

**LUCIANA SANAÉ OTA TAKAHASHI**

**Análise da relação entre eletromiografia e força do  
músculo quadríceps em exercícios resistidos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

Área de concentração: Biomecânica

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Neri Alves**

**São Carlos – SP**

**2006**

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

048a Takahashi, Luciana Sanae Ota  
Análise da relação entre eletromiografia e força do  
músculo quadríceps em exercícios resistidos / Luciana  
Sanae Ota. -- São Carlos, 2006.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de  
São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão  
Preto/Instituto de Química de São Carlos-Universidade  
de São Paulo, 2006.

Área Interunidades: Bioengenharia.  
Orientador: Prof. Dr. Neri Alves.

1. Biomecânica. 2. EMG. 3. Força. 4. Músculo  
quadríceps. I. Título.

Dedico este trabalho aos meus pais, que sempre priorizaram minha formação profissional e pessoal; e fizeram o seu melhor para que eu tivesse todas as condições necessárias;

e ao meu marido Thomas, que nunca mediu esforços para superar as distâncias e estar ao meu lado, com todo seu cuidado e companheirismo, desde o início do mestrado.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Dr. Neri Alves pelo privilégio de sua orientação, sempre com muita serenidade, competência e sabedoria além dos limites de sua área. Obrigada por expandir a minha visão sobre ciência e o meu crescimento profissional.

Aos participantes do exame de qualificação: Prof. Dr. Ruben de Faria Negrão Filho e Prof. Dr. Mauro Gonçalves, pelas valiosas sugestões e contribuições neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva e Prof. Dr. José Carlos Pereira por todo incentivo e apoio.

À Emanuele Moraes Mello, que tornou-se uma grande amiga e companheira, mesmo no meio da nossa correria. Sou muito grata por sua amizade, paciência e a imensa ajuda nos experimentos.

Aos colegas Leandra Navarro Benatti e Fábio Mícolis de Azevedo pela colaboração fundamental na análise experimental e outras etapas do trabalho.

Aos demais colegas do Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da FCT/UNESP, pela agradável convivência.

Aos professores do programa, por todo o conhecimento compartilhado.

Aos colegas de disciplina, em especial Thaís Vanzella, Thaís Souza, Aveliny, Rafael, Ivani, Vitória, Lourdes, pelos momentos de discussões e pela calorosa acolhida em São Carlos. Saudades!

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro concedido para a realização deste trabalho.

Às voluntárias, sem as quais não seria possível a realização desta pesquisa.

Ao pessoal da secretaria: Cleide, Carmen e Janete pela atenção, paciência e disposição em ajudar.

Ao meu mestre e exemplo de fisioterapeuta, Zezé.

À amiga Sâmia, minha “mãe árabe”, que me incentivou muito e me presenteou com conselhos sábios e seu exemplo de caráter. Ah! ...e pelos almoços em Prudente.

Falando em almoço, têm também o S. Severino e a D. Tereza.

E acima de tudo, agradeço a Deus, que me abençoou com mais esta oportunidade.

## RESUMO

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

A relação entre eletromiografia e força é objeto de numerosos estudos, porém tal relação ainda não está totalmente elucidada e necessita de uma melhor fundamentação. Uma possível razão para as divergências entre esses estudos reside na dificuldade em determinar a força de um músculo individualmente de forma direta. Dentro deste contexto, procurou-se utilizar a análise do sinal eletromiográfico, associada a um modelo biomecânico do segmento articular para a avaliação das forças internas do músculo. O objetivo do presente trabalho é avaliar o comportamento eletromiográfico do músculo quadríceps durante exercícios isométricos e isotônicos concêntricos e correlacioná-lo com a força muscular, calculada através de simulações, usando modelos biomecânicos. Busca-se também uma forma de reconstruir a sobrecarga a que o músculo é submetido durante o exercício isotônico, através do tratamento do sinal eletromiográfico. Para tanto, o exercício isotônico é realizado em baixa velocidade e com pequena sobrecarga, e além disso, utiliza-se o procedimento de normalizar o sinal eletromiográfico ponto-a-ponto. Tal procedimento não possibilitou que a força externa, aplicada pelo membro, fosse obtida a partir do tratamento do sinal eletromiográfico, porém permitiu a correlação da eletromiografia com a força interna, gerada pelo músculo. Verificou-se também que a relação entre eletromiografia e força varia com a posição angular, com a força, com a velocidade de contração muscular e com a velocidade angular. No que se refere às análises da atividade isotônica, uma importante conclusão é que a relação entre eletromiografia e força não é linear; no entanto, quando normalizados pelos seus valores máximos podem ser considerados proporcionais.

Palavras-chave: Biomecânica, EMG, força, músculo quadríceps.

## **ABSTRACT**

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

The relationship between electromyography and force is largely investigated, however, such relation is not yet fully understood, still requiring better foundation. One of the reasons that might cause discrepancies between studies lies on directly calculating a single muscle force. Our approach handles the electromyographic signal coupled with a biomechanical model of the joint for assessment of internal muscle forces. This study aims at an evaluation of electromyographic behavior of the quadriceps muscle throughout isometric and concentric exercises, relating it to muscle force calculated by means of simulations, using biomechanical models. It is also handled in our study a means of assessing muscle overloading throughout dynamic exercises using eletromiographic signals. Accordingly, the dynamic exercise is undergone at slow speed and low resistance; and the electromyographic signal is normalized angle by angle. The approach did not allow the external force, produced by the limb, be assessed by means of eletromyographic treatment, however, it allowed a relation between electromyography with internal force produced by the limb. It is worth mentioning that the electromyography-force relationship undergoes variations according to angular position, to degree of force, to muscle contraction velocity, to angular velocity. As to isotonic activity analysis, one important conclusion is the relation between electromyography and force is non-linear, with the proviso, that when normalized by peak values electromyography and force may be considered proportional.

Key-words: Biomechanics, EMG, force, quadriceps muscle.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Corda elástica.....	24
Figura 2 -	Dinamômetro isocinético (Biodex Medical Systems®, Inc, 2005).....	25
Figura 3 -	Estrutura da unidade motora (adaptado de <a href="http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/c49x38motor-unit.jpg">http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/c49x38motor-unit.jpg</a> )	26
Figura 4 -	Constituição da fibra muscular. (adaptado de: <a href="http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/49x26.jpg">http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/49x26.jpg</a> ).....	27
Figura 5 -	Ilustração da distribuição das fibras musculares de uma única UM (adaptado de <a href="http://www.utdallas.edu/~tres/integ/mot1/display1_05.html">http://www.utdallas.edu/~tres/integ/mot1/display1_05.html</a> ).....	28
Figura 6 -	Curva força-comprimento para um músculo isolado (adaptado de Basmajian e De Luca, 1985).....	31
Figura 7 -	Curva força-velocidade para um músculo isolado (BARBANTI et al., 2002).....	32
Figura 8 -	Vista lateral das estruturas de interesse para o modelo biomecânico do joelho, ao estudar o mecanismo extensor: músculo quadríceps, patela, tendão patelar, tíbia e fêmur (adaptado de <a href="http://www.aclsolutions.com/anatomy.php">http://www.aclsolutions.com/anatomy.php</a> ).....	36
Figura 9 -	Vista anterior dos músculos da coxa, em suas camadas superficial (a) e profunda (b).....	37
Figura 10 -	Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, que é captado pela EMG (adaptado de De Luca, 1979).....	39
Figura 11 -	Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico (SME) a partir da somatória dos trens de PAUMs das n UMs a) aspecto anatômico. b) modelo fisiológico e instrumentação (adaptado de De Luca, 1979).....	40
Figura 12 -	Amplificação diferencial, onde n representa o ruído do sistema e do ambiente e m1–m2 o SME resultante. Mostra também uma configuração bipolar (adaptado de De Luca, 2002).....	42
Figura 13 -	Sistema mecânico de exercício.....	56
Figura 14 -	Eletrodos ativos utilizados para a captação do sinal eletromiográfico.....	57
Figura 15 -	Célula de carga.....	57
Figura 16 -	Eletrogoniômetro.....	57

