMO) em relação ao instante de ativação ou velocidade de recrutamento, variação angular e características de dependência entre essas funções, demonstrando, assim, como esses músculos são ativados, para o movimento articular observado para as três frequências do movimento, cuja importância de verificação fica enaltecida por apresentar múltiplas aplicações para a análise de movimento.



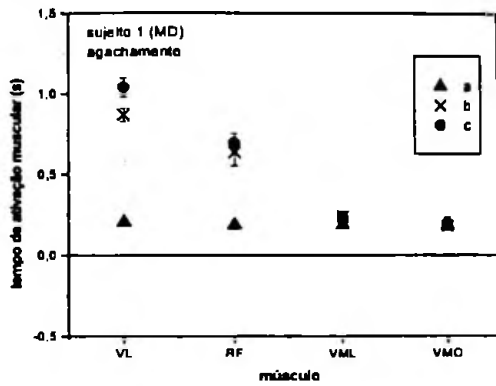
Registro do comportamento EMG para m. vasto medial obliquo - VMO, m. vasto medial longitudinal - VM, m. reto femoral - RF, e m. vasto lateral - VL; e da variação angular na articulação do joelho para o movimento de agachamento por flexão nos membros inferiores

FIGURA 21 - Resultado experimental para o sujeito JAO com freqüência de movimento A, B, e C (vide texto).

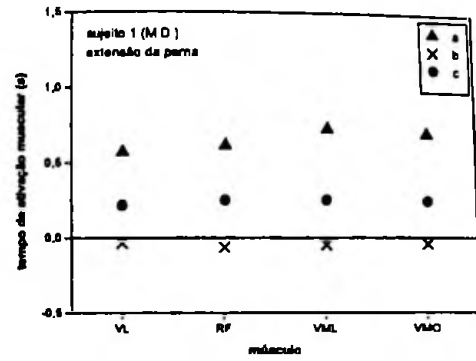
A título de exemplificação, apresentamos os resultados experimentais na FIGURA 21 para um dos sujeitos de nossa amostra. De acordo com o protocolo experimental, temos a atividade EMG das quatro porções do músculo analisado, juntamente com a atividade eletrogoniométrica, representando a variação angular do joelho durante o movimento de agachamento e a sua primeira derivada, a velocidade angular, que foi determinada *a posteriori*. Note-se a diferença no traçado EMG entre esses quatro músculos, evidenciando, nas três velocidades, maior ativação do VML e menor atividade do VL. Na maioria dos casos, observamos ativação prévia dos componentes mediais em relação aos laterais para o movimento de agachamento por flexão dos membros inferiores: contração excêntrica, mas não no movimento de elevação da perna na posição sentada, situação em que foi analisada a fase concêntrica do movimento.

Ainda na FIGURA 21, deve-se considerar uma significativa diferença de tempo entre o início de movimento e a ativação de um ou mais músculos desse grupo. O início do movimento foi definido como o instante seguinte ao de velocidade diferente de zero (ver na FIGURA 21, a curva superior, cuja escala está demonstrada no eixo vertical direito do gráfico). Em algumas situações, o primeiro músculo ativado entra em ação cerca de 400 ms. após o início do movimento.

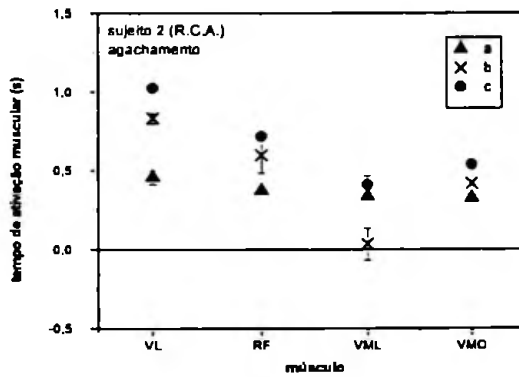
A FIGURA 22 mostra os resultados do instante de ativação muscular dos quatro ventres superficiais do m. quadríceps femoral, durante os movimentos de agachamento por flexão dos membros inferiores (fase excêntrica) e de elevação da perna na posição sentada (fase concêntrica) para os três sujeitos que participaram desse estudo.



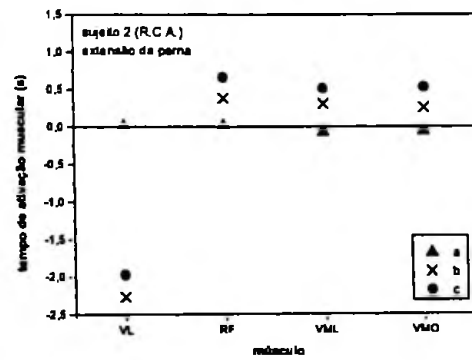
(a)



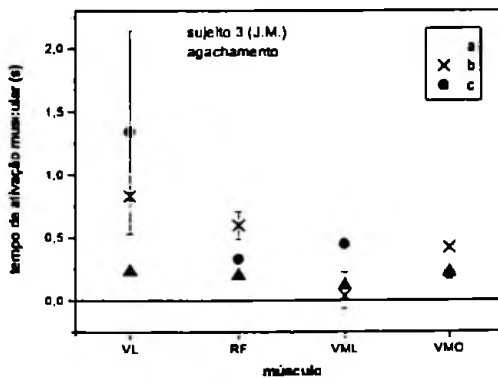
(b)



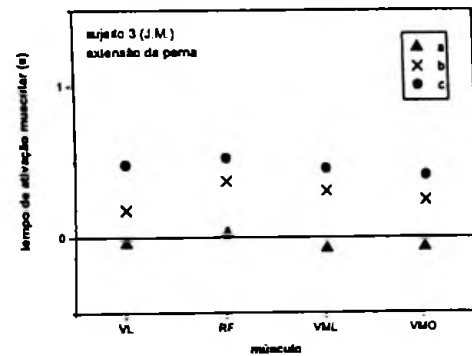
(a)



(b)



(a)



(b)

Notar que os gráficos do sujeito 3 para o movimento de agachamento e do sujeito 2 para o movimento de extensão da perna têm escalas diferentes.

FIGURA 22 - Gráficos mostrando o instante de ativação muscular dos quatro ventres superficiais do m. quadriceps femoral, durante os movimentos de agachamento (a) por flexão dos membros inferiores (fase excêntrica) e de extensão da perna (b) na posição sentada (fase concêntrica), para os três sujeitos que participaram desse estudo.

Analisando-se os dados da FIGURA 22, pode-se comparar o instante de ativação muscular segundo a frequência A, B e C (máxima, média e baixa), verificando como essa pode influenciar o instante de ativação muscular e pode-se comparar o recrutamento dos ventres musculares estudados segundo o movimento.

Na frequência máxima A, observa-se que não existe clara distinção entre os tempos de ativação para nenhuma das quatro porções do m. quadriceps femoral. Assim, os quatro músculos parecem ser ativados num mesmo intervalo de tempo. Por outro lado, na frequência mais baixa, C = 50 bpm, verifica-se a maior diferenciação entre os tempos e ângulos de ativação do que para a frequência média, B = 69 bpm, apresentando, portanto, intervalos distintos para cada um desses músculos.

Na FIGURA 22, pode-se observar, à esquerda, que, na contração excêntrica, ocorreram maiores distinções entre o recrutamento dos ventres musculares, comparados com a contração concêntrica, cujos resultados estão representados à direita. Nesse movimento não ocorreram grandes distinções entre o instante de ativação muscular, exceto para o sujeito 2, que apresentou um recrutamento prévio do VL nas frequências média e baixa.

Se analisarmos os resultados dos três sujeitos no movimento de agachamento (FIGURA 22 à direita) na frequência baixa (c, representada com círculos), pode-se perceber que o VL foi o último a ser ativado e que os componentes mediais (VML e VMO) foram ativados antes.

Outro resultado interessante pode ser percebido comparando o instante de ativação muscular em relação ao início do movimento (notar traço horizontal para  $Y=0$ ). Para o movimento excêntrico, todos os ventres musculares foram ativados após o movimento ter sido iniciado, ao passo que, para o movimento concêntrico, ocorreram várias situações de pré-ativação muscular.

## 5.4 Discussão dos resultados

### 5.4.1 Considerações sobre o movimento de agachamento por flexão dos membros inferiores

Na fase estudada de contração excêntrica, mostra-se um componente inicial indefinido no intervalo entre início de movimento e início da ativação muscular. Assim, a ativação muscular foi observável depois de iniciado o movimento. Neste intervalo, não é observável ativação da musculatura agonista, e a provável causa do movimento envolve estruturas paralelas (musculatura antagonista e o próprio peso). Contudo, não é possível caracterizar o movimento excêntrico pela ativação muscular pós-movimento, porque não foi possível isolar os componentes de momento inercial do membro inferior.

Os resultados permitiram verificar que existe uma variação para as medidas de instante de ativação e variação angular, para os músculos analisados nas frequências definidas, cuja relação de dependência não podemos considerá-la linear, por limitações de ordem metodológica experimental. Ou seja, muito provavelmente outros mecanismos controladores do movimento de natureza neuromuscular ou mesmo entre as grandezas físicas determinantes das funções do movimento estejam influenciando essa relação.

### 5.4.2 Considerações sobre o movimento de extensão da perna na posição sentada

Analisando-se os dados da FIGURA 22, podem-se constatar várias diferenças no comportamento muscular, se compararmos esse movimento com o anteriormente analisado:

- a) Ocorreu ativação muscular de maneira mais homogênea segundo os sujeitos ou as frequências do que no movimento de agachamento por flexão dos membros inferiores, o qual apresentou uma nítida prévia ativação dos componentes mediais do m. quadríceps femoral em relação aos componentes laterais. Portanto, nesse



movimento de extensão da perna na posição sentada, não ocorreu distinção da ativação muscular como no movimento de agachamento.

b) Na FIGURA 22, percebe-se que na frequência máxima para os sujeitos 2 e 3 e na frequência média para o sujeito 1, a ativação muscular ocorreu antes do movimento ter sido iniciado - o que não aconteceu no outro movimento. Esse fato é facilmente compreendido devido ao tipo de movimento que executa uma elevação desse segmento corporal, a perna, contra a ação da gravidade - diferenciando-se marcadamente do movimento de agachamento por dos membros inferiores, em que a ação do m. quadríceps femoral cumpre um papel frenador do movimento.

#### 5.4.3 Considerações sobre ambos os movimentos

Os resultados evidenciam que se a velocidade de contração aumentar, o instante de ativação será menor. A razão da redução do instante de ativação em função de um aumento da velocidade angular do movimento, pode ter origem em diferentes funções que o sistema neuromuscular assume para realizar um movimento, ou mesmo, uma estratégia para otimização das estruturas musculares responsáveis pela sua realização, como discutido no subitem 2.3.

Essa diferença de instante de ativação muscular dos quatro ventres musculares observada demonstra claramente como o sistema nervoso pode controlar o movimento, interagindo com as propriedades mecânicas imprimidas ao segmento corpóreo, em função do ritmo imposto aos sujeitos para manutenção da velocidade. Por exemplo, para a velocidade mais baixa, grande parte do movimento aconteceu sem ativação muscular aproveitando a inércia adquirida, uma vez que, partindo da máxima flexão, os indivíduos podem ter apresentado uma fase da extensão do joelho em que o movimento estivesse sendo realizado a favor da força de gravidade e, assim, os músculos entram em atividade em média 544 ms. após o início do movimento, podendo, nesse caso, a atividade neuromuscular ter apenas um papel complementar nesse movimento de natureza *quasi* pendular. Talvez, o

fator mais interessante dos resultados obtidos tenha sido a seqüência de ativação dos músculos, sendo o VML o primeiro músculo a ser ativado, seguido pelo VMO, RF e VL respectivamente. Entretanto ainda permanece a dúvida: Por que motivo e por qual mecanismo regulador ocorre essa seqüência de ativação das porções do *m. quadríceps femoral* na função movimento dependente ?

Antes de mais nada, deve-se reconhecer que, neste estudo, a posição dos pés para o movimento de agachamento não foi controlada. Mas, NINOS et al. (1997) estudaram o efeito da posição da extremidade inferior (posição neutra e a 30 graus de rotação lateral do membro inferior) durante o agachamento com halteres, com uma carga de 25% do peso corporal, e encontraram poucas diferenças na atividade EMG de acordo com a posição, mas diferenças de acordo com a fase do movimento. Os resultados de NINOS et al. (1997) demonstraram níveis inferiores de atividade muscular durante a fase excêntrica (descendente) comparados à fase concêntrica (ascendente). Segundo os autores, a atividade muscular aumentada no VM e VL durante a fase ascendente, se deve à capacidade do músculo gerar mais força durante a fase excêntrica para um dado nível de ativação do que durante a fase concêntrica, quando ambas estão sendo desenvolvidas na mesma velocidade. No entanto, os autores desprezaram o montante de pré-ativação que poderia ocorrer, como encontrado no presente estudo. Eles analisaram os dados através de intervalos determinados de 10° a 60° de flexão do joelho nas fases ascendente e descendente.

Outra possibilidade que levantamos para tentar entender essa diferença no instante de ativação foi de atribuir ao VMO sua função já descrita na literatura de estabilização da patela. Ou seja, supôs-se que, para um movimento de natureza excêntrica como esse analisado, em que ocorre uma carga elevada na patela, e o VMO seria ativado primeiramente para impedir os deslocamentos excessivos, que a patela faria com uma carga elevada. Mas os presentes resultados mostram que o VML apresentou um instante de ativação menor do que o VMO. Por outro lado, uma comparação desses resultados com a literatura não foi possível, já que os trabalhos encontrados somente estudaram o VMO em comparação ao VL, e não ao VML. -

Foi sugerido também, que o fator determinante nessa ordem de ativação

tenha sido o ângulo de inserção dos músculos, como descrito na TABELA 5. Observando esses dados e sabendo que a eficiência do movimento que um músculo realiza depende do ângulo que suas fibras mantêm com o eixo longitudinal do segmento, pode-se sugerir que os músculos VML e VMO agem sinergicamente com o RF para produzir a ação frenadora desse músculo em relação ao movimento do joelho. Mas deve-se considerar que essa apresentação se faz no plano frontal e que a disposição dos ventres do *m. quadriceps femoral* em relação ao fêmur é oblíqua nos três planos. Como o VML encontra-se sobre o côndilo medial, que é mais pronunciado que o côndilo lateral, pode haver, nesse movimento, um estiramento maior do VML que o VL, podendo ser um fator ativador do VML previamente ao VL (que tem aproximadamente o mesmo ângulo de inserção).

TABELA 5 - Descrição dos ângulos de inserção dos componentes superficiais do m. quadriceps femoral em relação ao eixo longitudinal do fêmur. Adaptado de KARST & JEWETT (1993).

Músculo	Angulo (graus)
m. vasto lateral	12-15 (lateralmente)
m. vasto medial longitudinal	15-18 (medialmente)
m. vasto medial oblíquo	40-55 (medialmente)

Pode-se sugerir também que o comprimento do músculo possa ser outro fator determinante da sua ativação: os músculos mais curtos podem ser estirados primeiramente. Assim, o VML, que apresenta um ângulo de inserção de 15 a 18° e que apresenta origem distalmente no fêmur (lábio medial da linha áspera), poderia ser previamente estirado e, por isso, previamente ativado. Observando dados de WICKIEWICZ, ROY, POWELL & EDGERTON (1983) sobre o comprimento muscular e das fibras musculares ou o ângulo de penetração dos vários componentes do m. quadriceps femoral, com demonstrado na TABELA 6, não se pode inferir outra hipótese uma vez que não há diferenças significativas entre esses componentes.

TABELA 6 - Propriedades arquiteturas das porções componentes do m. quadriceps femoral (adaptado de WICKIEWICZ et al., 1983).