Figura 17 -	Esquema representativo do local de colocação dos eletrodos sobre os músculos: a) vasto lateral, b) vasto medial e c) reto femoral (HERMENS et al., 1999).....	58
Figura 18 -	Fluxograma demonstrando o algoritmo utilizado.....	62
Figura 19 -	Valores do braço de momento do ligamento patelar em função do ângulo de flexão do joelho (adaptado de Kellis e Baltzopoulos, 1999a).....	64
Figura 20 -	Relação entre a força do ligamento patelar (Fpl) e a força gerada pelo quadríceps (Fq) em função do ângulo de flexão do joelho (adaptado de Van Eijden et al., 1986).....	64
Figura 21 -	Diagrama de corpo livre representando a perna de um indivíduo sentado e a equação obtida, onde: Fc: força de contato articular; Lp: comprimento da perna; Fa: força aplicada ao membro; Lcm: posição longitudinal do centro de massa da perna; Wp: peso da perna; $\theta$ : ângulo de flexão do joelho; I: momento de inércia; $\alpha$ : aceleração da perna durante o exercício; Fpl: força do ligamento patelar; Fq: força interna do músculo quadríceps; r: relação Fpl/Fq; Bm: braço de momento.....	65
Figura 22 -	Esquema representando a situação de exercício, onde $F_a$ é a força aplicada ao membro; $L_p$ é o comprimento da perna; $R_r$ é o raio da roda e $F_r$ é a força de resistência oferecida pelo sistema.....	66
Figura 23 -	Esquema representando a situação de exercício com resistência elástica, onde $F_a$ é a força aplicada ao membro; $F_r$ é a força de resistência oferecida pela corda elástica; $\Delta L$ é a variação do comprimento da corda; $L_o$ é o comprimento inicial da corda; $R_r$ é o raio da roda e $\Delta\theta$ é a variação angular do joelho.....	68
Figura 24 -	Simulação da força do músculo quadríceps em exercício de extensão do joelho com resistência elástica, na posição sentado.....	69
Figura 25 -	Simulação da força do músculo quadríceps em exercício de extensão do joelho com resistência fixa, na posição sentado.....	70
Figura 26 -	Força exercida pela perna em contração isométrica voluntária máxima ( $F_a$ ) em função do ângulo articular, referente a um indivíduo.....	72
Figura 27 -	Valores de EMG durante CIVM em função do ângulo articular, referentes a um indivíduo, onde VL: vasto lateral, VM: vasto medial e RF: reto femoral.....	74



Figura 28 - Média da força exercida pela perna em contração isométrica voluntária máxima ( $F_a$ ) dos 10 indivíduos em função do ângulo articular.....	75
Figura 29 - Valores médios normalizados de RMS dos músculos: a) VL, b) VM e c) RF em função do ângulo articular (n=10).....	76
Figura 30 - EMG normalizado pela força aplicada em CIVM.....	78
Figura 31 - EMG normalizado pela força muscular em CIVM.....	79
Figura 32 - Valores de força máxima normalizada exercida pela perna ( $F_a$ ), sendo representada a média dos 10 indivíduos da etapa I e as curvas dos indivíduos da etapa II, em função do ângulo articular.....	82
Figura 33 - Valores de força máxima normalizada exercida pela perna ( $F_a$ ), sendo representada a média dos 10 indivíduos da etapa I e a média dos 10 indivíduos da etapa II, em função do ângulo articular.....	82
Figura 34 - Exemplo de uma contração em rampa. São mostrados os registros da célula de carga e do eletromiógrafo.....	83
Figura 35 - Valores normalizados de RMS dos músculos a) VL, b) VM e c) RF em função da % CIVM do indivíduo 1.....	84
Figura 36 - Valores médios normalizados de RMS dos músculos a) VL, b) VM e c) RF em função da % CIVM (n=10).....	85
Figura 37 - Valores médios normalizados de RMS dos músculos a) VL, b) VM e c) RF em função do ângulo do joelho (n=10).....	86
Figura 38 - Representação esquemática das forças envolvidas na ação do músculo quadríceps.....	88
Figura 39 - Forças atuantes na patela, cujo ponto de fixação varia com o ângulo do joelho. $\vec{F}_{pl}$ é a força do tendão patelar, $\vec{F}_q$ é a força resultante do quadríceps e $\vec{F}_{pf}$ é a força de contato patelo-femoral (adaptado de Smidt, 1973).....	89
Figura 40 - EMG normalizado pela força muscular, em 3 níveis da contração isométrica em rampa.....	92
Figura 41 - EMG normalizado pela força muscular, em contração isométrica máxima em degrau e em rampa.....	93
Figura 42 - Média correspondente a 10 ciclos dos sinais de EMG bruto dos músculos: a) VL, b) VM e c) RF do indivíduo 1 em exercício com peso fixo.....	94

Figura 43 -	Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado por um valor (RMS em 60° a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com peso fixo.....	96
Figura 44 -	Curva de normalização do músculo VL do indivíduo 1.....	97
Figura 45 -	Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado pela curva (RMS em cada ângulo a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com peso fixo.....	98
Figura 46 -	Valores normalizados de RMS do músculo VL durante contração em rampa a 80° em função da % CIVM do indivíduo 1.....	100
Figura 47 -	Sinal de EMG do músculo VL normalizado pela curva, em exercício com peso fixo, e valores normalizados de EMG do músculo VL, em exercício em rampa, em função do ângulo do joelho, do indivíduo 1.....	100
Figura 48 -	% CIVM encontrada a partir de EMG/EMG <sub>max</sub> dos músculos a)VL, b)VL e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com peso fixo).....	101
Figura 49 -	a) Ângulo do joelho (°) em função do tempo; b) Ângulo do joelho (rad) em função do tempo; c) Velocidade (rad/s) em função do ângulo do joelho; d) Aceleração (rad/s <sup>2</sup> ) em função do ângulo do joelho. Os dados são ilustrativos para as médias dos dez ciclos do exercício com o peso fixo do indivíduo 1.....	105
Figura 50 -	Força simulada do músculo quadríceps em função do ângulo articular do indivíduo 1.....	106
Figura 51 -	Relação da força muscular (Fq/Fq <sub>max60o</sub> ) e da EMG (EMG/EMG <sub>max60o</sub> ) normalizados por um valor, dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com peso fixo).....	106
Figura 52 -	Relação EMG/EMG <sub>max60o</sub> dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação Fq/Fq <sub>max60o</sub> (exercício com peso fixo).....	108
Figura 53 -	Relação da força muscular (Fq/Fq <sub>max</sub> ) e da EMG (EMG/EMG <sub>max</sub> ) dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com peso fixo).....	109
Figura 54 -	Relação EMG/EMG <sub>max</sub> dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação Fq/Fq <sub>max</sub> (exercício com peso fixo).....	111
Figura 55 -	Média correspondente a 10 ciclos dos sinais de EMG bruto dos músculos: a) VL, b) VM e c) RF do indivíduo 1 em exercício com corda elástica.....	113

Figura 56 -	Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado por um valor (RMS em 60° a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com corda elástica.....	114
Figura 57 -	Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado pela curva (RMS em cada ângulo a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com corda elástica.....	116
Figura 58 -	Força simulada do músculo quadríceps em função do ângulo articular do indivíduo 1 em exercício com a corda elástica.....	117
Figura 59 -	Relação da força muscular ( $F_q/F_{q_{\max 60^\circ}}$ ) e da EMG ( $EMG/EMG_{\max 60^\circ}$ ) normalizados por um valor, dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com corda elástica).....	117
Figura 60 -	Relação $EMG/EMG_{\max 60^\circ}$ dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação $F_q/F_{q_{\max 60^\circ}}$ (exercício com corda elástica).....	119
Figura 61 -	Relação da força muscular ( $F_q/F_{q_{\max}}$ ) e da EMG ( $EMG/EMG_{\max}$ ) dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com corda elástica).....	120
Figura 62 -	Relação $EMG/EMG_{\max}$ dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação $F_q/F_{q_{\max}}$ (exercício com corda elástica).....	121