Músculo	Massa muscular (g)	Comprimento muscular (mm)	Comprimento da fibra (mm)	Ângulo de penação (°)	Área de secção transversal (cm <sup>2</sup> )	Proporção CF/CM*
m. reto femoral (n=3)	84,3±14	316±5,7	66,0±1,5	5,0±0,0	12,7±1,9	,209±,002
m. vasto intermédio (n=3)	160±59	329±15	68,3±4,8	3,3±1,7	22,3±8,7	,208±,007
m. vasto lateral (n=3)	220±56	324±14	65,7±0,88	5,0±0,0	30,6±6,5	,203±,007
m. vasto medial (n=3)	175±41	335±15	70,3±3,3	5,0±0,0	21,1±4,3	,210±,005

\*CF/CM = comprimento da fibra muscular / comprimento do músculo.

Nota: os músculos VML e VMO são aqui apresentados em conjunto (VM).

Conforme apresentado na TABELA 4, a proporção entre o comprimento da fibra muscular e o comprimento do músculo é determinante na velocidade de contração que o músculo apresenta. E, mais uma vez, pode-se perceber que não há diferença nessa proporção para os músculos ora estudados.

Todas essas hipóteses por nós levantadas, através de dados da literatura, permitem incrementar a discussão sobre o controle do movimento humano, muito embora não estejamos num estágio de desenvolvimento nessa área suficiente para chegarmos a uma conclusão sólida sobre a relação controle neuromuscular em função das propriedades biomecânicas do aparelho locomotor, determinantes do movimento.

## 5.5 Conclusões

- a) nas frequências máximas, não ocorre distinção no instante de ativação muscular, e a maior distinção desse instante de ativação muscular ocorreu frequência baixa;
- b) o músculo VML tem uma tendência a ser ativado precocemente em relação aos outros ventres do mesmo grupo muscular, na fase de contração excêntrica durante o movimento de agachamento por flexão dos membros inferiores;

- c) essa diferença no instante de ativação muscular não foi observada na fase concêntrica, durante a extensão da perna na posição sentada.
- d) uma análise somente de dois ventres musculares, o VMO e o VL, encontrada em vários estudos desconsidera a ação do VML, que também pode ter importante papel na estabilização da patela.

## 6 EXPERIMENTO 04: análise da atividade dos componentes do m. tríceps sural durante a marcha, e suas correlações com a força reação do solo e variação angular

### 6.1 Introdução

A marcha é o mais comum dos movimentos do ser humano. Nós não andamos como robôs, ou mesmo, não andamos como nosso vizinho. Uma certa pessoa irá executar sua marcha de uma maneira muito repetitiva e característica, e tão única que é possível reconhecer uma pessoa a distância pela sua marcha. O padrão de variabilidade de uma passada no dia-a-dia é moderadamente baixo (WINTER, 1991).

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

Para analisarmos a marcha, existem inúmeros procedimentos de mensuração que, em maior ou menor grau, estão relacionados ao controle desse movimento. O sinal EMG, os momentos de força e a potência analisam proximamente a causa do movimento, ao passo que a cinemática, os momentos, o apoio, o comprimento do passo, a cadência e as forças de reação do solo refletem

meramente muitos efeitos integrados de saída (WINTER, 1991).

A marcha é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (musculares e articulares) e forças externas (inercial, gravitacional, friccional, etc.).

Dentre as forças a que mais comumente estamos expostos, destaca-se a força de reação do solo, a qual, durante a marcha, pode ser mensurada através das plataformas de força. Esta variável biomecânica mostrou ter um comportamento padrão constante e repetitivo, independente das condições do solo, idade dos sujeitos ou velocidade da marcha. Esse padrão apresenta determinadas características que podem ser alteradas devido a condições ambientais ou do sujeito como a presença de uma patologia, por exemplo. Sua forma geral, porém, é constante e regular (LOBO DA COSTA & AMADIO, 1995).

Uma característica da curva da força reação do solo, observada em idosos e demonstrada por SERRÃO & AMADIO (1993), diz respeito à ocorrência de uma menor redução do primeiro pico da força vertical para a força mínima. Esse fato está diretamente relacionado com a técnica do movimento quanto à variação angular da perna livre, diminuindo o momento inercial de rotação do membro inferior e, conseqüentemente, diminuindo a redução desta força vertical máxima. Isto implica na redução das cargas a que o aparelho locomotor está exposto (AMADIO, LOBO DA COSTA, SACCO, SERRÃO, ARAUJO, MOCHIZUKI & DUARTE, 1998).

O ciclo da marcha é dividido, para cada pé, em uma **fase de apoio** (quando o pé está sobre o solo) e uma **fase de balanço** (quando o pé não está). No indivíduo normal, a fase de apoio começa quando o calcanhar contata o solo. Esta é seguida pelo **pé-aplanado**, quando o restante do pé desce. O instante no qual a fase de balanço do pé passa à fase de apoio é chamada de **apoio médio**, que é seguida pela **retirada do calcanhar**, quando o calcanhar levanta e o peso corporal é suportado pelo antepé. A fase de apoio termina com a *retirada dos dedos*, quando o restante do pé deixa o solo. A fase de balanço é dividida em uma **fase de aceleração** e uma **fase de desaceleração**, com um *balanço médio*, o qual corresponde à fase de apoio médio, sendo o instante no qual os dois pés estão lado a lado, conforme ilustrado na FIGURA 23 (WHITTLE, 1995). A fase de duplo apoio é

característica da marcha, e existem vários fatores que a determinam; um deles é o fato de o tempo de apoio é maior do que o de balanço e, assim, existe uma sobreposição entre as fases de apoio de ambos os lados, que é esse tempo de duplo apoio, quando ambos os pés estão no solo no mesmo instante. O tempo de apoio simples para um pé é o tempo quando somente um pé está no solo, enquanto o outro está em fase de balanço.

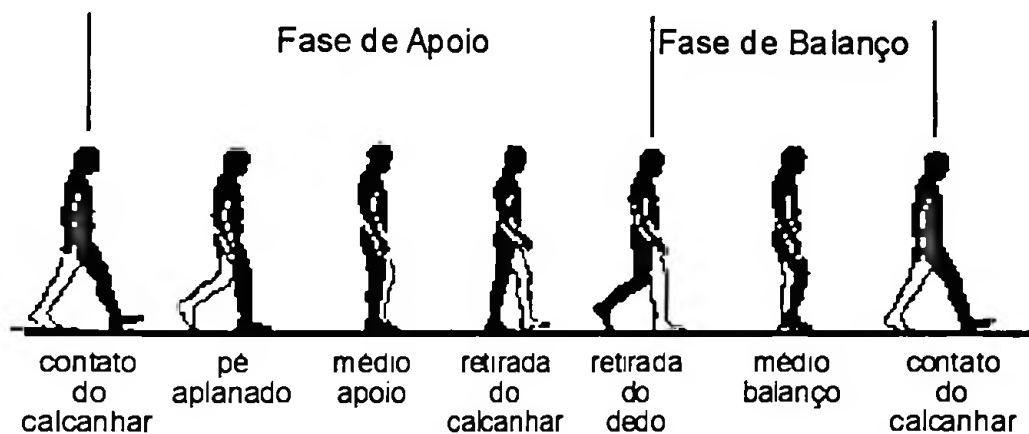


FIGURA 23 - Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo único da marcha do contato do calcanhar direito ao contato do calcanhar direito (adaptado de WHITTLE, 1995).

Com a transferência do peso corporal sobre o membro de apoio, ocorre o pé aplanado a aproximadamente 10% do ciclo da marcha, a retirada do calcanhar, a 45%, e a retirada do dedo a 60%. Essa classificação, embora mais aceita, pode ser imprópria para certas deficiências, por exemplo uma doença neuromuscular, como ausência de choque do calcanhar ou da retirada do mesmo. Nestas situações, toda a fase de apoio pode ser usada com o pé aplanado (HARRIS & WERTSCH, 1994). Em função disso, outra classificação tem também sido desenvolvida pelo *Rancho de Los Amigos Medical Center* (PERRY, 1992) e reconhece que há três tarefas durante a marcha: a recepção do peso, o suporte de um único membro (relacionadas à fase de apoio) e o avanço do membro (a fase de balanço). Na sub-fase de recepção do peso, ocorre o contato inicial, e a resposta à carga; na sub-fase de

suporte de um único membro ocorre o apoio médio, o apoio terminal e o pré-balanço e, na fase de avanço do membro, ocorrem as sub-fases de balanço inicial, balanço médio e balanço terminal, como demonstrado na FIGURA 24.

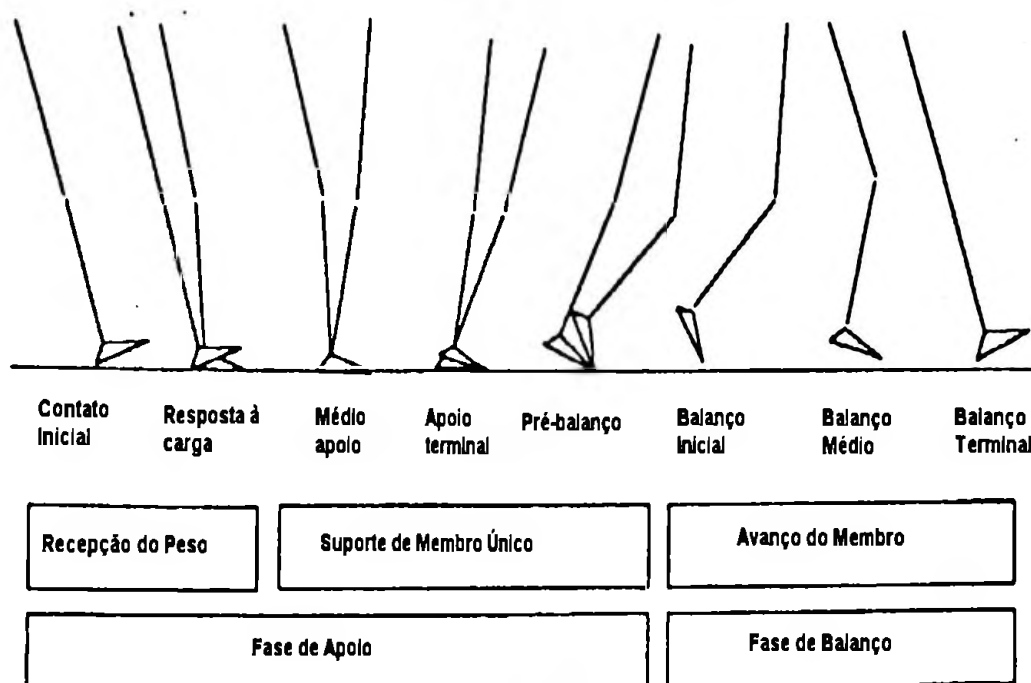


FIGURA 24 - Representação esquemática das fases da marcha segundo a classificação proposta por Rancho de Los Amigos Medical Center (adaptado de HARRIS & WERTSCH, 1994).

Independente da classificação das fases da marcha adotada, durante o avanço ou a propulsão do membro, ocorre a participação dos músculos flexores plantares. Desses, o motor primário para tal movimento é o m. tríceps sural, com suas porções, m. gastrocnêmio lateral, m. gastrocnêmio medial e m. sóleo. De acordo com WINTER (1991), ocorre o seguinte padrão desses músculos, para a marcha humana:

- a) GM: é evidente uma fase de longa duração justamente antes do contato do calcanhar e atinge um pico o durante o "push off" médio (50% do apoio). A 5% do apoio, ocorre o *pé aplanado*, e até 40% do apoio esse músculo alonga-se na medida que a perna roda para frente sob seu controle. A "sintonia fina" dessa



rotação anterior é crítica para a flexão do joelho. Uma atividade ligeiramente maior que a normal irá deter a rotação anterior e resultar numa flexão do joelho reduzida; uma atividade muscular abaixo do normal permite que a perna rode numa quantidade excessiva aumentando a flexão do joelho durante as primeiras fases do apoio. Então, durante a *push off*, o músculo encurta com os outros flexores plantares para gerar o impulso mais importante de energia. A atividade cai rapidamente até a retirada dos dedos, quando o nível de atividade permanece até a oscilação, presumivelmente como um flexor do joelho para causar uma adequada flexão do mesmo durante a oscilação. Ele irá fazer uma co-contração com o m. reto femoral e os músculos vastos neste instante.

- b) GL: atividade quase idêntica é vista à do GM, e a função desse músculo é idêntica.
- c) Como um flexor plantar, o m. sóleo (S) é ativo durante o apoio, inicialmente para controlar a rotação anterior da perna e finalmente, entre 40% e 60% do apoio, para gerar um *push off* explosivo. A rotação anterior da perna durante o *pé aplanado* no médio apoio é também muito sensível para a taxa de acúmulo de atividade do sóleo durante recepção do peso e médio-apoio.

O objetivo deste trabalho é o de analisar o comportamento desses ventres do m. tríceps sural e suas correlações com as forças de reação do solo e com a variação angular do joelho, durante a fase de apoio da marcha.

## 6.2 Material e métodos

Para esse experimento foram realizados testes em 10 indivíduos voluntários do sexo masculino, saudáveis, com média de idade de  $28 \pm 3,5$  anos, média de peso corporal de  $78 \pm 14$  kg, e estatura de  $177 \pm 10$  cm.

Os indivíduos realizaram os testes com o auxílio de um marcador de ritmos, procurando realizar os apoios de acordo com o metrônomo. Os testes foram realizados em duas cadências, uma lenta, cujo valor do metrônomo era de 116 bpm, e uma outra rápida, cujo valor do metrônomo era de 132 bpm. Tais valores foram

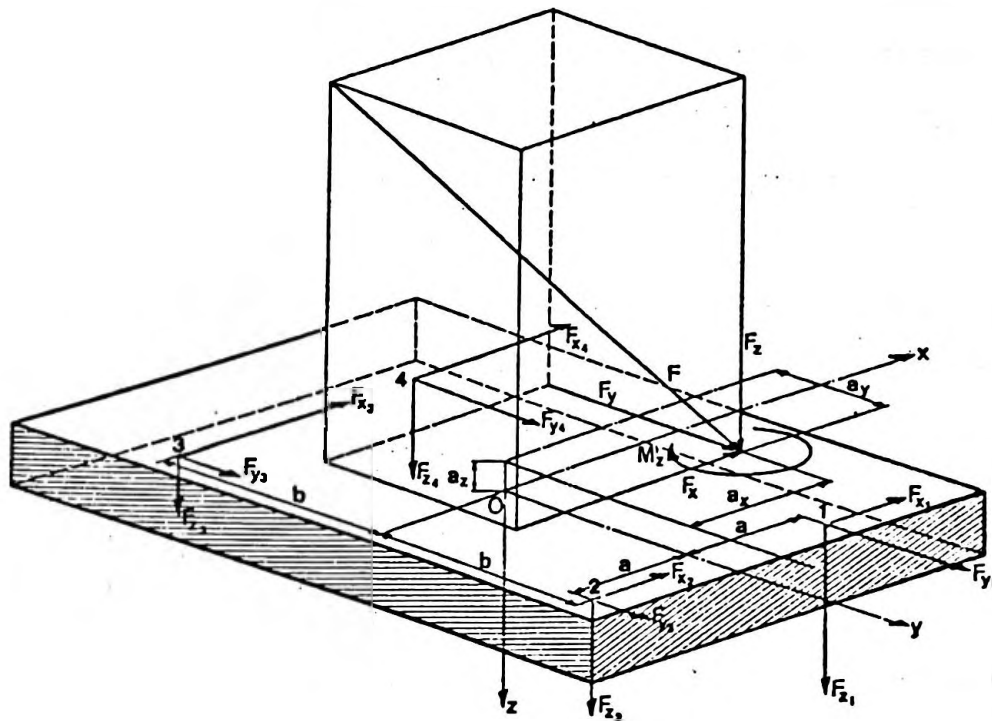
utilizados de acordo com experiência realizada anteriormente em nosso laboratório, a partir de testes realizados em indivíduos normais, marchando em velocidades lenta e rápida e procurando um valor médio para eles. Para melhor controle dessa variável velocidade, que pode influenciar no comportamento dos músculos, foi marcado no solo onde os indivíduos andavam, uma distância de 5 m, e o tempo para percorrer tal distância foi cronometrado. Portanto, para cada repetição do teste, interpretamos um único ciclo da passada, apesar do sujeito ter executado quatro ou cinco ciclos completos. Este procedimento foi necessário em função de garantirmos a reprodutibilidade do movimento; e ainda, o ciclo analisado foi aquele que tínhamos a segurança da estabilidade pelo controle da velocidade constante nesta fase do deslocamento.

O tempo médio para percorrer tal trajeto foi de  $3,13 \pm 0,4$  s na velocidade lenta, e de  $2,62 \pm 0,2$  s na velocidade rápida. Cada indivíduo realizou 12 repetições para cada velocidade, para que pudesse ser feito um estudo intra-sujeitos e inter-sujeitos.

As características dos equipamentos utilizados para eletromiografia e eletrogoniometria foram as mesmas utilizadas nos experimentos anteriores (ver subitens 3.2 e 5.2) mas, nesse experimento, foi necessário o uso de uma plataforma de força, cujas características estão descritas a seguir.

Foi utilizada uma plataforma de força Kistler Instruments, tipo 9287-A, com superfície de medição de 600 x 900 mm. Os sinais adquiridos pelos transdutores são enviados por intermédio de cabos e interruptores a um amplificador de sinais tipo 9865 B (Amplificador de cargas de oito canais Kistler AG), que é programado automaticamente, de modo que se possa obter a mensuração tridimensional ( $F_x$ ,  $F_z$ ,  $F_y$ ) da FRS. O sinal, então condicionado, foi enviado para um conversor A/D e Programa de funções *BIOWARE (Biomechanical Software Analysis System and Performance Module Type 282A1-20)* que permite análise, tratamento e armazenamento dos dados de pesquisa. A FIGURA 25 esquematiza as grandezas de medida da plataforma de força Kistler utilizada. Esta permite não só a análise da força reação do solo nos componentes vertical ( $F_z$ ) horizontal ( $F_y$ ) e transversal ( $F_x$ ), como também o conhecimento do tempo de contato do pé com o solo, que é

importante parâmetro tanto para identificação da atividade muscular segundo o movimento, como para a seleção do tempo de tratamento dos dados, que será descrito posteriormente. Além desses parâmetros, a plataforma permite identificar duas coordenadas do ponto de aplicação da força e o momento livre.



(a) distância entre o eixo de aquisição do sinal ao eixo Y; (b) distância entre o eixo de aquisição do sinal ao eixo X; (F) força resultante sobre a plataforma; (M) momento vetor resultante depois da redução de todas as forças e momentos atuantes ao ponto de origem das coordenadas (1-2-3-4) componentes piezelétricos tridimensionais para a aquisição de força.

FIGURA 25 - Definição das grandezas de medida da plataforma de força (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).

Portanto, os testes foram realizados utilizando uma plataforma de força, com os três componentes da força reação do solo (vertical, horizontal e transversal); dois eletrogoniômetros, que mensuraram a variação angular do joelho bilateralmente; e dois eletromiógrafos, que captaram a atividade dos mm gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo. Assim, foram utilizados oito canais de um conversor A/D, pertencente ao sistema *Bioware*, cujo *software* também permitiu o gerenciamento, a aquisição e o armazenamento dos dados.

Após a coleta dos dados, os procedimentos de processamento e análise dos mesmos foram feitos em outros *softwares* específicos, o *Matlab® for Windows 4.2c.1*, e o *Microcal™ Origin™ 4.10*. Assim, após a exportação dos dados para tais *softwares*, foram realizadas as seguintes etapas do processamento dos dados: o sinal eletromiográfico foi retificado e filtrado pelo filtro *Butterworth*, além de ter sido feita a normalização da intensidade desses sinais pelo valor máximo. Essa normalização da intensidade permite a comparação do sinal EMG inter-sujeitos ou intermúsculos. Mas como os tempos de apoio podem variar, foi utilizado outro procedimento de normalização que é o de normalização do tempo.

A normalização da base do tempo foi realizada a cada 2% do apoio, e o início do apoio e o seu final foram determinados pelo sinal da força vertical de reação do solo. Assim, o tempo inicial passa a valer 0% e o último instante do apoio passa a valer 100%, pois nosso principal interesse foi a análise da fase de apoio do ciclo da passada. Os valores da força de reação do solo também tiveram suas intensidades normalizadas, mas pelo valor do peso corporal de cada indivíduo.

A etapa realizada nessa seqüência foi a de "*ensemble average*" (ver anexo 01), de modo que, a partir desse procedimento, foi possível estabelecer o padrão médio do apoio para cada indivíduo, bem como o coeficiente de variação dos mesmos, para cada um dos canais analisados (forças de reação do solo horizontal, vertical e transversal, atividades eletromiográficas dos músculos gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo, e variações angulares dos joelhos direito e esquerdo). Essa etapa permitiu a análise dos resultados intra-sujeitos.

A análise inter-sujeitos teve como objetivo específico investigar a relação entre as intensidades do sinal eletromiográfico dos músculos (GL, GM e S.) e as outras variáveis independentes que são as forças horizontal, vertical e transversal de reação do solo e as variações angulares de ambos os joelhos. Além disso, o estudo foi conduzido em duas velocidades de marcha (lenta e rápida) e as variáveis foram medidas em 50 instantes, a cada 2% da fase de apoio. Utilizou-se da Análise de Regressão Múltipla por ser uma técnica que descreve a relação entre variáveis contínuas por um modelo matemático descrito abaixo, fornecendo a intensidade da associação por um coeficiente de correlação múltipla (R). Outro valor, o coeficiente

de determinação múltipla ( $R^2$ ), mede a proporção da variação total da variável resposta que é explicada pela força preditiva simultânea de todas as variáveis independentes através deste modelo (MONTGOMERY & PECK, 1982):

$$y = \alpha + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \dots + \beta_k X_k + \varepsilon$$

onde  $Y$  é a variável resposta e

$X_i$ ,  $i=1\dots k$ , as variáveis independentes;

$\alpha$  é a média condicional de quando cada uma das variáveis independentes é igual a zero;

$\beta_1, \dots, \beta_k$  parâmetros que são as inclinações das relações parciais, chamados de coeficientes de regressão parcial.

Esses parâmetros representam a mudança esperada na resposta  $y$  por unidades de mudança no  $X_j$ , quando todas as outras regressoras  $X_i$  ( $i \neq j$ ) são mantidas constantes. O método selecionado para a seleção das variáveis foi o *Stepwise*.

A cada passo, a variável estatisticamente mais significativa é incorporada definitivamente ao modelo até que se chegue a um ponto em que nenhuma das variáveis independentes ainda não incluídas apresente contribuição parcial significativa para a variável resposta  $Y$  (EMG), que é controlado pelas variáveis que já estão no modelo. O método *Stepwise* inicia o processo de seleção similar a seleção de avanço. A cada passo pode-se acrescentar e/ou retirar uma variável do modelo. Em cada passo, após acrescentar a nova variável, retiramos do modelo aquela cuja contribuição parcial não é suficientemente grande. Observa-se que as variáveis que estão no modelo em um determinado passo não necessariamente irão permanecer até o fim do processo. A opção pelo uso do *Stepwise* foi devida, principalmente, por ser um método mais completo, já que reavalia o modelo a cada passo (AGRESTI & FINLAY, 1986).

O Intercepto é um parâmetro que representa o intercepto do plano de regressão. Se o intervalo de variação das variáveis independentes inclui o valor zero, então o intercepto é a média do  $Y$  quando as variáveis independentes assumem o valor zero simultaneamente. O intercepto não tem interpretação física.

### 6.3 Análise dos resultados intra-sujeitos

Considerando que os dados obtidos para cada um desses indivíduos foram dos três componentes da força de reação do solo (vertical, horizontal e transversal), da variação angular de ambos os membros inferiores e da atividade eletromiográfica dos três ventres do músculo tríceps sural, em duas velocidades, seriam enormes as apresentações dos resultados. Assim, optamos por fazer uma apresentação de forma exemplar para o sujeito 1 na velocidade lenta na FIGURA 26, e então as outras considerações foram feitas com ênfase na atividade eletromiográfica dos ventres musculares estudados, relacionando-os com a curva da força horizontal de reação do solo, porque nela podem-se distinguir facilmente as fases excêntrica e concêntrica do apoio e, assim, otimizar a interpretação dos resultados. Tais resultados podem ser encontrados nas FIGURAS de 27 a 45.

Após a apresentação dos resultados de cada um dos sujeitos, foi realizado um estudo estatístico, que considerou todas as aquisições de todos os sujeitos, que será discutido adiante.

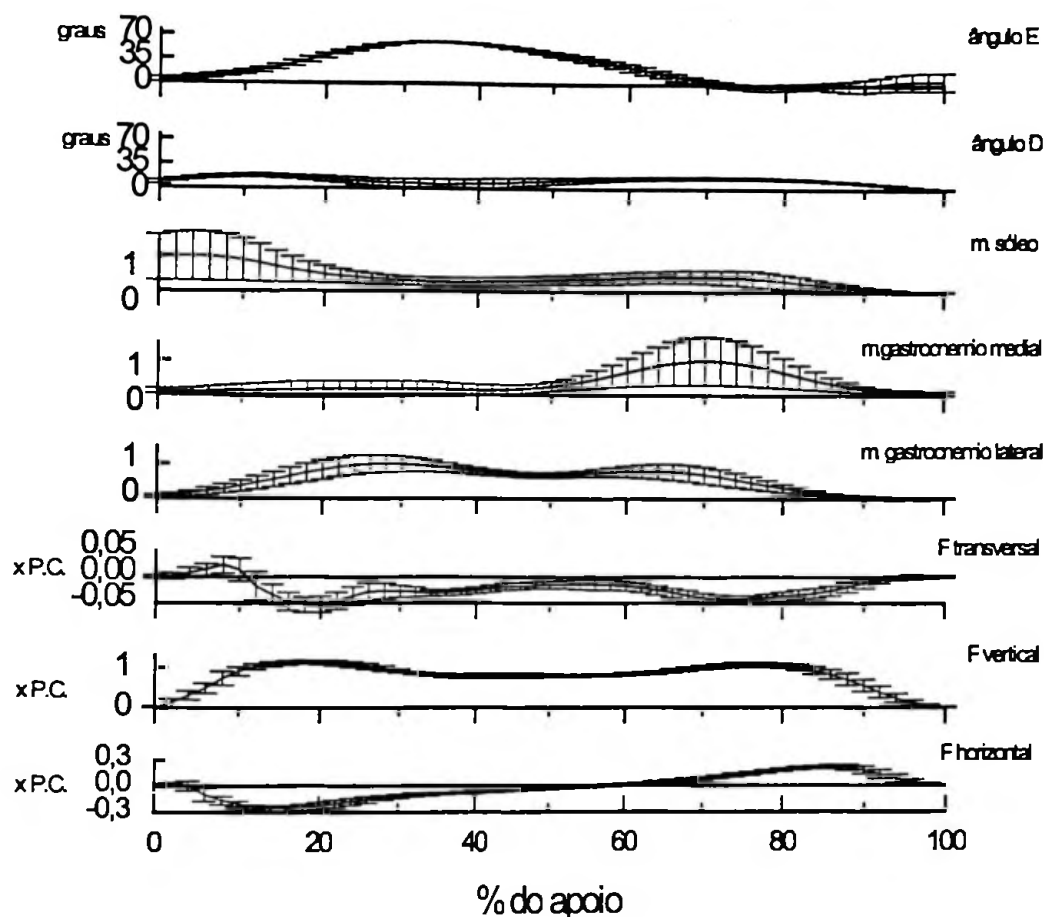
Na FIGURA 26 podem-se descrever os comportamentos típicos das diversas mensurações, bem como alguns resultados atípicos, se comparados com a literatura:

- a) o comportamento da força horizontal de reação do solo obedece ao padrão já descrito na literatura (AMADIO et al., 1998), sendo a primeira fase excêntrica, relacionada ao choque do calcanhar no solo, e uma alteração para a fase concêntrica em torno de 50 % do apoio, com valores máximos cerca de 30% do peso corporal do sujeito (KOMI, 1992);
- b) curva da força vertical de reação do solo apresentando dois picos de cerca de 1,1 a 1,3 vezes o peso corporal, sendo o primeiro considerado pico passivo, e o segundo o pico ativo, relacionado à propulsão do membro, e uma depressão entre esses dois picos devida à aceleração parcial dos outros segmentos corporais;
- c) curva da força transversal de reação do solo com valores muito pequenos relativos ao peso corporal do sujeito (nesse caso, cerca de 30%). Ela apresenta um primeiro pico positivo relacionado às forças de pronação do pé, e uma fase

subsequente que ocorre desde cerca de 15% até cerca de 95% do apoio, relacionada à força de supinação do pé;

- d) um comportamento das curvas da variação angular de acordo com o esperado, de flexão de ambos os joelhos durante o apoio, maior no membro contra-lateral (nesse caso, o esquerdo) que encontra-se na fase de oscilação, mas também presente no membro ipsi-lateral, devido à recepção do peso corporal nesse membro de apoio (nesse caso, o membro direito);
- e) a EMG pôde revelar uma atividade conforme esperada para o m. gastrocnêmio medial, de maior intensidade a partir da segunda metade do apoio, relacionado à propulsão do membro de apoio. Ela também revela uma atividade conforme descrito em WINTER (1991), em que o m. gastrocnêmio lateral apresenta também uma atividade durante a primeira metade do apoio, devida à ação limitadora do deslocamento anterior da tibia. E, por fim, ela revela uma atividade de difícil explicação para o m. sóleo, que é de atividade somente nos primeiros 20% do apoio. Tais resultados atípicos estão discutidos adiante.

As FIGURAS 27 a 45 mostram os comportamentos dos músculos estudados para cada um dos indivíduos em ambas as velocidades. Uma vez que cada indivíduo realizou 12 repetições (exceto alguns casos particulares, em que uma repetição apresentou problemas de armazenamento dos dados), os resultados estão apresentados através das rotinas de processamento descritas anteriormente, mostrando a média e o desvio padrão desse conjunto de 12 repetições, além do CV., que estão descritos para cada músculo e para a força horizontal de reação do solo. Embora o tempo de cada passada tenha sido treinado previamente para obedecer a cadência determinada pelo metrônomo, diferenças antropométricas e/ou no padrão de movimento podem causar alterações na velocidade; por isso, o tempo descrito para percorrer o trajeto de 5m também está apresentado para cada um dos indivíduos em ambas as velocidades.



O traço indica o valor médio e as barras indicam o desvio padrão relacionado às 12 repetições desse sujeito.

FIGURA 26 - Gráficos das curvas de força reação do solo em seus componentes horizontal, vertical e transversal (com valores normalizados pelo peso corporal), da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (com valores normalizados pelo pico da curva), e da variação angular dos joelhos direito e esquerdo, sendo todos em função da porcentagem do apoio, para o sujeito 1 na velocidade lenta.