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	CV em 90° e 0° da relação EMG/F <sub>a</sub> dos três músculos avaliados.....	80
Tabela 2 -	Exemplo do cálculo das forças máximas utilizadas nos exercícios isométricos – indivíduo 1.....	81
Tabela 3 -	Comparação entre os valores de EMG brutos em diferentes formas de contração.....	103
Tabela 4 -	Valores da constante C em exercícios com peso fixo e corda elástica, do músculo VL.....	123

## LISTA DE ABREVIACOES

$\theta$	Posição angular da perna
$v$	Velocidade de encurtamento muscular
Bm	Braço de momento do tendão patelar
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
CV	Coefficiente de variabilidade
EMG	Eletromiografia
EMG/EMG <sub>max</sub>	Sinal de eletromiografia normalizado pela curva
EMG/EMG <sub>max60o</sub>	Sinal de eletromiografia normalizado por um valor
F	Força
F <sub>a</sub>	Força aplicada pela perna
Fm	Freqencia média
Fmed	Freqencia mediana
F <sub>q</sub>	Força do quadriceps
F <sub>q</sub> /F <sub>qmax</sub>	Força do quadriceps normalizada pela curva
F <sub>q</sub> /F <sub>qmax60o</sub>	Força do quadriceps normalizada por um valor
F <sub>r</sub>	Força de resistência
I	Momento de inércia
L <sub>cm</sub>	Distância do centro de massa
L <sub>p</sub>	Comprimento da perna
PAUM	Potencial de ação da unidade motora
R	Relação entre a força do tendão patelar e a força do quadriceps
RF	Reto femoral
RMS	Root mean square
SME	Sinal mioelétrico
UM	Unidade motora
VI	Vasto intermédio
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial
$w$	Velocidade angular do joelho
W <sub>p</sub>	Peso da perna

## SUMÁRIO

### RESUMO

### ABSTRACT

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE TABELAS

<b>1. APRESENTAÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1. OBJETIVOS.....	20
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>21</b>
2.1. O EXERCÍCIO FÍSICO.....	21
2.1. FORÇA MUSCULAR.....	25
2.2.1 Fatores nervosos.....	26
2.2.2 Fatores musculares.....	29
2.2.3 Fatores biomecânicos.....	33
2.3. BIOMECÂNICA.....	33
2.3.1 Modelagem biomecânica e simulações.....	35
2.3.1.1 Os músculos em estudo.....	37
2.3.2 EMG.....	38
2.3.2.1 A relação entre força e EMG.....	45
<b>3. MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>53</b>
3.1. SIMULAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DO QUADRÍCEPS.....	53
3.2. DETERMINAÇÃO DE UMA CURVA-PADRÃO DE FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DE EXTENSÃO DO JOELHO EM FUNÇÃO DO ÂNGULO ARTICULAR.....	54
3.3. ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA RELAÇÃO ENTRE EMG E FORÇA DURANTE EXERCÍCIOS ISOMÉTRICOS E ISOTÔNICOS.....	60
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>63</b>
4.1. SIMULAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DO QUADRÍCEPS.....	63
4.2. ANÁLISE DA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA.....	71

4.3. ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE EMG E FORÇA EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA EM RAMPA.....	80
4.4. ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE EMG E FORÇA EM CONTRAÇÃO ISOTÔNICA CONCÊNTRICA.....	93
4.4.1 Relação entre EMG e força aplicada (% CIVM).....	99
4.4.2 Relação entre EMG e força do quadríceps.....	104
4.4.2.1 Exercícios com peso fixo.....	104
4.4.2.2 Exercícios com resistência elástica.....	112
4.5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	124
<b>5. LIMITAÇÕES EXPERIMENTAIS</b>	<b>127</b>
<b>6. CONCLUSÃO</b>	<b>128</b>

## REFERÊNCIAS

**APÊNDICE A** – Termo de consentimento livre e esclarecido para participação no trabalho de pesquisa

**APÊNDICE B** – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

**APÊNDICE C** – Valores de EMG durante CIVM (em degrau) em função do ângulo articular, dos 10 indivíduos

**APÊNDICE D** – Valores de EMG durante contração isométrica em rampa em função da % CIVM, dos 10 indivíduos

**APÊNDICE E** – Valores de EMG/EMG<sub>max</sub> em função de Fq/Fq<sub>max</sub>, dos 8 indivíduos analisados

## 1. APRESENTAÇÃO

No contexto da reabilitação e das ciências do movimento humano, o conhecimento da contribuição das forças musculares internas no momento articular líquido seria de grande importância para o estudo da atividade do músculo durante o exercício, e também para a compreensão da coordenação muscular durante movimentos funcionais (DOORENBOSCH; HARLAAR, 2004). Na prática clínica, a quantificação de forças musculares poderia possibilitar, por exemplo, a identificação das forças individuais dos agonistas e antagonistas sobre uma articulação durante determinado movimento, além da avaliação da coordenação muscular patológica ou da evolução durante a recuperação funcional em lesões músculo-esqueléticas.

No entanto, há uma grande dificuldade inerente ao estudo das forças musculares, dado que elas ocorrem nos próprios músculos, e entre superfícies articulares, e por isso, não podem normalmente ser medidas *in vivo*, mas sim calculadas indiretamente (AMADIO, 1996; KELLIS; BALTZOPOULOS, 1996).

Diante da necessidade de se entender o comportamento da força muscular durante exercícios físicos, tem-se a possibilidade de utilizar a análise do sinal eletromiográfico, obtido durante contrações isométricas, associada a um modelo biomecânico do segmento articular para a avaliação das forças internas de cada músculo. Nessa direção, alguns trabalhos têm sido desenvolvidos no Laboratório de Fisioterapia aplicada ao Movimento Humano da FCT-UNESP, como forma de buscar embasamento para o trabalho clínico do fisioterapeuta. Esses estudos baseiam-se em simulações usando modelos biomecânicos bidimensionais, com os quais se calculam as forças musculares durante os exercícios em diferentes condições. A eletromiografia (EMG) é utilizada como ferramenta para avaliar qualitativamente o padrão de ativação do músculo durante o exercício, já que provê uma indicação direta e não-invasiva da



atividade das unidades motoras (KELLIS; BALZOPoulos, 1996). Neste estudo, a EMG é utilizada como um referencial da atividade muscular que gera a força exercida pelo músculo durante o deslocamento do membro e, para isso, é importante verificar as variáveis que determinam a relação entre força e EMG.

Pode-se definir EMG como uma técnica de registro e monitoração dos potenciais de ação das membranas de fibras musculares em contração e que permite o estudo da função muscular através da análise dos sinais elétricos. O registro destes sinais contém importantes informações sobre o padrão de recrutamento e a variação da frequência dos potenciais de ação das unidades motoras, sob diferentes condições de contração muscular (AMADIO; BARBANTI, 2000; MADELEINE et al., 2000; SMITH et al., 1998; ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995). A EMG provê fácil acesso aos processos fisiológicos que promovem a geração de força e a produção de movimento. Em biomecânica, a EMG de superfície é aplicada, principalmente, como indicador do início da ativação muscular, como um indicador do processo de fadiga muscular e como forma de avaliar sua relação com a força produzida pelo músculo (DE LUCA, 1997).