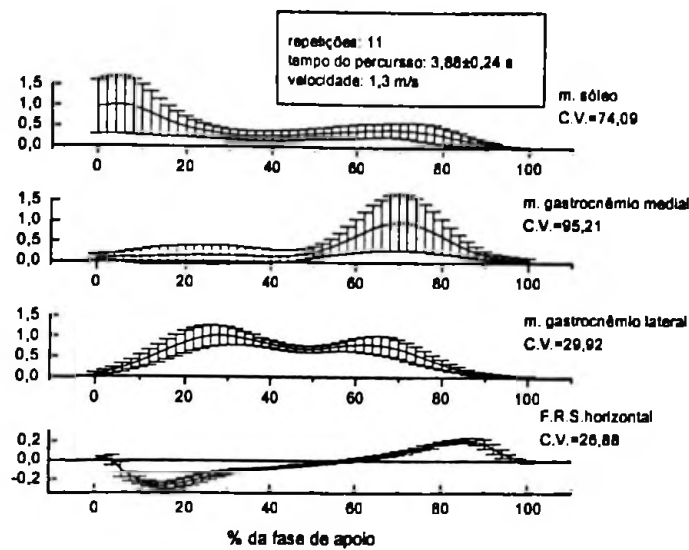


FIGURA 27 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 11 repetições do sujeito 1, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

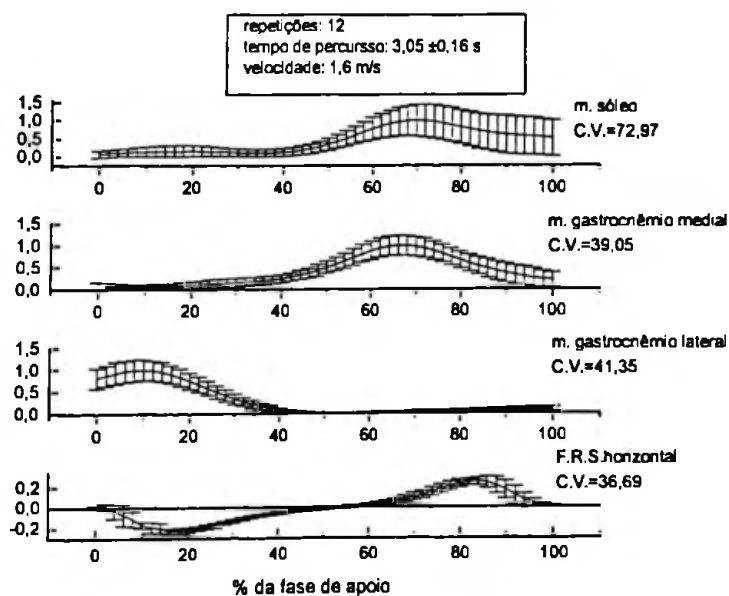


FIGURA 28 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 2, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

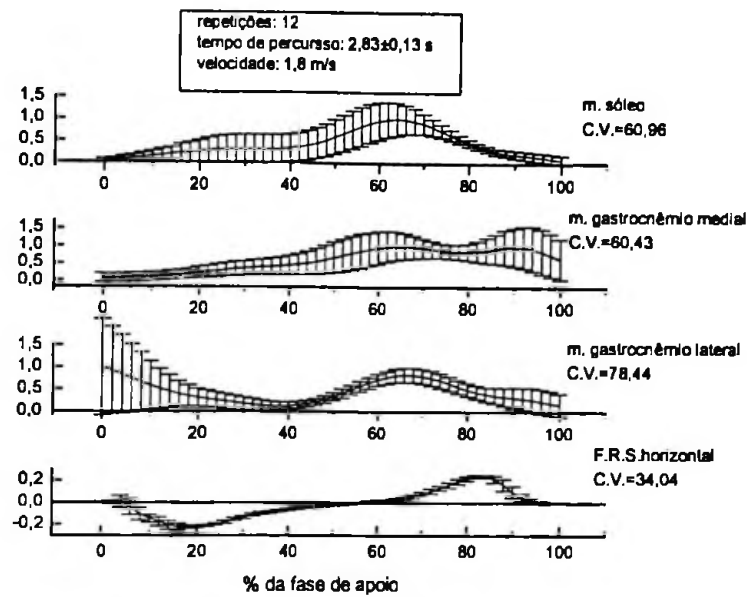


FIGURA 29 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 3, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

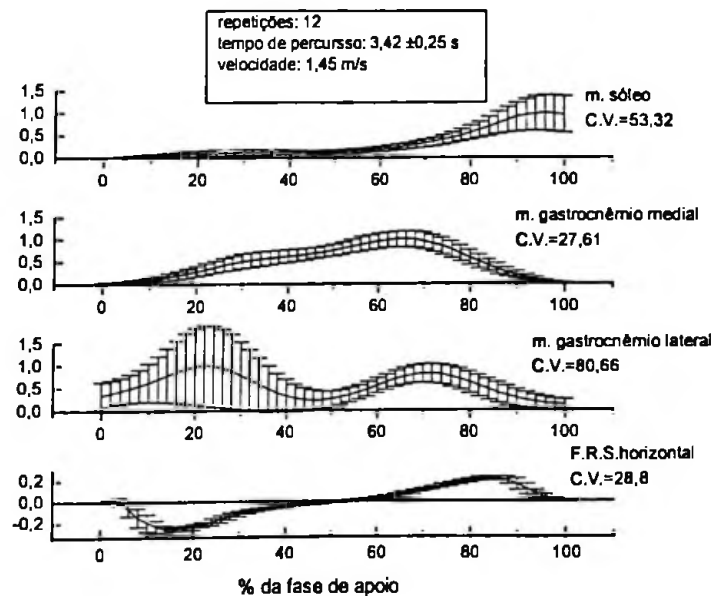


FIGURA 30 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 4, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

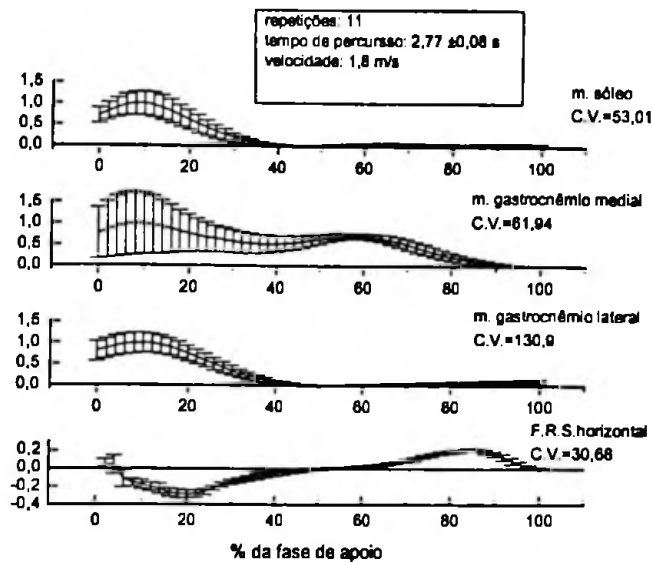


FIGURA 31 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 11 repetições do sujeito 5, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

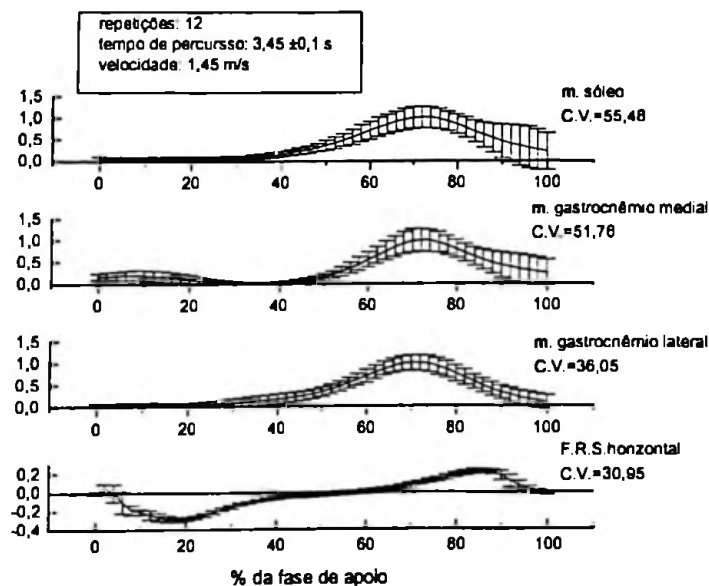


FIGURA 32 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 6, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

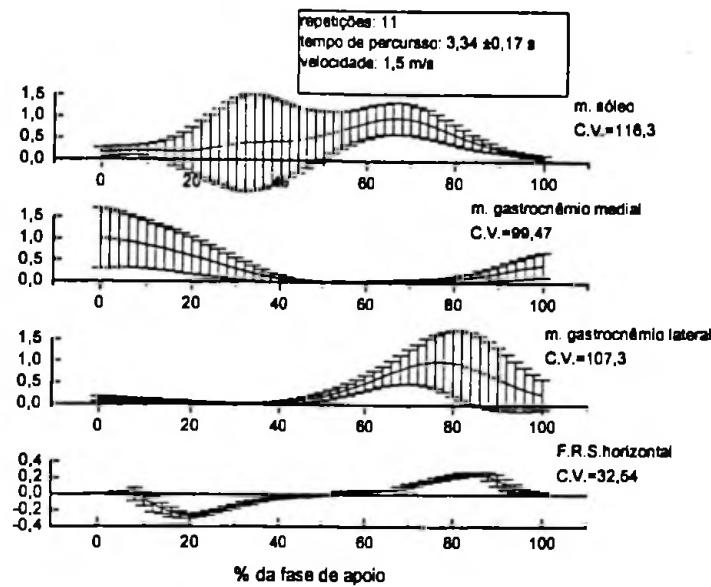


FIGURA 33 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 11 repetições do sujeito 7, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

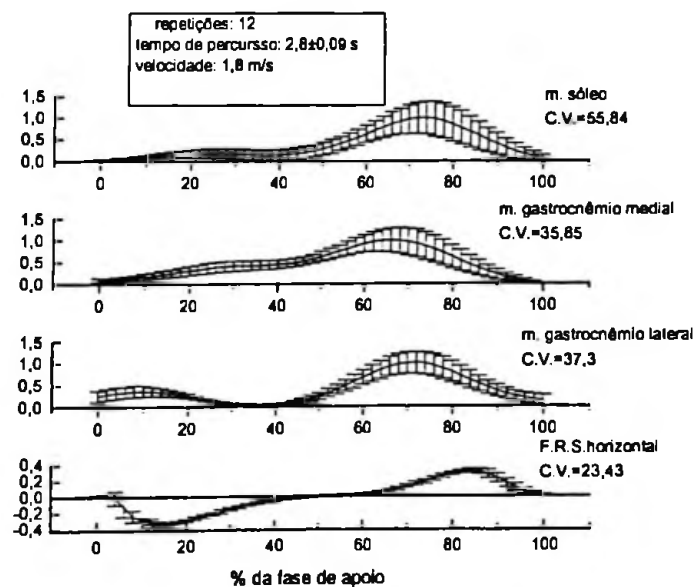


FIGURA 34 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 8, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

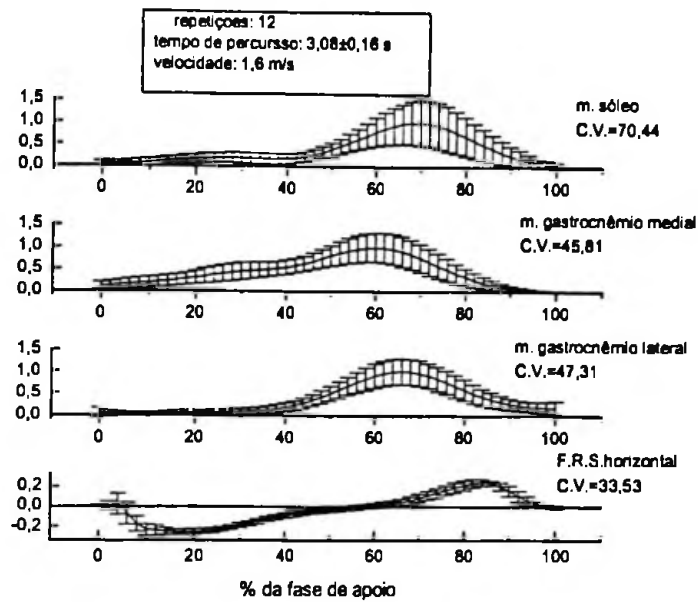


FIGURA 35 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 9, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

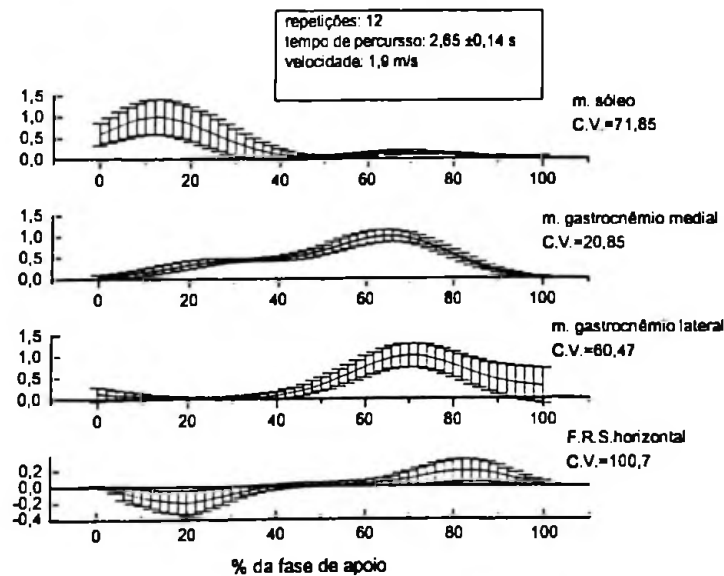


FIGURA 36 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 10, na velocidade lenta, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

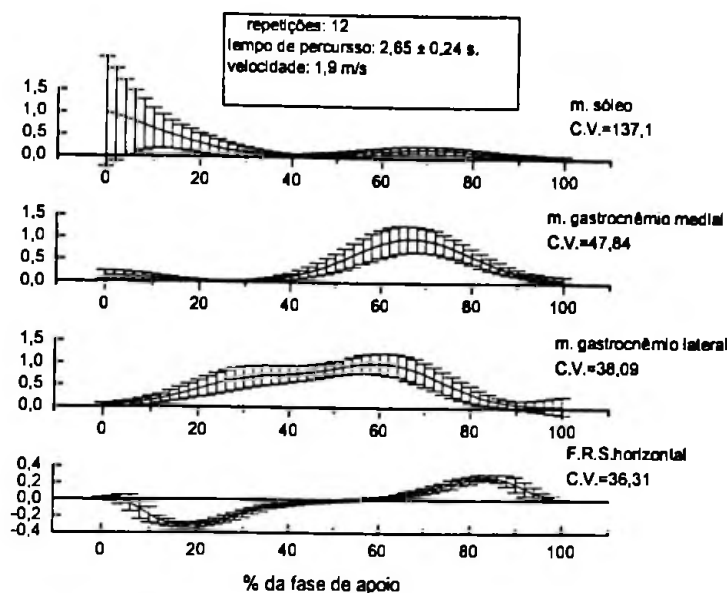


FIGURA 37 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 1, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

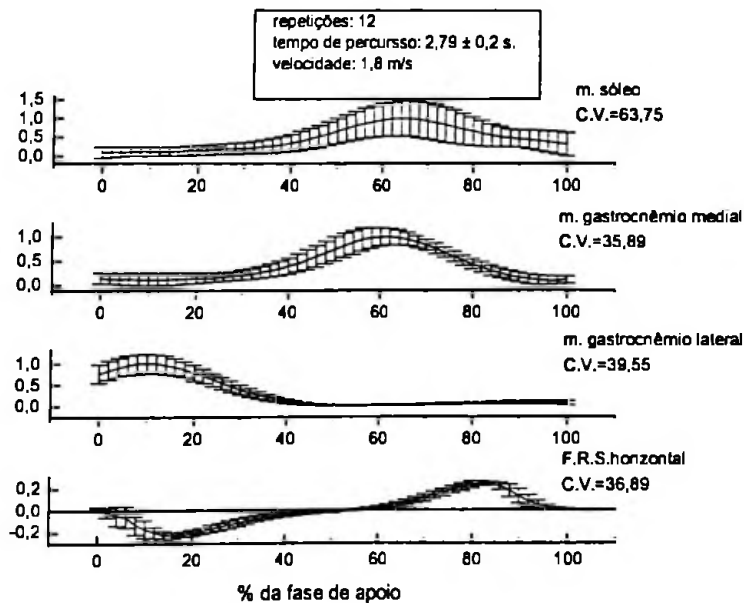


FIGURA 38 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 2, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

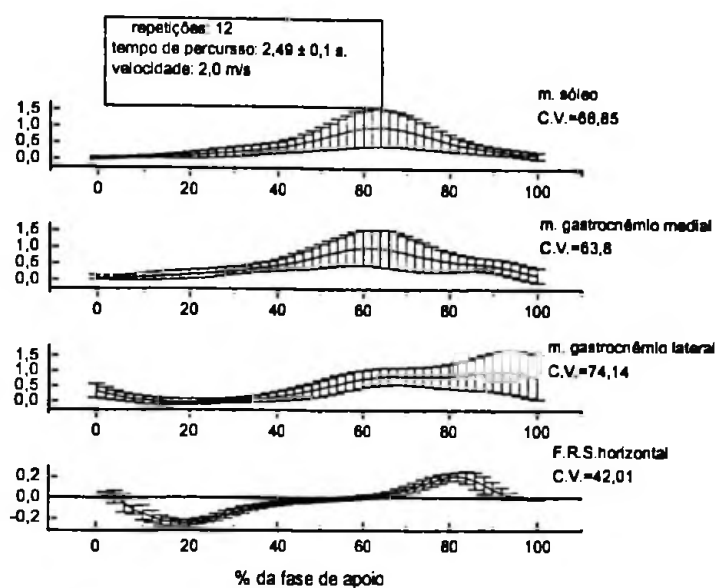


FIGURA 39 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 3, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

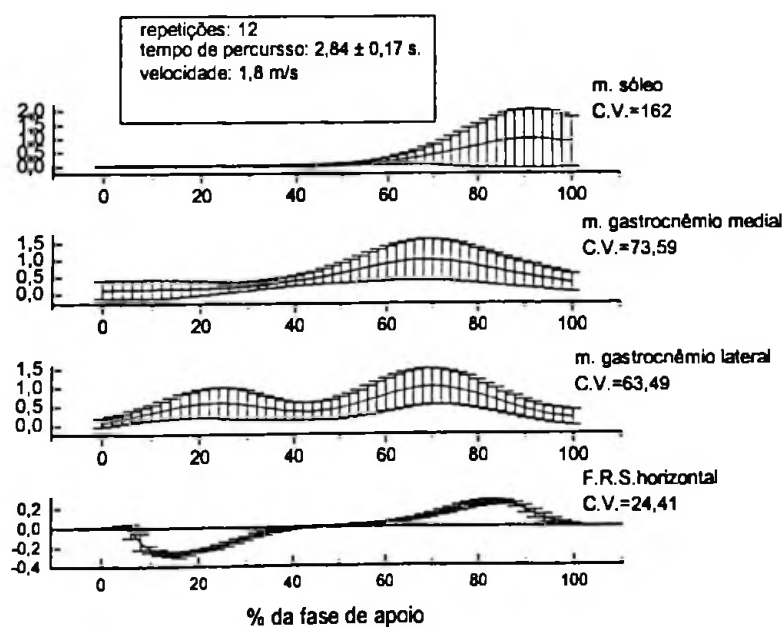


FIGURA 40 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 4, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

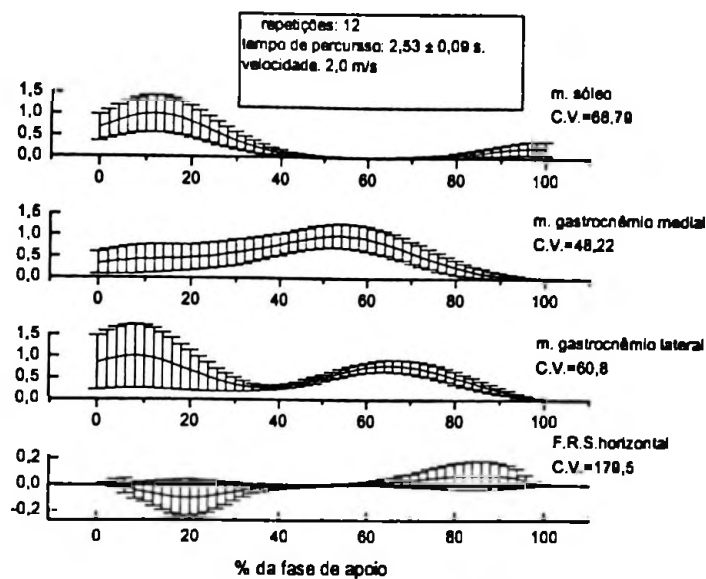


FIGURA 41 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 5, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

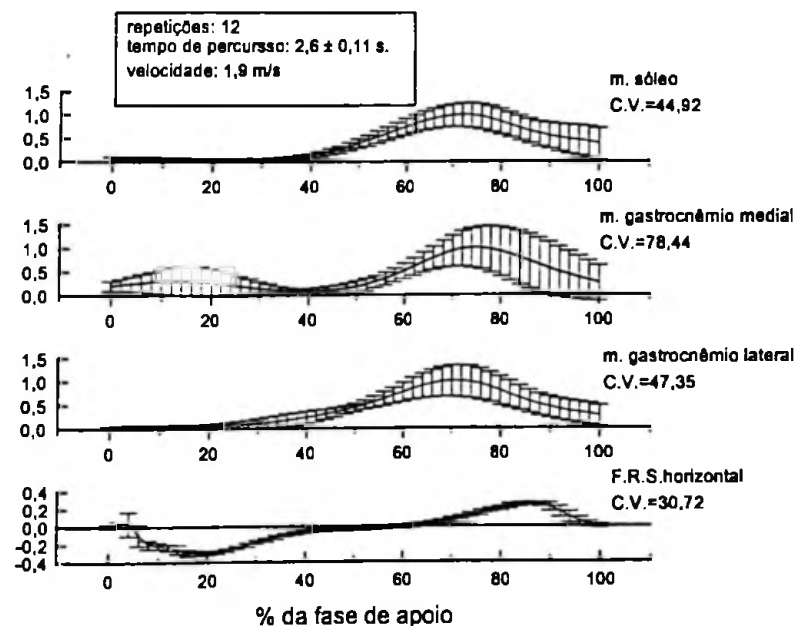


FIGURA 42 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 6, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.



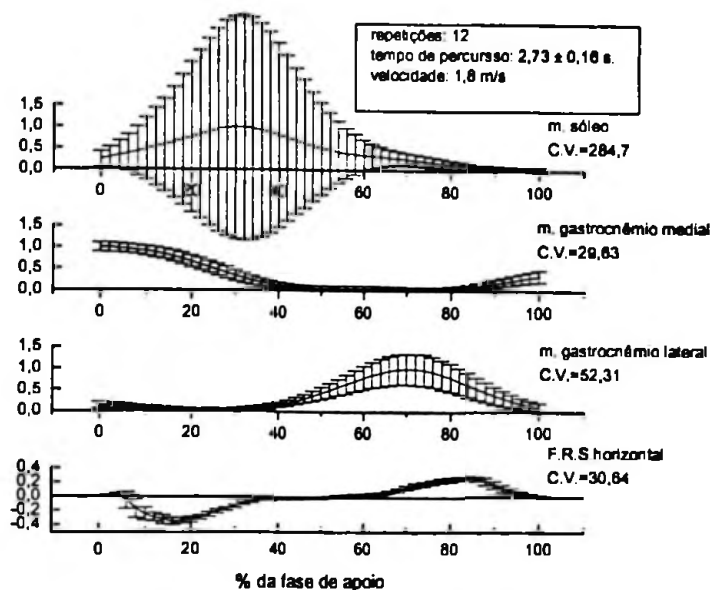


FIGURA 43 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 7, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

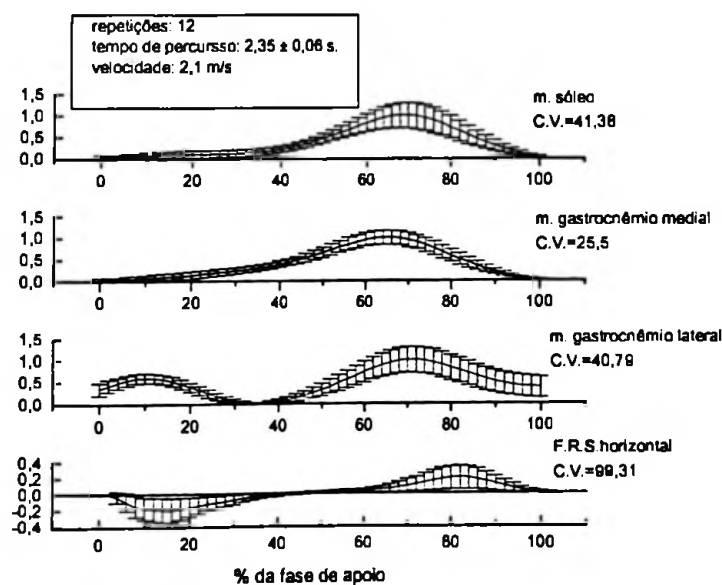


FIGURA 44 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 8, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

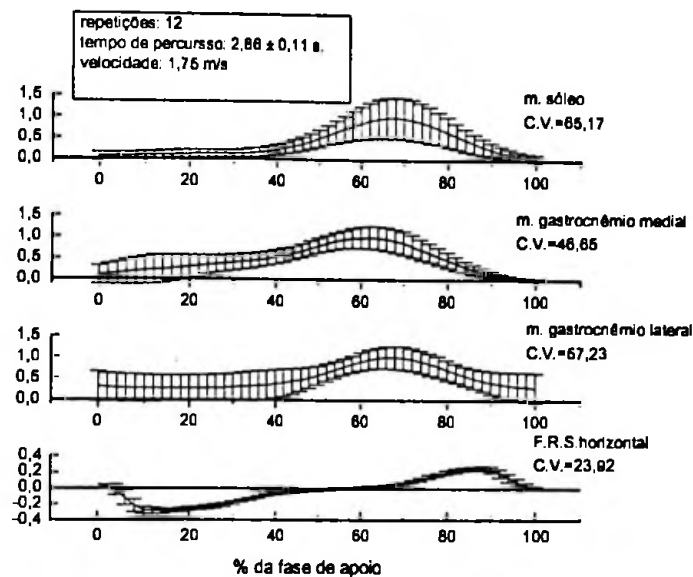


FIGURA 45 - Gráficos mostrando as curvas do componente horizontal da força de reação do solo (com valores normalizados pelo peso corporal) e da atividade eletromiográfica dos mm. gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e sóleo (cujo procedimento de normalização foi feito pelo valor máximo). Tais curvas expressam a média e o desvio padrão para as 12 repetições do sujeito 9, na velocidade rápida, e o coeficiente de variação (C.V.) está representado para cada sinal adquirido.

A atividade esperada para os três ventres do m. tríceps sural seria de aumento a partir da fase do pé aplanado até a propulsão do pé. Mas isso só ocorreu de fato nesses três ventres para os sujeitos 6, 8 e 9 na velocidade lenta e para os sujeitos 3, 6 e 9 na velocidade rápida, como pôde ser visto, respectivamente, nas FIGURAS 32, 34, 35, 39 e 42. Mas ocorreram casos de marcada atividade de um dos ventres musculares também na primeira metade do apoio, na velocidade lenta, nos casos do GL dos sujeitos 1 e 4 e GM do sujeito 5; e na velocidade rápida, no GL para os sujeitos 4, 5 e 8 (como pode ser visto, respectivamente nas FIGURAS 27, 30, 31, 40, 41 e 44).

Ocorreram, também, casos em que a atividade de um dos ventres só aconteceu na primeira metade do apoio. Isso ocorreu na velocidade lenta no S para os sujeitos 1, 5 e 10, no GL do sujeito 5 e no GM do sujeito 7. Para a velocidade rápida, isso ocorreu no GL do sujeito 2, GM do sujeito 8 e no S do sujeito 5 (como pode ser visto nas FIGURAS 27, 31, 36, 38, 44 e 41).

Finalmente, podem-se descrever altos coeficientes de variabilidade em

alguns casos, de até 284%, o que mostra comportamento muscular característico quando registramos atividade EMG. Isso ocorreu, por exemplo, para o S do sujeito 7 (como pode ser visto nas FIGURAS 29, 30, 31, 33, 37, 40 e 43).

#### 6.4 Discussão dos resultados intra-sujeitos

Pelo grande volume, importância e complexidade de informações obtidas com esses resultados, julgou-se ser mais procedente fazer essa discussão através de algumas questões orientadoras, as quais podem agrupar um conjunto maior de observações e, ao mesmo tempo, uma análise mais ampla.

**Por que em alguns casos não ocorreu atividade muscular considerável na segunda metade do apoio como era esperado?** (sujeito 1, S, velocidade lenta; sujeito 2, GL, velocidade lenta; sujeito 5, GL e S, velocidade lenta; sujeito 7, GM, velocidade lenta; sujeito 10, S, velocidade lenta; sujeito 1, S, velocidade rápida; sujeito 2, GL, velocidade rápida; sujeito 5, S, velocidade rápida; sujeito 7, GM, velocidade rápida).

Provavelmente porque, na grande maioria desses casos mencionados, essa ausência de atividade na segunda metade do apoio ocorreu somente em um dos ventres musculares, e seus sinergistas apresentaram atividade nessa fase. Assim, pode-se supor, por exemplo, que, se um ventre medial, está ativo e o outro, lateral e sinergista não está, parece que o ventre medial ativo age para resistir a uma força de rotação lateral, ou vice-versa; ou ele pode estar ativo para rodar a perna lateral ou medialmente para ajustar a posição do pé de apoio. E, nesse caso, a atividade de seu sinergista iria interferir na regulação do movimento.

A única exceção em que ocorreu atividade em mais de um ventre muscular somente na primeira metade do apoio e ausência de atividade na segunda metade do apoio foi o caso do sujeito 5, em seus músculos GL e S. Nesse caso, além da suposição feita previamente, pode-se perceber pela curva da força horizontal de reação do solo, que o indivíduo estava em desaceleração uma vez que a segunda fase (a positiva) dessa curva era menor que a primeira; baseando-se na

FRS horizontal, que de acordo com a literatura (KOMI, 1992), mostra que a fase negativa na marcha é relacionada à fase excêntrica e a fase positiva à concêntrica do movimento. Nesse caso, os músculos propulsores, devem ter sua atividade diminuída.