A EMG como instrumento para medida da força muscular tem sido um freqüente objeto de estudo, mas a relação entre força e EMG de superfície durante contrações voluntárias ainda permanece controversa. Alguns autores afirmam que, para vários músculos, a magnitude do sinal de EMG é diretamente proporcional à força muscular para contrações isométrica e/ou isotônica com velocidade constante (BILODEAU et al., 2003; GERDLE et al., 1991; GREGOR et al., 2002; HERZOG et al., 1998; KARLSSON; GERDLE, 2001; MORITANI; MURO, 1987; ONISHI et al., 2000), mas outros afirmam que esta relação não é linear. Na maioria das vezes a EMG varia de modo positivamente acelerado enquanto a força de contração aumenta (GUIMARAES et al., 1994; MADELEINE et al., 2000; LAWRENCE; DE LUCA, 1983; SOLOMONOW et al., 1990). Análises teóricas ainda sugerem que a amplitude do sinal em contração isométrica deveria aumentar com a raiz quadrada da força gerada se as unidades motoras são ativadas independentemente (LAWRENCE; DE LUCA, 1983; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Bigland-Ritchie (1981) relata, com base nos experimentos com o quadríceps, que 8 sujeitos tiveram respostas lineares, enquanto 2 tiveram resultados não-lineares; estes porém puderam ser bem plotados por duas respostas lineares com uma descontinuidade em cerca de 30-35% da contração máxima.

Nesse estudo, todas as respostas não-lineares foram de músculos de composição de fibras mista, então pode-se concluir que a mudança na relação EMG-força com aumento da ativação muscular pode estar relacionada a diferenças nas propriedades dos vários tipos de unidade motora e ao nível de força com que cada um é recrutado.

O fato é que tal relação está sujeita a vários fatores, como: i) variações entre diferentes indivíduos; ii) diferentes músculos, sendo que estes apresentam diferenças na composição do tipo de fibra, na área de secção transversal e diferentes mecanismos de modulação de força; iii) estratégia de controle muscular; iv) diferentes níveis de treinamento; v) dificuldades em mensurar diretamente a força e a EMG de um músculo isoladamente; vi) fatores relacionados à área de interface tecido-eletrodo, sendo considerada a superfície de detecção, que capta somente determinadas fibras musculares (ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995; GUIMARAES et al., 1994; SOLOMONOW et al., 1990). Além disso, as razões para a inconsistência entre as conclusões dos trabalhos que estudam a relação entre EMG e força podem ser relacionadas às técnicas experimentais: o tamanho e colocação do eletrodo, o protocolo para obter a relação entre EMG e força e as técnicas de processamento de sinal utilizadas (BIGLAND-RITCHIE, 1981).

Dessa forma, torna-se difícil comparar os estudos, dado que o sinal detectado é uma função tanto do procedimento de detecção quanto dos eventos fisiológicos (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

O objetivo da maioria dos estudos envolvendo a relação entre EMG e força tem sido desenvolver um método não-invasivo de mensurar a força muscular. Isso requer o processamento do sinal EMG bruto para se extrair o nível de contração. Para tanto, não há uma concordância a respeito de que técnica de processamento tem a mais alta performance (SIEGLER et al., 1985).

O parâmetro eletromiográfico utilizado para a análise é um ponto divergente. Alguns autores comparam a magnitude de força ou torque com a frequência média ou mediana do sinal (BERNARDI et al., 1996; BILODEAU et al., 2003; GERDLE et al., 1991; HERMANS; SPAEPEN; WOUTERS, 1999; KARLSSON; GERDLE, 2001; KARLSSON et al., 2003; MORITANI; MURO, 1987; ONISHI et al., 2000), e outros o comparam com o *root mean square* (RMS), como os citados no segundo parágrafo da página 16, sendo que muitos analisam a EMG nos dois domínios. Bilodeau et al. (2003), Karlsson e Gerdle, (2001) e Gerdle et al. (1991) verificaram um aumento em ambos

RMS e frequência durante o incremento de força em rampa do músculo quadríceps. Porém, no estudo de Hermans, Spaepen e Wouters (1999), os valores de amplitude foram altamente correlacionados com o aumento da produção de torque, enquanto que nenhuma diferença significativa foi encontrada para frequência média durante contrações estáticas fadigantes dos músculos deltóide e trapézio superior. Onishi et al. (2000) estudaram as diferenças de sinal EMG obtido com várias localizações do eletrodo de fio no músculo vasto lateral, e foi observado também uma relação intensidade de EMG-força altamente linear, e uma relação frequência mediana-força não-linear.

O valor de RMS foi escolhido em nosso estudo porque é o parâmetro no domínio do tempo que mais completamente corresponde aos aspectos fisiológicos do comportamento das unidades motoras durante uma contração muscular (LAWRENCE; DE LUCA, 1983). É o método de quantificação da amplitude do sinal recomendado para avaliar o nível de atividade, pois o parâmetro não é afetado pela superposição dos potenciais de ação das unidades motoras (DE LUCA, 1997; ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Os estudos citados, que verificaram uma significativa correlação positiva entre o RMS e a força do quadríceps em contração isométrica em rampa, afirmam que o aumento no RMS com o incremento de força reflete principalmente dois mecanismos: o recrutamento de novas unidades motoras e o aumento na frequência de disparo.

Apesar de muitos autores correlacionarem força com parâmetros no domínio da frequência, o que está bem estabelecido é que a frequência média/mediana tem alta correlação com a velocidade de condução das fibras musculares das unidades motoras ativas. Assim, uma diminuição na velocidade de condução, que é causada pela acidose induzida pelo exercício, é a principal responsável pelo decréscimo na frequência média/mediana durante a atividade muscular (TESCH, et al., 1990; FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002).

Nota-se que a maioria dos estudos que tratam da relação entre EMG e força utiliza-se de protocolos bem estabelecidos para situações estáticas, ou isométricas. Em contrações dinâmicas, também denominadas isotônicas, existe o problema da instabilidade da posição do eletrodo em relação às fibras musculares ativas, e qualquer movimento do eletrodo sobre a pele pode afetar a amplitude dos potenciais de ação registrada (LLOYD; BESIER, 2003; HERZOG et al., 1998; DE LUCA, 1997). Assim,

ao utilizar a EMG de superfície em exercícios dinâmicos, preconiza-se que estes devem ser realizados com a menor quantidade de encurtamento e a menor velocidade para que se tenha um insignificante deslocamento do eletrodo (DE LUCA, 1997; ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995). Além disso, é sabido da fisiologia muscular que em velocidades mais altas menos força pode ser produzida em igual ativação (DOORENBOSCH; JOOSTEN; HARLAAR, 2005); e que o nível de esforço é um fator determinante da atividade neuromuscular (KELLIS; BALZPOULOS, 1996).

Dessa forma, investiga-se no atual trabalho, a aplicação da metodologia utilizada em experimentos com contração isométrica em exercícios dinâmicos. Busca-se uma forma de reconstruir o perfil da força muscular durante o exercício dinâmico, através de tratamento do sinal de EMG. Para tanto, os exercícios foram realizados com velocidades baixas e com pequenas sobrecargas, pois nestes casos espera-se maior linearidade entre força e EMG (SOLOMONOW et al., 1990).

Justifica-se o uso de pequenas sobrecargas, também, pelo fato de que as investigações das forças internas em exercícios isotônicos dos extensores do joelho, com elevada resistência, deveria levar em consideração o efeito antagonista dos isquiotibiais (Kellis; Baltzopoulos, 1999b), o que não é objetivo deste estudo.

Para o estudo da força, outro fator que pode influenciar na interpretação dos níveis de atividade muscular é a normalização do sinal EMG. O processo de normalização pelo valor de EMG em contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em um ponto através da máxima absoluta, da média ou de uma porcentagem da máxima, é padrão quando se trata de exercícios isométricos. Mas, em exercícios isotônicos este processo poderia provocar distorções, pois o músculo atua de forma diferente quando se muda a posição angular do membro. Assim, um objetivo adicional deste trabalho é discutir uma forma de normalização para os sinais de EMG em contração isotônica concêntrica, que considere as variações que ocorrem com o ângulo da articulação. Conseqüentemente é embutido na análise o efeito da mudança no comprimento muscular na atividade EMG, como já apontado por Mohamed, Perry e Hislop (2002) como essencial na interpretação funcional nos dados EMG durante diferentes atividades.

Em síntese, a proposta deste trabalho é estudar a força gerada pelo músculo quadríceps, através de simulações e experimentos e fazer uma correlação entre a medida de sinais EMG e a magnitude da força muscular. Apresenta-se também uma discussão

acerca do efeito do tratamento e normalização na curva de EMG quando se tem a intenção de compará-la com a força muscular durante o exercício estático e dinâmico.