**Por que houve atividade em um ventre muscular em ambas as fases?**

(sujeito 1, GL, velocidade lenta; sujeito 4, GL, velocidade lenta; sujeito 4, GL, velocidade rápida; sujeito 5, GL, velocidade rápida)

Conforme descrito por WINTER (1991), os mm gastrocnêmios medial e lateral apresentam uma evidente atividade desde antes do contato do calcanhar até os 50% do apoio para controlar a rotação anterior da tibia; e uma atividade maior ocorre na fase *push off* para gerar a propulsão. Segundo esse mesmo autor, a atividade desses músculos é quase idêntica, mas no presente experimento, essa atividade na primeira e na segunda metade do apoio somente ocorreu no GL. Novamente, pode-se sugerir que esses músculos tenham ação muito específica para controlar as rotações da perna durante o apoio. Mais especificamente, se existe uma pronação do pé durante a fase de retirada dos dedos, isto resultará numa rotação interna da tibia e rotação externa do fêmur, causando um torque através do joelho (D'AMBROGIO & ROTH, 1997), e nessa condição, GL e GM poderiam fazer os ajustes necessários para controlar tal rotação.

**Por que somente poucos sujeitos apresentaram uma clara atividade de todos os ventres musculares maior a partir dos 50% do apoio para gerar a flexão plantar, e, com isso a propulsão da perna?** (sujeitos 6 e 9 em ambas as velocidades e sujeito 8 na velocidade lenta)

Realmente, esse é um resultado interessante, que vem a corroborar as afirmações já mencionados anteriormente de LIEBER (1992), que as ações musculares são muito mais complexas do que simplesmente contrair e causar rotações nas articulações. Nesse experimento, pôde-se demonstrar que a atividade nítida de flexão plantar do m. tríceps sural como um todo, para gerar a propulsão, somente ocorreu de fato nessa citada minoria dos casos. Parece que mais do que isso: o controle da rotação da tibia, resistindo ao torque no joelho, embora muito variável pode ser revelado pelas correlações dos músculos GL e GM nas distintas

subfases do apoio, conforme já referido que isso está relacionado às forças de pronação e supinação do pé (D'AMBROGIO & ROTH, 1997).

**Por que C.V. tão altos ?** (particularmente sujeito 3, GL, velocidade lenta e sujeito 7, S, velocidade rápida)

Essa questão também está de acordo com as discutidas anteriormente, sendo que a atividade maior ou menor numa passada deve ocorrer para manter o ciclo da marcha uniforme, para controlar o deslocamento anterior da perna durante o médio apoio e para ajustar a posição da perna e/ou pé. Ou seja, a combinação desses fatores pode determinar as altas variabilidades encontradas para a maioria dos casos. Deve-se recordar que o experimento anterior demonstrou um coeficiente de variação de 21,6% para uma contração isométrica do m. tibial anterior, o que demonstra claramente que, mesmo num movimento "quasi estático", como a contração isométrica, já ocorre tal magnitude, e essa é imensamente aumentada durante movimentos mais complexos, relacionados a uma necessidade de se locomover numa trajetória específica e com uma velocidade específica.

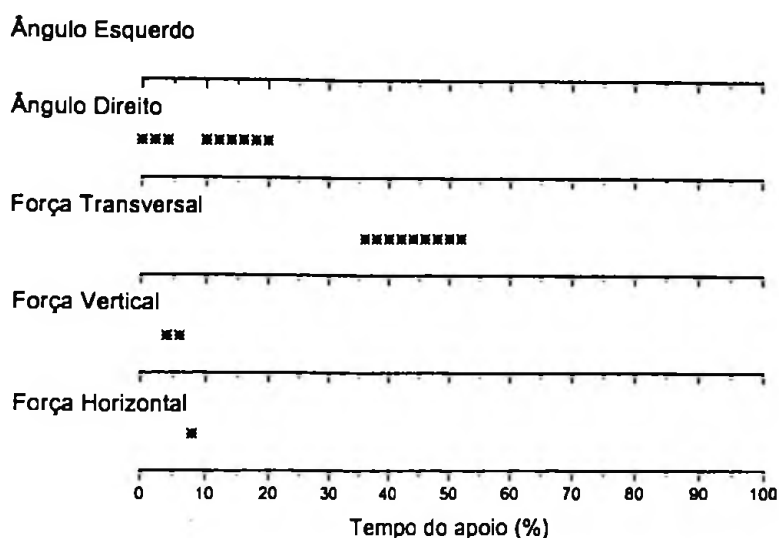
Outro fator que pode influenciar a variabilidade do sinal EMG, durante esse movimento, é o movimento do músculo em relação aos planos teciduais superficiais.

Esses resultados de altos coeficientes de variabilidade, que podem ser vistos nas FIGURAS de 27 a 45, puderam ser analisados considerando-se todos os sujeitos avaliados.

## 6.5 Análise dos resultados inter-sujeitos

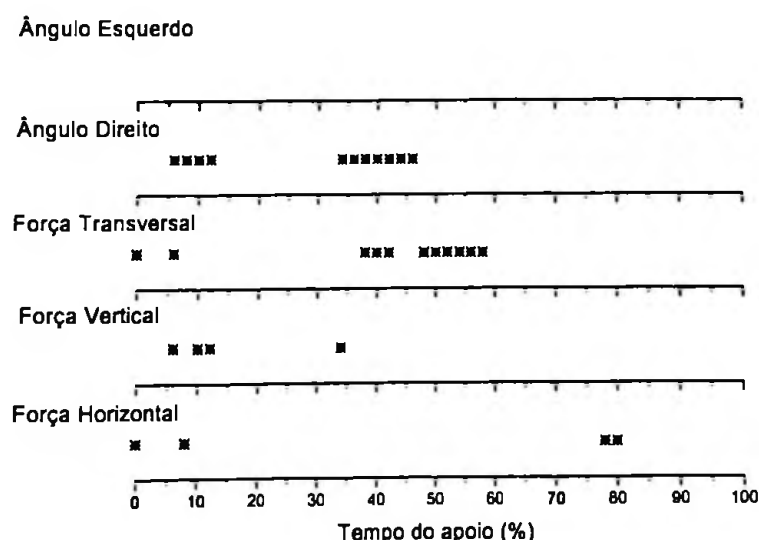
Através das FIGURAS 46 a 51 demonstramos os resultados da análise estatística, que revelam os pontos em que, com um nível de significância de 15 %, houve correlação do sinal EMG de um dos ventres musculares com os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo e da variação angular dos membros inferiores, em função da porcentagem do apoio, nas velocidades lenta e rápida. Os dados completos dessa análise estatística podem ser vistos no ANEXO II. Esse nível de

significância de 15 % foi considerado suficiente, dada a complexidade da natureza dos dados, que é o movimento humano.



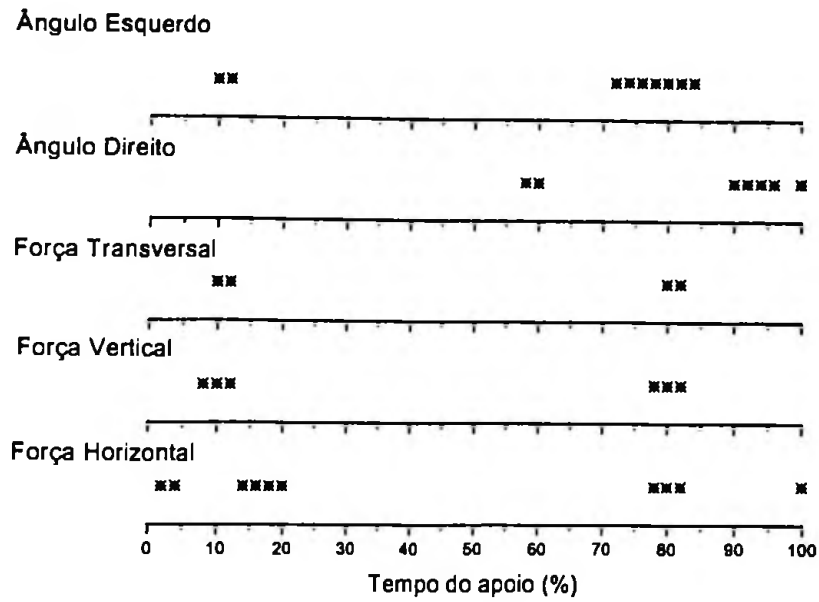
Os asteriscos indicam correlação estatisticamente significativa ao nível de 15%, da variável estudada em função da porcentagem do apoio.

FIGURA 46 - Análise de correlação entre a atividade do m. sóleo e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade rápida.



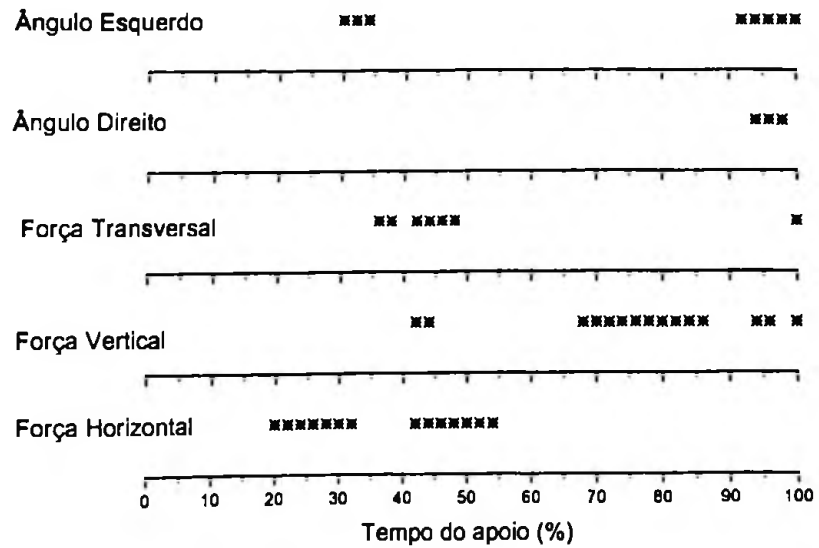
Os asteriscos indicam correlação estatisticamente significativa ao nível de 15%, da variável estudada em função da porcentagem do apoio.

FIGURA 47 - Análise de correlação entre a atividade do m. sóleo e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade lenta.



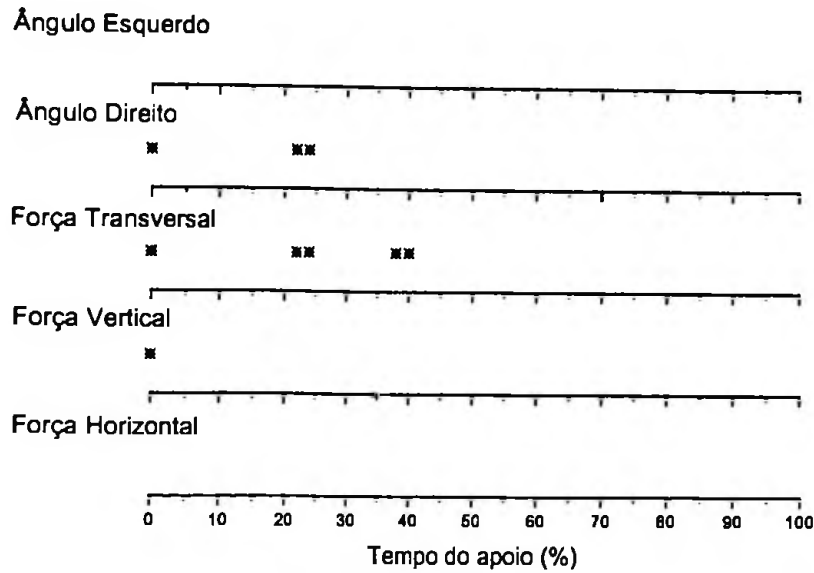
Os asteriscos indicam correlação estatisticamente significativa ao nível de 15%, da variável estudada em função da porcentagem do apoio.

FIGURA 48 - Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio lateral e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade rápida.



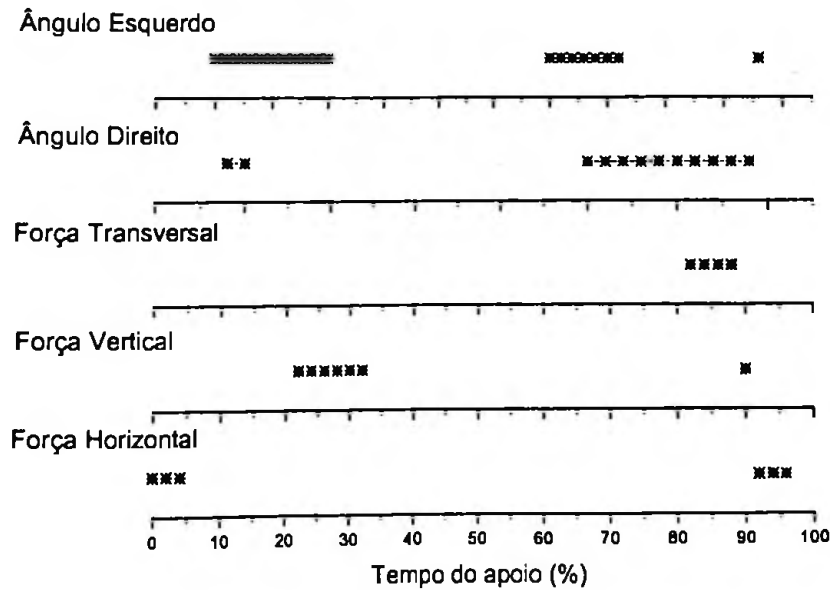
Os asteriscos indicam correlação estatisticamente significativa ao nível de 15%, da variável estudada em função da porcentagem do apoio.

FIGURA 49 - Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio lateral e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade lenta.



Os asteriscos indicam correlação estatisticamente significativa ao nível de 15%, da variável estudada em função da porcentagem do apoio.

FIGURA 50 - Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio medial e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade rápida.



Os asteriscos indicam correlação estatisticamente significativa ao nível de 15%, da variável estudada em função da porcentagem do apoio.

FIGURA 51 - Análise de correlação entre a atividade do m. gastrocnêmio medial e os parâmetros dinâmicos da força de reação do solo, em seus componentes horizontal, vertical e transversal, e a variação angular do joelho do membro ipsi-lateral (D) e contra-lateral (E) ao apoio, para a velocidade lenta.



## 6.6 Discussão dos resultados

Como considerações gerais, podemos destacar, primeiramente, as diferenças na atividade muscular em função da velocidade de deslocamento. Para a velocidade lenta, houve uma maior correlação com a força, em seus três componentes, do que a velocidade rápida. Isso pode ser devido a um maior aproveitamento das acelerações parciais obtidas dos segmentos corporais em velocidades mais altas. Esse resultado sugere que a eletromiografia possa não ser adequada para avaliação de movimentos muito rápidos, que são característicos da maioria dos esportes e/ou movimentos explosivos, ou pelo menos deve-se estudar melhor a diferença do padrão de ativação muscular para movimentos rápidos e lentos.

Outra interpretação que pode ser feita considerando os três ventres musculares estudados, ao se somarem todos os pontos de intercepção (com correlação estatisticamente significativa), é que houve maior correlação do sinal EMG do m. tríceps sural com a variação angular bilateralmente do que com as forças de reação do solo.

Além disso, era esperado que os três ventres do m. tríceps sural tivessem correlação significativa a partir da segunda metade do apoio, relacionado com a fase concêntrica do apoio, cuja ação muscular principal é atribuída a esse grupo muscular. Mas, de fato, isso só foi observado para o GL na velocidade lenta (FIGURA 49), em que se observa que, a partir de 68% do apoio, ocorre correlação estatisticamente significativa com a força vertical.

Uma outra observação importante é que ocorreu correlação dos mm. S, GL e GM com a força horizontal (FIGURAS 47, 49 e 51) e do GM com a força vertical (FIGURA 51) durante a primeira metade do apoio. Ao somarmos os pontos de intercepção, considerando todos os ventres musculares, na primeira e na segunda metade do apoio, constata-se que a grande maioria dos pontos de correlação significativa encontra-se na primeira metade do apoio (mais do que o dobro da segunda) com as forças horizontal e transversal de reação do solo. Isso não ocorreu na correlação do sinal EMG com a força vertical de reação do solo, que teve um

número igual de pontos de correlação na primeira e na segunda metade do apoio.