## 1.1. OBJETIVOS

Objetivo geral:

- Avaliar o comportamento eletromiográfico do músculo quadríceps durante exercícios isométricos e isotônicos concêntricos e correlacioná-lo com a força muscular.

Objetivos específicos:

- Aplicar o modelo biomecânico do joelho no estudo da força exercida pelo quadríceps durante exercícios com peso fixo e corda elástica;
- Estudar o comportamento da força e do sinal de EMG em contração voluntária isométrica máxima em diferentes ângulos articulares;
- Verificar o comportamento da relação entre EMG e força do quadríceps durante contrações isométricas em rampa em diferentes ângulos articulares;
- Buscar uma forma de, através do tratamento do sinal de EMG, obter o quanto o músculo está sendo solicitado em cada ângulo no exercício isotônico concêntrico.

## **2. INTRODUÇÃO**

### **2.1. O EXERCÍCIO FÍSICO**

O exercício físico pode ser entendido como sendo a repetição sistemática de evoluções de movimentos orientados com a finalidade de intensificar o desempenho. É parte integrante e fundamental na rotina clínica da fisioterapia, contribuindo para a prevenção e tratamento das mais diversas patologias, incluindo aquelas consideradas crônicas, até mesmo as de origem cardiovascular e metabólica. Os exercícios visam desenvolver, melhorar, restaurar ou manter as várias habilidades motoras de um indivíduo (também chamadas de capacidades físicas, qualidades físicas, etc.), como força, velocidade, potência, resistência, coordenação, flexibilidade e capacidade cardiorespiratória, através de programas de treinamento. O treinamento é o conjunto de todas as medidas adotadas para conduzir ao aumento planejado do condicionamento físico. Deve-se considerar que na prática do treinamento físico é difícil exercitar em separado os diversos elementos de capacidade motora, pois os mesmos são interdependentes (BARBANTI, 1986; HOLLMANN; HETTINGER, 1989; KISNER; COLBY, 1996).

A aplicação de um programa de exercícios físicos induz a uma série de mudanças fisiológicas adaptativas (morfológicas, metabólicas e funcionais) e melhora, quando planejada corretamente, a coordenação das atividades corporais em relação às regulações nervosas, hormonais e celulares. Tais mudanças dependem dos componentes da sobrecarga: tipo do exercício, intensidade, duração, número de repetições e intervalo de repouso (BARBANTI, 1986).

A prescrição adequada dessas variáveis determinantes requer a compreensão de princípios básicos, tanto nos programas de reabilitação quanto no treinamento esportivo. São cinco os princípios da prescrição do exercício: a) princípio da individualidade biológica: o indivíduo deve sempre ser considerado como a junção do seu genótipo e do seu fenótipo, e sendo assim, os efeitos do treinamento dependerão de fatores como sexo, idade, capacidade aeróbica e experiência prévia; b) princípio da especificidade: as adaptações induzidas são dependentes do tipo de exercício executado, do segmento corporal exercitado e das coordenações psicomotoras utilizadas; c) princípio da reversibilidade: após uma possível paralisação do treinamento poderá ocorrer um retorno às condições iniciais, refletindo a natureza transitória das mudanças funcionais e morfológicas adquiridas pelo treinamento físico; d) princípio da continuidade: é de grande importância ter uma continuidade de trabalho ao longo do tempo, respeitando o período de repouso entre as aplicações da sobrecarga; e) princípio da sobrecarga: para induzir modificações num organismo, o exercício deve ser realizado com uma intensidade de carga, frequência e duração do exercício, nas quais o indivíduo não está habituado (POWERS; HOWLEY, 2000; BARBANTI et al., 2002).

Os princípios devem ser respeitados ao elaborar um programa de treinamento, seja qual for o tipo de adaptações que se almeja.

O treinamento da força muscular, em especial, é de grande interesse para profissionais e pesquisadores e é essencial para a recuperação e o retorno do indivíduo a um nível funcional após qualquer lesão músculo-esquelética. Além de sua função de reabilitação, o treinamento com carga também faz parte da rotina do condicionamento físico de atletas; e também de não-atletas, pois a manutenção de um nível no mínimo “normal” de força em um determinado músculo ou grupo muscular é importante para se levar uma vida saudável. A debilidade ou o desequilíbrio muscular podem resultar em movimentos anormais que prejudicam as atividades de vida diária (LEHMKUHL; SMITH, 1998; PRENTICE; VOIGHT, 2003).

As modalidades de exercícios que envolvem o ganho de força muscular visam benefícios como: hipertrofia muscular, resistência à fadiga, potência muscular e visam ainda à melhora do desempenho motor (BARBANTI et al., 2002).

Em relação à sua dinâmica, os exercícios para fortalecimento muscular podem ser classificados como estáticos ou dinâmicos. Exercícios isométricos ou estáticos são aqueles em que não há deslocamento efetivo do membro, ou seja, ocorre a contração das

fibras musculares com velocidade angular nula. A força isométrica é exercida sem que ocorra modificação no comprimento global do músculo; a tensão desenvolvida pelo músculo é igual à resistência a ela imposta. Nos isotônicos ou dinâmicos, há o movimento do membro exercitado. A força dinâmica, que pode ser isotônica ou isocinética, ocorre quando o comprimento muscular é modificado durante o arco de movimento descrito pelos segmentos em torno da articulação, podendo haver encurtamento (atividade concêntrica) ou alongamento (atividade excêntrica) das fibras musculares (HOLLMANN; HETTINGER, 1989; KISNER; COLBY, 1996; KOTTKE; LEHMANN, 1994; NORDIN; FRANKEL, 2001; POWERS; HOWLEY, 2000).

Os exercícios dinâmicos parecem ser preferíveis aos isométricos, uma vez que o ganho de força com o último é relativamente específico, ocorrendo somente no ângulo articular em que o treinamento foi realizado. Em outros ângulos, a curva de força cai devido à falta de atividade motora, conforme PRENTICE E VOIGHT (2003) e POWERS E HOWLEY (2000).

Por outro lado, do ponto de vista clínico, os exercícios isométricos têm primordial importância durante as fases iniciais da reabilitação, quando o movimento está limitado ou são observados arcos de dor. Eles possibilitam contrações em ângulos específicos, com produções variadas de torque. Ainda que não ocorra movimento, uma força considerável pode ser gerada contra a carga fixa. Para obter todos os benefícios do modo isométrico, o terapeuta precisa selecionar os ângulos específicos de contração, o tempo de contração e o tempo de relaxamento. Por sua vez, os exercícios isotônicos têm desvantagens no fato de que o músculo pode, eventualmente, receber carga máxima em seu ponto mais fraco da amplitude de movimento (PRENTICE; VOIGHT, 2003).

O trabalho muscular isotônico, como já citado, pode ser positivo (concêntrico) ou negativo (excêntrico). Em uma contração concêntrica, o músculo encurta-se enquanto se contrai, ou seja, a força age na mesma direção do movimento; a tensão desenvolvida pelo músculo é superior à resistência externa; na excêntrica, o músculo alonga-se durante a contração e a força opera na direção oposta; a tensão produzida pelo músculo é inferior à resistência. No entanto, na maioria dos movimentos habituais, o trabalho nunca é puramente positivo ou negativo (HOLLMANN; HETTINGER, 1989; LEHMKUHL; SMITH, 1998; BARBANTI, 1986; KOTTKE; LEHMAN, 1994).

Os exercícios dinâmicos podem ser realizados com o auxílio de vários equipamentos de treino de força. Dentre eles destaca-se o peso fixo, a corda elástica



(trabalho isotônico) e o dinamômetro isocinético, cada qual caracterizado por um tipo de resistência diferente. Isto se deve a diferentes características mecânicas, principalmente à relação entre a magnitude do braço de momento e a resistência que cada um proporciona ao longo do deslocamento angular de um determinado movimento.