Faz-se necessário que consideremos os componentes da FRS para esta interpretação, em função do suposto controle muscular para específica orientação do movimento a partir da decomposição da FRS resultante (STUCKE, 1984). Entretanto, esta interpretação deve ser feita com reservas dada a dependência entre grandezas físicas indicativas do comportamento motor e funções neuromusculares representadas pelo sinal EMG não obrigatoriamente respeitam funções preestabelecidas e/ou esperadas, pois os mecanismos de controle são distintos e, para análise de movimentos complexos, estas limitações aparecem muito fortemente.

Essas observações reforçam a hipótese discutida anteriormente que o papel principal do recrutamento diferenciado de um ou outro ventre muscular num dado intervalo do apoio são muito específicas, e a ação secundária que os músculos GL e GM têm de rotação do joelho influenciam sobremaneira a correlação do sinal EMG desses músculos com os sinais dos outros parâmetros do movimento analisados.

Existem fatores que contribuem para a formação de um momento flexor durante a fase de apoio da marcha. Não é somente a força total (ou momento) produzida pelas três articulações (tornozelo, joelho e quadril), é necessário controlar também a direção da vetor força resultante (SIMONSEN et al., 1997).

Analisando a cinemática e a orientação do vetor força de reação do solo de dois indivíduos, SIMONSEN et al. (1997) evidenciam que dois sujeitos põem seus pés no solo em maneiras diferentes. Eles concluem que o modo como o pé é posto no solo pode levar a diferenças marcantes nos momentos gerados sobre as três maiores articulações do membro inferior.

Além disso, esses autores sugeriram que o momento flexor observado em todos os sujeitos justamente após o contato do calcanhar no solo serve para mudar a direção do vetor reação do solo para a frente o mais rápido possível para minimizar a perda de velocidade da marcha. E ainda: eles afirmam que é possível que a técnica de EMG de superfície seja insuficiente para detectar a atividade muscular responsável por esse momento, retomando a questão que a EMG registra a

atividade elétrica do músculo, e não necessariamente reflete a força produzida pelo músculo (HODGES & RICHARDSON, 1993).

GREGOR, KOMI, BROWNING & JARVINEN (1991) sugerem que as unidades músculo-tendão dos mm gastrocnêmio e sóleo experimentam algum grau de alongamento passivo, e então, ativo durante um ciclo longa-encurta da fase de potência do pedalar. Isso sugere que essa fase passiva pode representar desenvolvimento de força sem atividade EMG e pode explicar a ausência de correlação entre o EMG e a força de reação do solo. Além disso, é razoável concluir que os mm gastrocnêmios e o sóleo mostram um potencial para armazenar e reutilizar energia elástica durante uma tarefa cíclica.

Alguns músculos têm mostrado que produzem mais de 25% de sua força ativa máxima quando distendidos até o ponto de falha do tecido aponeurótico (RASCHKE & CHAFFIN, 1996). Isso, talvez, seja uma evidência da contribuição que os tecidos passivos exercem sobre a capacidade de gerar torque do músculo.

Enquanto a área de secção transversal pode ser correlacionada com o torque isométrico máximo, um segundo parâmetro a considerar durante um movimento é a alteração do braço do momento de cada músculo com respeito ao eixo articular de rotação. Se o pé toca o solo em diferentes maneiras (SIMONSEN et al., 1997), as unidades músculo - tendão também são alteradas, e isso pode modificar a força, explicando a alta variabilidade encontrada nesses sinais.

Os resultados do presente trabalho demonstram claramente que indivíduos podem desenvolver a mesma tarefa usando estratégias dinâmicas muito diferentes, como descrito por PEDOTTI & CRENNNA (1990) e SIMONSEN et al. (1997).

Outro fator que pode contribuir para a variação da atividade EMG está na interface pé - solo. TOMARO & BURDETT (1993) encontraram uma duração significativamente maior da atividade do m. tibial anterior seguindo o contato do calcanhar no grupo que usou palmilhas do que no grupo controle, sem as mesmas, caracterizando, desta forma, mais um importante fator para delimitações experimentais futuras.

## 7 CONCLUSÕES GERAIS

Este trabalho teve como objetivo geral discutir sobre a EMG como uma ferramenta de análise biomecânica do movimento humano, suas possibilidades e suas limitações.

A primeira parte, que constou de uma revisão da literatura, evidencia uma ampla variedade de aplicações da EMG de superfície e, talvez por isso, essa ferramenta tem sido utilizada por áreas do conhecimento distintas, por profissionais de áreas distintas. Assim sendo, pode-se dizer que, pela diversidade de procedimentos metodológicos utilizados para a EMG, permanece uma lacuna quando se procuram fazer conclusões sobre o assunto, dada a controvérsia dos resultados, o que nos leva a uma necessidade de estabelecer procedimentos de padronização da técnica – motivando-nos a preparar o ANEXO I, que pretende descrever as rotinas utilizadas, de acordo com a literatura.

Os resultados do primeiro experimento propõem a utilização de colocação dos eletrodos de superfície sobre o ponto motor, pelo menos para os músculos cujo ventre seja de difícil localização a partir da superfície.

O segundo experimento permitiu-nos verificar o coeficiente de variação do sinal EMG, que, mesmo em contrações isométricas, é consideravelmente alto, mesmo em comparações intra-sujeito, de um teste para outro, em cerca de 21%.

O terceiro experimento, sobre a ação do m. quadríceps femoral, revelou como diferentes porções de um mesmo músculo podem ser ativadas distintamente, de acordo com o padrão de movimento, e propõe que os estudos avaliadores da proporção de atividade VMO:VL têm negligenciado a ação do VML que, de acordo com nossos resultados, é ativado precocemente na fase excêntrica do movimento de agachamento.

O quarto experimento permitiu uma avaliação da correlação entre os EMG dos ventres do m. tríceps sural, com a dinâmica e a cinemática e demonstrou, além de diferenças de padrão de marcha entre sujeitos, altos coeficientes de variabilidade para um mesmo sujeito, o que sugere que tais ventres musculares agem a cada passo, fazendo ajustes a cada instante e tornam extremamente variável o sinal

EMG, ainda que os dados da dinâmica sejam mais consistentes. Outra questão interessante é que as velocidades lentas apresentaram maiores correlações do sinal EMG com a dinâmica e/ou cinemática, o que sugere que a EMG parece ser mais fácil de ser interpretada para avaliação de movimentos lentos, como posturas de trabalho ou marcha numa velocidade lenta, quando comparado a movimentos rápidos como os esportivos, ou mesmo uma marcha rápida, cujos padrões de ativação EMG merecem estudos mais específicos.

Sobre a abordagem metodológica estatística utilizada para cada um dos experimentos, surge importante questão que merece ser considerada. No experimento 01, foram estudados 10 músculos de três sujeitos, e nossa proposta era avaliar o resultado de três técnicas nesses 10 músculos, de forma que a maior variação esperada seria de um músculo para outro, e não tanto de um indivíduo para outro quando se considera um mesmo músculo. Ou seja, é razoável pensar que a variação do sinal EMG de um músculo, por exemplo, intrínseco da mão para um músculo grande da coxa de um mesmo indivíduo seja maior do que quando comparamos de um músculo intrínseco da mão para esse mesmo músculo de um outro sujeito. Nesse caso, a forma de análise estatística disponível parece valorizar estudos realizados com uma grande população amostral, dificultando essa análise de fenômenos intra-sujeito. Essa questão parece-nos procedente também para os outros experimentos realizados e, por esse motivo, os experimentos 01 e 03 apresentaram limitações nas suas respectivas análises estatísticas. Já no experimento 04, embora tenha sido feito um estudo estatístico considerando todos os sujeitos, a análise intra-sujeito pôde revelar informações valiosas, que poderiam ter sido mascaradas se somente estudássemos uma aquisição de um número maior de sujeitos, e, novamente, parece que os testes estatísticos correntemente utilizados parecem desconsiderar as variações intra-sujeitos.

De uma visão atual, parece que a consolidação da utilização da EMG para análise do movimento humano necessita assumir as padronizações metodológicas descritas e experimentalmente interpretadas no presente trabalho em conformidade com o atual estágio do conhecimento científico da área, além de incluir uma

abordagem estatística que possa melhor analisar os resultados dos experimentos em EMG para análise do movimento humano.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOW, M. **A practical guide to electromyography for biomechanists**. New Orleans, Louisiana State University, 1995.
- ADRIAN, E.D.; BRONK, D.W. The discharge of impulses in motor nerve fibers. **Journal of Physiology**, v.67, p.119, 1929.
- AGRESTI, A.; FINLAY, B. **Statistical Methods for the Social Sciences**. 2.ed. San Francisco, Dellen Pub., 1986.
- AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAUJO, R.C.; MOCHIZUKI, L; DUARTE, M. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 1998 /no prelo/.
- AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDICS SURGEONS. **Joint motion: method of measuring and recording**. Chicago, Churchill Livingstone, 1966.
- ANTICH, T.J.; BREWSTER, C.E. Modification of quadriceps femoris muscle exercises during knee rehabilitation. **Physical Therapy**, v.66, p.1246-51, 1986.
- ARATOW, M.; BALLARD, R.E.; CRENSHAW, A.G.; STYF, J.; WATENPAUGH, D.E.; KAHAN, N.J.; HARGENS, A.R. Intramuscular pressure and electromyography as indexes of force during isokinetic exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.74, n.6, p.2634-40, 1993.
- ARAUJO, R.C. **Contribuição para o estudo do efeito do treinamento com estimulação elétrica neuromuscular sobre a força e a atividade eletromiográfica**. São Paulo, 1993. 52p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade de São Paulo.
- ARAUJO, R.C.; AMADIO, A.C.; FURLANI, J. Contribuição para a interpretação da relação força e atividade EMG. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4., 1992, São Paulo. **Anais**. São Paulo, 1992. Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, p.146-53.

- ARAUJO, R.C.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Evaluation of Increase in force and EMG Activity's Curves. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 15., Jyvaskyla, 1995. **Abstract.** Jyvaskyla, University of Jyvaskyla, 1995. p.64-5.
- ARSENAULT, A.B.; WINTER, D.A.; MARTENIUK, R.G. Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait? **Medical and Biological Engineering and Computing**, v.24, p.337-43, 1986.
- BASMAJIAN, J. V. Muscle alive. 4.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1978.
- BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. EMG signal amplitude and force. In:\_\_\_\_\_. **Muscle alive**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985. p.187-200.
- BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., Brasília, 1995. **Anais.** Brasília, Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.
- BEALL, M.S.; DIEFENBACH, G.; ALLEN, A. Electromyographic biofeedback in the treatment of voluntary posterior instability of the shoulder. **American Journal of Sports Medicine**, v.15, p.175-8, 1987.
- BERNSTEIN, N. **The co-ordenation and regulation of movements**. London, Pergamon Press, 1967.
- BERTRAM, M.F.; NISHIDA, T.; MINIEKA, M.M.; JANSSEN, I.; LEVY, C.E. Effects of temperature on motor unit action potentials during isometric contraction. **Muscle and Nerve**, v.18, n.12, p.1443-6, 1995.
- BISSCHOP, G.; CORLOBE, P.; DUMOULIN, J.; BERTHELIN, Fr. Musculation paravertébrale par stimulation électrique. **Annales du Kinésithérapie**, v.21, n.5, p.245-50, 1994.
- ~BLANKSMA, N.G.; VAN-EIJDEN, T.M.; VAN-RUIJVEN, L.J.; WEIJS, W.A. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamic tasks guided by visual feedback. **Journal of Dental Research**, v.76, n.1, p.542-51, 1997.



- BOUCHE, P.; CATTELIN, F.; SAINT-JEAN, O.; LEGER, J.M.; QUESLATI, S.; GUEZ, D.; MOULONGUET, A.; BRAULT, Y.; AQUINO, J.P.; SIMUNEK, P. Clinical and electrophysiological study of the peripheral nervous system in the elderly. **Journal of Neurology**, v.240, n.5, p.263-8, 1993.
- BRAND, R.A.; CROWNINSHIELD, R.D.; WITTSTOCK, C.E.; PEDERSEN, D.R.; CLARK, C.R.; KRIEKEN, F.M. A model of lower extremity muscular anatomy. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.104, p.304-10, 1982.
- BROWN, D.M.; NAHAI, F. Biofeedback strategies of the occupational therapist in total hand rehabilitation. In: BASMAJIAN, J.V. **Biofeedback: principles and practice**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1983. p.90-106.
- BURKE, D.; GRACIES, J.M.; MEUNIER, S.; PIERROT-DESEILLIGNY, E. Changes in presynaptic inhibition of afferents to propriospinal-like neurones in man during voluntary contractions. **Journal of Physiology**, v.449, p.673-87, 1992.
- BURKE, R.E.; LEVINE, D.N.; SALCMAN, M.; TSAIRIS, P. Motor units in cat soleus muscle: physiological, histochemical and morphological characteristics. **Journal of Physiology**, v.238, p.503-14, 1974.
- CALANCIE, B.; BROTON, J.G.; KLOSE, K.J.; TRAAD, M.; DIFINI, J.; AYYAR, D.R. Evidence that alterations in presynaptic inhibition contribute to segmental hypo- and hyperexcitability after spinal cord injury in man. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.89, p.177-86, 1993.
- CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy**, v.75, n.8, p.672-83, 1995.
- CLARYS, J.P.P.; LEWILLIE, L. Clinical and kinesiological electromyography by "Le Dr. Duchenne (De Boulogne)". In: CAPOZZO, A.; MARCHETTI, M.; TOSI, V. **Biocomotion: a century of research using moving pictures**. Roma, Promograph, 1992. p.89-114.
- COLLINS, W.F.; HONIG, M.G.; MENDELL, L.M. Heterogeneity of group Ia synapses on homonymous  $\alpha$ -Motoneurons as revealed by high-frequency stimulation of Ia afferent fibers. **Journal of Neurophysiology**, v.52, n.5, p.980-93, 1984.

- CONOVER, W.J. **Practical nonparametric statistics**. New York, John Wiley & Sons, 1971.
- CORCOS, J.; DREW, S.; WEST, L. **L'utilisation du biofeedback électromyographique en vue de l'entraînement de la musculature sphinctérienne**. The Netherlands, The Biofeedback Foundation of Europe, 1992. (Electromyography: applications in physical therapy, Protocolo 4).
- D'AMBROGIO, K.J.; ROTH, G.B. **Positional release therapy: assessment and treatment of musculoskeletal dysfunction**. Baltimore, Mosby, 1997.
- DAINTY, D.A.; NORMAN, R.W. **Standardizing biomechanical testing in sport**. Champaign, Human Kinetics, 1987.
- De LUCA, C.J. Use of the surface Emg signal for performance evaluation of back muscles. **Muscle and Nerve**, v.16, p.210-6, 1993.
- DELAGI, E.F.; PEROTTO, A.; IAZZETTI, J.; MORRISON, D. **Anatomic guide for the electromyographer: the limbs**. 2.ed. Springfield, C.Thomas, 1981.
- DELITTO, A.; ROSE, S.J.; McKOWEN, J.M.; LEHMAN, R.C.; THOMAS, J.A.S.; SHIVELY, R.A. Electrical Stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. **Physical Therapy**, v. 68, p.660-3, 1988.
- DELSYS INC. **Instructions Manual**. Wellesley, 1995.
- DOHERTY, T.J.; VANDERVOORT, A.A.; TAYLOR, A.W.; BROWN, W.F. Effects of motor unit losses on strength in older men and women. **Journal of Applied Physiology**, v.74, n.2, p.868-74, 1993.
- DRAPER, V. **The use of electromyographic biofeedback for postoperative quadriceps femoris muscle recovery**. The Netherlands, The Biofeedback Foundation of Europe, 1991. (Electromyography: applications in physical therapy, Protocolo 3).
- EDDY, J.G.; SNYDER-MACKLER, L. Clinical electrophysiologic testing. In: SNYDER-MACKLER, L.; ROBINSON, A.J. **Clinical electrophysiology**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989. p.261-92.