Os pesos fixos proporcionam uma resistência sempre constante, mas o momento de força varia durante o deslocamento angular; enquanto que materiais elásticos (tubos de látex – que denominamos de “corda elástica”, *thera-band*<sup>®</sup>, molas) oferecem resistência variável progressiva, ou seja, o braço de resistência varia de forma crescente, proporcionando uma maior resistência na parte final do movimento. O dinamômetro isocinético já oferece uma resistência proporcional à força máxima desenvolvida pelo sujeito para que ele mantenha uma velocidade constante pré-determinada (HOLLMANN; HETTINGER, 1989).

A sobrecarga fixa pode ser aplicada de várias formas, como simplesmente adaptar um peso à extremidade do membro exercitado ou levantar pesos por uma série de alavancas ou polias dos aparelhos de musculação (PRENTICE; VOIGHT, 2003). Os pesos fixados diretamente aos membros permitem a realização de exercícios mais próximos dos gestos desportivos, a variação da velocidade, a mobilização de todos os grupos musculares da cadeia cinética, bem como dos músculos sinergistas e estabilizadores. Os aparelhos de musculação podem oferecer resistências variáveis progressivas, assim como a corda elástica (figura 1), e resistências variáveis acomodativas, em que o braço de resistência acomoda as variações das capacidades de produção de força do músculo (HOLLMANN; HETTINGER, 1989).



Figura 1: Corda elástica

O dinamômetro isocinético (como por exemplo, o Biodex – figura 2) possui como vantagem a sua capacidade de adaptar a sobrecarga, aliviando-a onde o movimento provoca dor. Estudos sugerem que os programas de reabilitação que incorporam o exercício isocinético são mais eficazes do que os programas que não o incluem. Seu custo no Brasil é muito elevado, o que faz com que sua aplicação seja

restrita a grandes centros. Como alternativa, a corda elástica é bastante utilizada por oferecer uma resistência variável e progressiva durante o arco de movimento, além de ser mais versátil e viável economicamente (PRENTICE; VOIGHT, 2003; AZEVEDO; ALVES, 2003).



Figura 2: Dinamômetro isocinético (Biodex Medical Systems®, Inc, 2005).

O profissional de fisioterapia ainda não encontra muitos subsídios para a melhor escolha entre os diversos equipamentos e técnicas disponíveis para fortalecimento muscular. Isto porque os estudos biomecânicos necessários para avaliar o desempenho de um dado exercício geralmente passam pela medida de força, a qual apresenta certa dificuldade.

## 2.2 FORÇA MUSCULAR

O termo força muscular remete à capacidade do músculo de gerar tensão. Tal definição difere de suas diversas expressões, como a potência muscular, que se refere à natureza explosiva de produzi-la e a resistência, que é a capacidade de exercer força ou potência durante um período de tempo prolongado (AMADIO, 2002; BARBANTI et al., 2002).

O elemento responsável pela geração de força e de suas expressões é o músculo. As forças musculares agem através do sistema de alavancas ósseas e dependem de fatores nervosos, musculares e biomecânicos (HOLLMANN; HETTINGER, 1989).

### 2.2.1 Fatores nervosos

Neste item, torna-se necessário a abordagem de alguns aspectos fisiológicos da contração muscular.

A unidade funcional do músculo é a unidade motora (UM), que consiste em um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares por ele inervadas (figura 3). As fibras musculares constituem a unidade estrutural contrátil, ou seja, a unidade elementar geradora de força. Uma única UM pode ter de 3 a 2000 fibras musculares, dependendo do grau de controle e força requerido pelo músculo. Os músculos que controlam movimentos finos, que exigem força precisa e baixa, têm menor número de fibras musculares por UM, geralmente menos que 10 fibras por UM, do que aqueles músculos que controlam grandes movimentos e exigem muita força, que podem conter de 100 a 1000 fibras por UM (RASH, 2002).

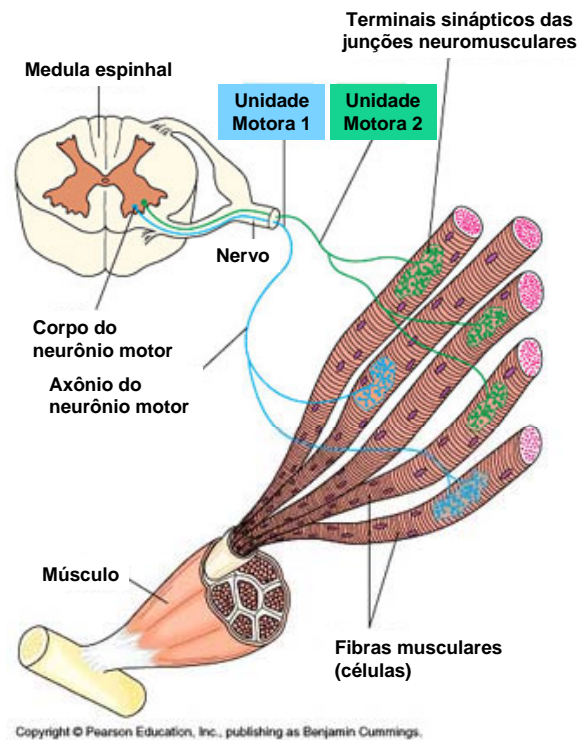


Figura 3: Estrutura da unidade motora (adaptado de <http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/c49x38motor-unit.jpg>).

A contração das fibras musculares ocorre quando são gerados os potenciais de ação no neurônio motor que as supre. Quando o potencial de ação do nervo atinge o terminal do axônio e alcança um limiar de despolarização, se espalha ao longo da membrana do músculo, e é assim denominado potencial de ação muscular. Este potencial de ação se propaga nas duas direções da fibra muscular, desencadeando todo o processo do deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina, principais proteínas contráteis das miofibrilas (figura 4); dessa forma, é promovida a contração muscular (FOX; KETEVIAN, 2000).

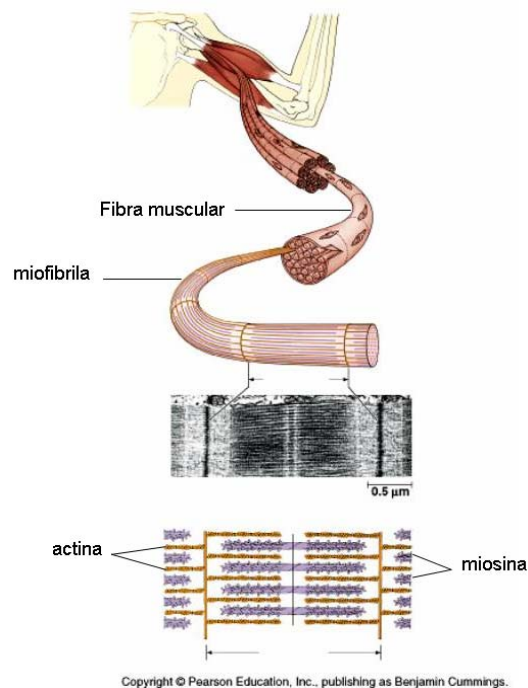


Figura 4: Constituição da fibra muscular  
(adaptado de: <http://fig.cox.miami.edu/~cmallery/150/neuro/49x26.jpg>).

Em contrações voluntárias, a força é modulada pelo sistema nervoso central por uma combinação de i) recrutamento de UMs, que se refere ao controle do número e tipo de fibras acionadas (somatória espacial), ii) alteração na frequência de ativação das UMs (somatória temporal) e ainda iii) sincronização da ativação das UMs, que pode ser definida como a coincidência temporal dos impulsos de duas ou mais UMs, e quanto maior for a capacidade de recrutar unidades motoras simultaneamente, num dado momento, maior será a força produzida pelo músculo (FOX; KETEVIAN, 2000; BARBANTI et al., 2002).

Estes mecanismos atuam em diferentes proporções dependendo do músculo. Músculos relativamente pequenos, como os da mão, e músculos grandes, os dos membros, são controlados por diferentes esquemas de recrutamento e taxa de ativação (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Durante o recrutamento, quando ativação ocorre em qualquer frequência constante, a força muscular é aproximadamente proporcional à soma da área de secção transversal das fibras musculares ativadas (BIGLAND-RITCHIE, 1981).

As fibras de cada UM estão espalhadas no volume do músculo juntamente com fibras de outras unidades (figura 5), assim, se uma única UM é estimulada, uma porção grande do músculo pode se contrair e se UMs adicionais são ativadas, o músculo se contrai com mais força (NORDIN; FRANKEL, 2001). Na maioria das funções motoras ocorre um recrutamento ordenado das UMs. Segundo o princípio da área proposto por Henneman, há um arranjo hierárquico durante uma contração muscular, tipicamente em contrações isométricas, sendo que as UMs pequenas e lentas, de baixo limiar, com fibras musculares de menor diâmetro, são tipicamente recrutadas primeiro e, à medida que a necessidade de produção de força aumenta, as UMs grandes e rápidas, de alto-limiar, com maiores fibras musculares são recrutadas progressivamente. O mesmo princípio parece ser válido em ações isotônicas concêntricas (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002; BIGLAND-RITCHIE, 1981).

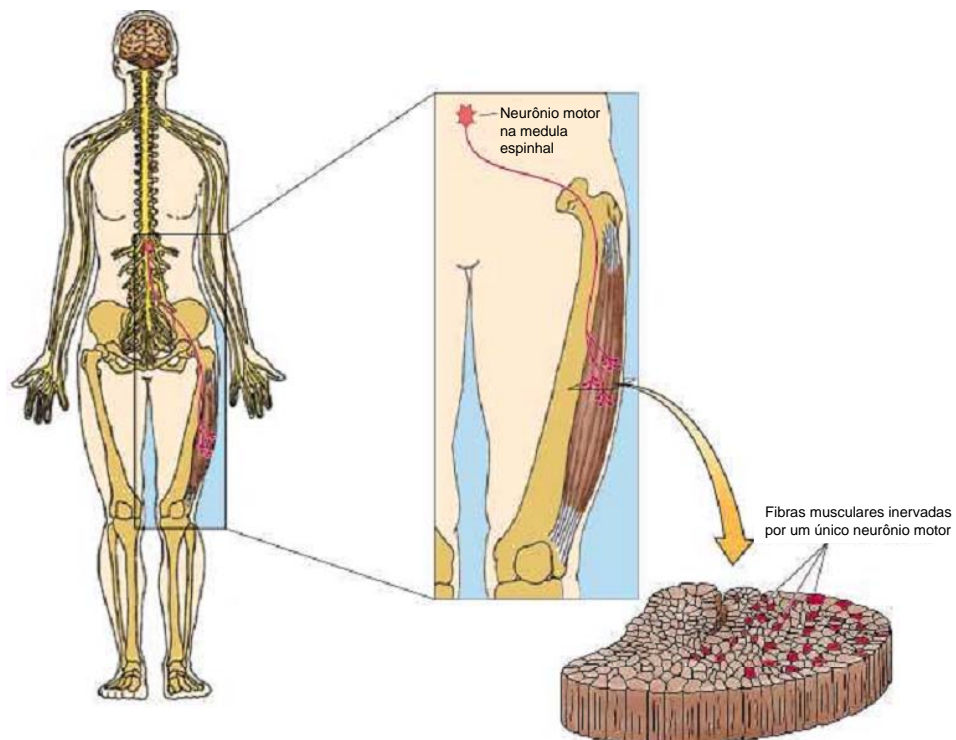


Figura 5: Ilustração da distribuição das fibras musculares de uma única UM (adaptado de [http://www.utdallas.edu/~tres/integ/mot1/display1\\_05.html](http://www.utdallas.edu/~tres/integ/mot1/display1_05.html)).

Para a maioria dos músculos, o nível de força em que diferentes tipos de UM são recrutadas durante contrações voluntárias gradativas é pouco conhecido. Tem sido mostrado que o recrutamento total é obtido com diferentes porcentagens de contração máxima, dependendo de fatores como a área muscular, composição dos tipos de fibras, taxa de inervação e função muscular. Essas diferenças na dependência do recrutamento versus frequência de ativação para a gradação da força podem contribuir para diferentes relações EMG-força observadas experimentalmente.

No entanto, força muscular e o potencial de ação são ambos proporcionais ao número e diâmetro das fibras musculares ativas. No aspecto fisiológico, força e EMG também podem ser proporcionais à frequência de ativação. Entretanto, em alguns níveis, mais força é realizada ao dobrar a taxa de ativação do que ao dobrar o número de fibras recrutadas. Em altos níveis de força esta relação é inversa, pois o aumento da taxa de disparo gera pequena ou nenhuma produção de força adicional (BIGLAND-RITCHIE, 1981).

### **2.2.2 Fatores musculares**

Os fatores musculares que influenciam a capacidade do músculo em produzir força são: a área da secção transversal do músculo (que é diretamente proporcional à força), os tipos de fibras musculares e o tipo de contração muscular. Vale ressaltar também que o arranjo de fibras de cada músculo determina a quantidade de força que o músculo pode produzir e o comprimento no qual os músculos podem se contrair, em determinada velocidade (FOX; KETTYIAN, 2000).

As fibras musculares são classificadas em tipo I e tipo II, de acordo com suas capacidades metabólicas e funcionais. Assim como o número de UMs por músculo é muito variável, a proporção entre os tipos de fibras também varia entre indivíduos (RASH, 2002; FOX; KETTYIAN, 2000).

As fibras musculares do tipo I são aeróbicas, vermelhas (devido ao maior suprimento de sangue), tônicas e de contração lenta, utilizam a fosforilação oxidativa para produção de energia, são mais numerosas e estão localizadas mais profundamente

no músculo. Apresentam tempo de contração muito longo e alta resistência à fadiga, assim, são mais adequadas para contrações sustentadas ou repetidas que requerem tensão relativamente baixa.

Já as fibras musculares do tipo II são anaeróbicas, brancas, fásicas e de contração rápida. Por se contraírem e relaxarem rapidamente, geram mais força, porém não são resistentes à fadiga. Utilizam a glicólise para sua demanda de energia, e por isso encontram-se localizadas mais próximas da superfície dos músculos, onde a vascularização é menor. Essas são subdivididas em IIA, que são intermediárias, utilizando vias aeróbicas e anaeróbicas; e IIB, tipicamente anaeróbicas (POWERS; HOWLEY, 2000).

As fibras do tipo I são primeiramente recrutadas, estando sempre ativas independentemente da intensidade do exercício, seguidas pelo tipo IIA e em níveis mais altos do tipo IIB. As fibras do tipo II são recrutadas em esforços rápidos, de alta potência e intensidade (FOX; KETTYIAN, 2000; GERDLE et al., 1991).

Outras dimensões que envolvem a força muscular passam pela estrutura contrátil e elástica do músculo. As unidades contráteis se referem às proteínas das unidades funcionais do músculo, os sarcômeros, destacando os filamentos finos de actina e os grossos de miosina (figura 4). O componente elástico está presente nas bainhas de tecido conjuntivo que envolve o músculo (epimísio), cada fibra muscular (perimísio) e cada miofibrila (endomísio), que se unem nas extremidades para formar os tendões. Durante a contração muscular concêntrica ocorre um deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina; o comprimento dos filamentos permanecem constantes, mas o comprimento muscular diminui. Já durante uma contração isométrica, ocorre o deslizamento dos elementos contráteis e estiramento dos elásticos; ou seja, o trabalho muscular é executado, embora não haja movimento e trabalho mecânico externo (FOX; KETTYIAN, 2000; NORDIN; FRANKEL, 2001).

Quando os filamentos de actina e miosina se sobrepõem ao longo dos seus comprimentos inteiros e o número de pontes cruzadas é máximo, isto é, quando a fibra muscular está aproximadamente no seu comprimento de repouso, o músculo pode gerar sua tensão máxima. Se a fibra encontra-se em comprimentos mais curtos, a capacidade máxima de tensão diminui, porque dessa forma ocorre a sobreposição dos filamentos finos, diminuindo as ligações entre as proteínas contráteis. Durante o alongamento, a capacidade máxima também diminui, pois os sarcômeros serão alongados e haverá

menos junções entre os filamentos. O comprimento no qual a força produzida é mais intensa varia entre diferentes músculos de um mesmo indivíduo, mas não se modifica no mesmo músculo em indivíduos diferentes (NORDIN; FRANKEL, 2001; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002).