- FALCK, B.; STALBERG, E.; BISCHOFF, C. Influence of recording site within the muscle on motor unit potentials. **Muscle and Nerve**, v.18, n.12, p.1385-9, 1995.
- FELDER, C.R.; LEESON, M.A. **The use of electromyographic biofeedback for training the vastus medialis obliquus in patients with patellofemoral pain.** The Netherlands, The Biofeedback Foundation of Europe, 1990. (Electromyography: applications in physical therapy, Protocolo 1).
- FELDMAN, A.G.; ADAMOVICH, S.V.; LEVIN, M.F. The relationship between control, kinematic and electromyographic variables in fast single-joint movements in humans. **Experimental Brain Research**, v.103, n.3, p.440-50, 1995.
- FISCHER, E. Fisiología del músculo esquelético. In: LICHT, S. **Electrodiagnóstico y electromiografía.** Barcelona, JIMS, 1970. p.71-120.
- GAMET, D.; DUCHENE, J.; GARAPON-BAR, C.; GOUBEL, F. Surface electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.74, n.6, p.2704-10, 1993.
- GAMET, D.; DUCHÊNE, J.; GOUBEL, F. Reproducibility of kinectis of electromyogram spectrum parameters during dynamics exercises. **European Journal of Applied Physiology**, v.74, p.504-10, 1996.
- GHEZ, C. Muscles: effectors of the motor systems. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. **Principles of neural science.** 3.ed. Norwalk, Apleton & Lange, 1991. p.548-63.
- GIROUX, B.; LAMONTAGNE, M. Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometrics and dynamic conditions. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.30, p.397-405, 1990.
- GLOUSMAN, R. Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.288, p.27-34, 1993.
- GOLLHOUFER, A.; HORSTMANN, G.A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; SCHÖNTHAL, D. Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v.60, p.7-14, 1990.
- GOODGOLD, J. ; EBERSTEIN, A. **Electrodiagnosis of neuromuscular diseases.** Baltimore, Williams & Wilkins, 1983.

- GORDON, A.M.; HUXLEY, A.F.; JULIAN, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. **Journal of Physiology**, v.184, p.170-92, 1966.
- GRAHAM, B.; REDMAN, S. A. Simulation of action potentials in synaptic boutons during presynaptic inhibition. **Journal of Neuropsychology**, v.71, n.2, p.538-49, 1994.
- GREGOR, R.J.; KOMI, P.V.; BROWNING, R.C.; JARVINEN, M.A. Comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. **Journal of Biomechanics**, v.24, n.5, p.287-97, 1991.
- HALD, R.D.; BOTTJEN, E.J. Effect of visual feedback on maximal and submaximal isokinetic test measurements of normal quadriceps and hamstrings. **Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy**, v.9, p.86-93, 1987.
- HALL, S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993.
- HARRIS, G.F.; WERTSCH, J.J. Procedures for gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.75, n.2, p.216-25, 1994.
- HATZE, H. The meaning of the term "Biomechanics". **Journal of Biomechanics**, v.7, p.189-90, 1974.
- HERMANS, V.; SPAEPEN, A.J. Muscular activity of the shoulder and neck region during sustained and intermittent exercise. **Clinical Physiology**, v.17, n.1, p.95-104, 1997.
- HERZOG, W.; GUIMARÃES, A. C.; ZHANG, Y.T. EMG. In: NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York, John Wiley & Sons, 1994. p.308-33.
- HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society London (Biological Sciences)**. v. 126, p.136-195, 1938.
- HILL, A.V. **First and last experiments in muscle mechanics**. Cambridge, Cambridge University Press, 1970.
- HOCHMUTH, G. **Biomecânica de los movimientos desportivos**. Madrid, INEF, 1973.

- HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. **Physical Therapy**, v.77, n.2, p.132-42, 1997.
- \_\_\_\_\_. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. v.25, n.2, p.57-62, 1993.
- HOFMANN, G.O. Quantitative Elektromyographie in der Biomechanik. **Physik in unserer Zeit**, v.19, n.5, p.132-6, 1988.
- KABADA, M.P.; RAMAKRISHNAN, M.E.; WOOTETEN, J.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V.B. Repeatability of Kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. **Journal of Orthopaedic Research**, v.7, p.849-60, 1989.
- KAPANDJI, I.A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana: membro inferior**. São Paulo, Manole, 1990. v.2
- KARST, G.M.; JEWETT, P.D. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. **Physical Therapy**, v.73, p.286-99, 1993.
- KARST, G.M.; WILLETT, G.M. Onset timing of electromyographic activity in the *vastus medialis* oblique and *vastus lateralis* muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy**, v.75, n.9, p.813-23, 1995.
- KASHIWAGI, K.; TANAKA, M.; KAWAZOE, T.; FURUICHI, K.; TAKADA, H. Effect of amplitude normalization on surface EMG linear envelopes of masticatory muscles during gum chewing. **Journal Osaka Dental University**, v.29, n.1, p.19-28, 1995.
- KATZ, B. The relation between force and speed in muscular contraction. **Journal of Physiology**, v.96, p.45-64, 1939.
- KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K. **Muscles testing and functions**. 3.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1983.
- KERKOUR, K.; MEIER, J.L. Place de L'isocinétique dans les syndromes rotuliens. **Rééducation**, p.219-27, 1993.
- KISTLER INSTRUMENTE AG WINTERTHUR. **Operating Instructions: multicomponent force plate for biomechanics**. Winterthur, 1993

- KNUTSON, L.M.; SODERBERG, G.L.; BALLANTYNE, B.T.; CLARKE, W.R. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.4, n.1, p.47-59, 1994.
- KOMI, P.V. Stretch-shortening cycle. In: KOMI, P.V., ed. **Strength and power in sport**. Berlim, Blackwell Scientific, 1992. p.169-79.
- KRONBERG, M.; BROSTROM, L.A. Electromyographic recordings in shoulder muscles during eccentric movements. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.314, p.143-51, 1995.
- LeCRAW, D.E.; WOLF, S.L. Electromyographic biofeedback (EMGBF) for neuromuscular relaxation and reeducation. In: GERSH, M.R. **Electrotherapy in rehabilitation**. Philadelphia, F.A. Davis, 1992. p.292-325.
- LEHMKUHL, L.D.; SMITH, L.K. Interação de fatores mecânicos e fisiológicos na função. In: \_\_\_\_\_. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 4.ed. São Paulo, Manole, 1989. p.122-46.
- LICHT, S. **Electrodiagnóstico y electromiografía**. Barcelona, JIMS, 1970.
- LIEBER, RL Skeletal muscle structure and function. Baltimore, Williams & Wilkins, 1992.
- LOBO DA COSTA, P.H., AMADIO, A.C. Estudo comparativo de três formas de locomoção em crianças: forças de reação do solo no andar no plano, subir e descer escadas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., Brasília, 1995. **Anais**. Brasília, Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995. p.91-7.
- LOEB, G.E.; GANS, C. **Electromyography for experimentalists**. Chicago, University Chicago Press, 1986.
- LUCCA, J.A.; RECCHIUTU, S.J. Effect of electromyographic biofeedback on an isometric strengthening program. **Physical Therapy**, v.63, p.200-3, 1983.
- LUDIN, H.P. **Fundamentos fisiopatológicos de la electromiografía**. 2.ed. Barcelona, Toray, 1974. 306p.
- MAQUET, P.G. **Biomechanics of the knee**. Berlin-Heidelberg, Springer Verlag, 1984.

- MATHESON, G.O.; MAFFEY-WARD, L.; MOONEY, M.; LADLY, K.; FUNG, T.; ZHANG, Y.T. Vibromyography as a quantitative measure of muscle force production. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v.29, n.1, p.29-35, 1997.
- McCANN, P.D.; WOOTTEN, M.E.; KADABA, M.P.; BIGLIANI, L.U. A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.288, p.179-88, 1993.
- McCONNELL, J.S. The management of chondromalacia patellae: a long term solution. **Australian Journal of Physiotherapy**, v.32, n.4, p.215-23, 1986.
- McMAHON, T.A. **Muscles, reflexes and locomotion**. New Jersey, Princeton University Press, 1984.
- MONTGOMERY, D.C.; PECK, E.A. **Introduction to linear regression analysis**. New York, John Wiley & Sons, 1982.
- MOUSTAFA, E.M.; LIN, L.D.; MURRAY, G.M.; SESSLE, B.J. An electromyographic analysis of orofacial motor activities during trained tongue-protrusion and biting tasks in monkeys. **Archives in Oral Biology**, v.39, n.11, p.955-65, 1994.
- MYKLEBUST, B. M.; ROBINSON, A J. Instrumentation. In: SNYDER-MACKLER, L.; ROBINSON, A. **Clinical eletrophysiology**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989. p.23-58.
- NATCH, M.B.; WOLF, S.L.; COOGLER, C.E. Use of electromyographic biofeedback during the acute phase of spinal cord injury. **Physical Therapy**, v.62, p.290-4, 1982.
- NELSON, C. Electrical evaluation of nerve and muscle excitability. In: GERSH, M.R. **Electrotherapy in rehabilitation**. Philadelphia, F.A. Davis, 1992. p.101-48.
- NELSON, R.; CURRIER, D., ed. **Clinical electrotherapy**. 2.ed. Norwalk, Apleton & Lange, 1991.
- NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. New York, John Wiley & Sons, 1994.

- NINOS, J.C.; IRRGANG, J.J.; BURDETT, R.; WEISS, J.R. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. **The Journal Orthopedics and Sports Physical Therapy**, v.25, n.5, p.307-15, 1997.
- PALMERUD, G.; KADEFORS, R.; SPORRONG, H.; JARVHOLM, U.; HERBERTS, P.; HOGFORS, C.; PETERSON, B. Voluntary redistribution of muscle activity in human shoulder muscles. **Ergonomics**, v.38, n.4, p.806-15, 1995.
- PEDOTTI, A; CRENNNA, P. Individual strategies of muscle recruitment in complex natural movements. In: WINTER, J.M.;WOO, S.L. ed. **Multiple muscle systems**. Berlim, Springer Verlag, 1990. p.542-9.
- PERRY, J. Anatomy and biomechanics of the shoulder in throwing, swimming, gymnastics and tennis. **Clinics in Sport Medicine**, v.2, n.2, p.247-270, 1983.
- \_\_\_\_\_. **Gait analysis systems in gait analysis: normal and pathological function**. Thorofare, Slack, p.353-411, 1992.
- RASCHKE, U.; CHAFFIN, D.B. Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: an investigation of the length and velocity EMG-force relationships. **Journal of Biomechanics**, v.29, n.12, p.1597-604, 1996.
- RECHTIEN, J.J.; GELBLUM, J.B.; HAIG, A.J.; GITTER, A.J. Technology assessment: dynamic electromyography in gait and motion analysis. **Muscle and Nerve**, v.19, n.3, p.396-402, 1996.
- ROBINSON, A.J. Physiology of muscle and nerve. In: SNYDER-MACKLER, L.; ROBINSON, A.J. **Clinical electrophysiology**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989. p.59-94.
- ROGOFF, J.B.; REINER, S. Aparatos para electrodiagnósticos. In: LICHT, S. **Electrodiagnóstico y electromiografía**. Barcelona, JIMS, 1970. p.25-70.
- ROY, S.H.; De LUCA, C.J.; SCHNEIDER, J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. **Journal Applied of Physiology**, v.61, n.4, p.1510-7, 1986.



- SABOE, L.; CHEPEHA, J.; REID, D.; OKAMURA, G.; GRACE, M. **Biofeedback training of the external rotators to centralize the humeral head in patients with anterior shoulder instability and/or pain.** The Netherlands, The Biofeedback Foundation of Europe, 1990. (Electromyography: applications in physical therapy, Protocolo 2).
- SAMESHIMA, K. Princípios gerais de aquisição e processamento de sinais biológicos. **Jornal de Pneumologia**, v.13, n.1, p.50-61, 1987.
- SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Análise de características dinâmicas do andar em idosos e sua influência na seleção de atividades físicas. In: CONFERENCE OF EGREPA, 1., 1993, Oeiras. **Proceedings**. Oeiras, 1993. p.438-45.
- SIMONSEN, E.B.; DYHRE-POULSEN, P.; VOIGT, M.; AAGAARD, P.; FALLENTIN, N. Mechanisms contributing to different joint moments observed during human walking. **Scandinavian Journal of Medicine Science Sports**, v.7, n.1, p.1-13, 1997.
- SNYDER-MACKLER, L.; ROBINSON, A.J. **Clinical Electrophysiology**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989.
- SODERBERG, G.L.; MINOR, S.D.; ARNOLD, K. Electromyographic analysis of knee exercises in healthy subjects and in patients with knee pathologies. **Physical Therapy**, v.67, p.1691-6, 1987.
- STEIN, R.B.; YANG, J.F. Methods for counting the number of motor units in human muscles. In: DENGLER, R. **The motor unit: physiology, diseases, regeneration**. Munich, Urban & Schwarzenberg, 1989. p.89-94.
- STUCKE, H. **Zu dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenkes und seines Sehnen - und Bandapparates**. Koeln, 1984. p. Dissertation (Doktor des Sportwissenschaften) - Deutsche Sporthochschule Koeln.
- TIBONE, J.E.; ANTICH, T.J. Electromyographic analysis of the anterior cruciate ligament-deficient knee. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.288, p.35-9, 1993.
- TOMARO, J.; BURDETT, R.G. The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. **The Journal Orthopedics and Sports Physical Therapy**, v.18, n.4, p.532-6, 1993.

- TREPMAN, E.; GELLMAN, R.E.; SOLOMON, R.; MURTHY, K.R.; MICHELI, L.J.; De LUCA, C.J. Electromyographic analysis of standing posture and demi-plie in ballet and modern dancers. **Medicine and Science in Sports Exercises**, v.26, n.6, p.771-82, 1994.
- VREDENBREGT, J.; RAU, G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In: DESMEDT, J.E. **New developments in electromyography and clinical neurophysiology**. New York, Karger, 1973. v.1, p.607-22.
- WHITTLE, M.W. Musculoskeletal applications of three-dimensional analysis. In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign: Human Kinetics, 1995. p.295-309.
- WICKIEWICZ, T.L.; ROY, R.R.; POWELL, P.L.; EDGERTON, V.R. Muscle architecture of the human lower limb. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.179, p.275-83, 1983.
- WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement** New York, Wiley-Interscience, 1990.
- \_\_\_\_\_. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2 ed. Waterloo, University of Waterloo Press, 1991.
- WINTER, D.A.; YACK, H.J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v.67, p.402-11, 1987.
- WOLF, S.L. Electromyographic applications to stroke patients: a critical review. **Physical therapy**, v.63, p.1448-59, 1983.
- WOLF, W. EMG signal classification. In: DENGLER, R. **The motor unit: physiology, diseases, regeneration**. Munich, Urban & Schwarzenberg, 1989. p.109-14.
- YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.65, p.517-21, 1984.

- YANO, H.; NAKAZAWA, K.; YAMAMOTO, S. Activation patterns of human ankle muscles during walking in water. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 15., 1995, Jyvaskyla. Finland, University of Jyvaskyla, 1995. p.1018-9
- ZERNICKE, R.F.; SCHNEIDER, K. Biomechanics and developmental neuromotor control. **Child Development**, v.64, n.4, p.982-1004, 1993.