Juntamente ao componente da tensão ativa gerada pelo deslizamento dos filamentos, é adicionada a contribuição dos tecidos conectivos (ou elásticos), que quando estirados, produzem tensão passiva. Em comprimentos mais curtos, esses elementos passivos são “afrouxados” e sua contribuição para a tensão gradualmente diminui conforme a “frouxidão” aumenta (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002).

Como visto, o efeito do comprimento na capacidade de geração de força é bem documentado quanto aos componentes elástico e contrátil do músculo. Esta relação não linear, não monotônica, é apresentada na figura 6. A força produzida pelo músculo consiste de dois componentes: a força passiva elástica (curva 1) exercida pelos componentes elásticos do músculo, e a resposta excitação-força, desenvolvida pelo mecanismo contrátil (curva 2). A soma dos dois componentes produz a curva 3, que representa a força total do músculo em função do seu comprimento. A curva mostra que a força máxima é gerada quando o músculo é estirado em aproximadamente 1,2 a 1,3 vezes seu comprimento de repouso. Tal posição frequentemente coincide com o comprimento do músculo na posição relaxada. Parece que a arquitetura anatômica do sistema músculo-esquelético é organizada em benefício das características comprimento-força do sistema muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

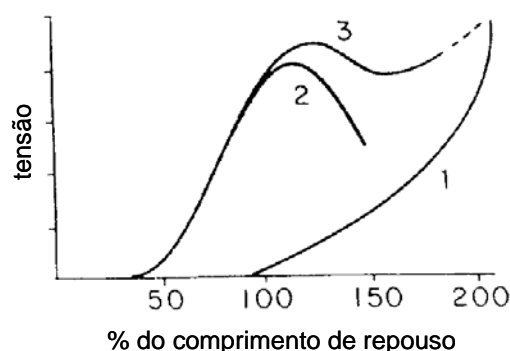


Figura 6: Curva força-comprimento para um músculo isolado (adaptado de Basmajian e De Luca, 1985).

Além das características comprimento-dependentes da força, há também as velocidade-dependentes, ou seja, entre os movimentos concêntricos, os excêntricos e os



isométricos, há uma diferença importante em termos do comportamento da força (figura 7). Esta diferença apresenta-se, entre outros fatores, vinculados à fisiologia muscular, aos aspectos biomecânicos e ao controle neural das UMs (BARBANTI et al., 2002).

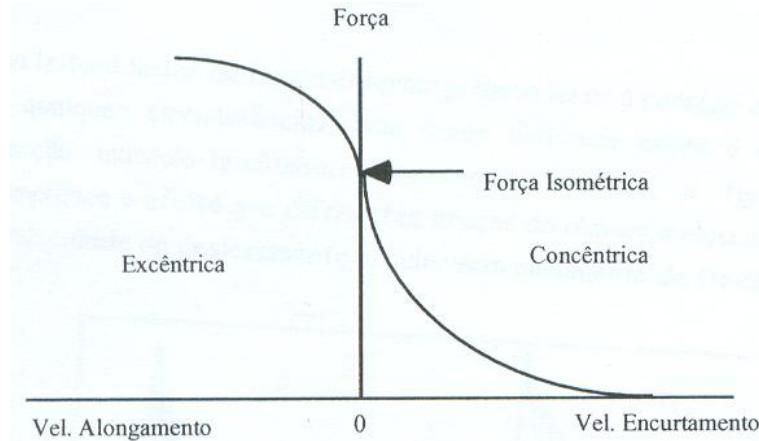


Figura 7: Curva força-velocidade para um músculo isolado (BARBANTI et al., 2002).

A capacidade de um músculo gerar força é mais elevada numa situação isométrica (velocidade de contração igual a zero) do que numa contração concêntrica, sendo que, esta capacidade diminui à medida que se aumenta a velocidade de contração. A velocidade de encurtamento de um músculo quando se contrai concentricamente é inversamente relacionada à força.

A velocidade de encurtamento é máxima quando a carga externa é zero, mas à medida que a carga aumenta, o encurtamento muscular é cada vez mais lento até a carga externa se igualar a força máxima que o músculo pode exercer (contração isométrica). Se essa carga continuar aumentando ainda mais, o músculo se contrai excêntrica. Observa-se na figura também que durante uma contração excêntrica, o músculo é capaz de desenvolver tensões maiores do que no caso isométrico, e neste caso a força aumenta com a velocidade de contração muscular. Dessa forma, a relação carga-velocidade é inversa à da contração muscular concêntrica, porém proporcional à da contração muscular excêntrica, como demonstra a figura (BARBANTI et al., 2002; NORDIN; FRANKEL, 2001).

### 2.2.3 Fatores biomecânicos

Quanto à natureza biomecânica, os fatores que influenciam a capacidade do músculo de produzir força são as variações angulares da articulação, que alteram a alavanca muscular e a alavanca exterior, e os diferentes tipos de resistência aplicada.

A alavanca muscular é a distância perpendicular entre o eixo da articulação e a linha de ação do tendão. A variação do ângulo articular altera o braço de alavanca muscular, que por sua vez determina maior ou menor vantagem mecânica para o membro exercer determinada força. Deve-se lembrar aqui que o centro de rotação instantâneo de uma articulação, que é o ponto onde o torque líquido é zero, não é fixo na maioria das articulações.

A alavanca exterior refere-se à distância entre o eixo articular e o ponto de aplicação da resistência. Esta distância também é alterada quando o ângulo articular é modificado.

As diferenças entre os tipos de sobrecarga – resistência fixa, elástica e isocinética – e como estas interferem nas características da força muscular já foram abordadas no capítulo 2.1.

Apesar de tais considerações a respeito da força muscular serem bem estabelecidas, há dificuldade em aferir a força diretamente e recorre-se então a métodos indiretos de medição na área de biomecânica.

## 2.3 BIOMECÂNICA

A biomecânica pode ser definida como a interdisciplinaridade que descreve, analisa e avalia o movimento humano. Trata-se da aplicação de princípios matemáticos, com suas leis e conceitos mecânicos, a sistemas biológicos. Estuda a atuação de forças internas e externas sobre eles, a geração das forças por esses sistemas, e os efeitos dessas forças sobre cada parte do organismo humano. Nesta abordagem, são

investigadas principalmente as forças musculares, forças de compressão articular e forças ligamentares. Essas forças podem ser calculadas indiretamente por intermédio de parâmetros da cinemática e dinâmica do movimento, bem como das características mecânicas do aparelho locomotor e de suas estruturas funcionais. A biomecânica externa refere-se às características observáveis exteriormente ao corpo estudado, como por exemplo, o seu deslocamento no espaço – posição, velocidade, aceleração; as forças aplicadas externamente, as forças de reação e a atividade elétrica muscular (AMADIO; BARBANTI, 2000; AMADIO, 1996).

A abordagem do comportamento muscular pode ser feita através de métodos de análise biomecânica: antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia (EMG). Utilizando-se destes métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo uma maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano. (AMADIO; BARBANTI, 2000).

A cinemetria determina os parâmetros cinemáticos do movimento, ou seja, posição e orientação espacial. A fim de se descrever o movimento de cada segmento, ou seja, a posição, a velocidade e a aceleração, pode-se utilizar equipamentos de vídeo para o registro de imagens e/ou sensores que permitem medir as variáveis cinemáticas, como o acelerômetro, o goniômetro e o ultra-som.

A dinamometria consiste na verificação, através de transdutores de força, das variáveis dinâmicas externas, como as forças externas de reação do solo e as forças dos membros. Estas são de particular interesse nas atividades motoras estáticas ou dinâmicas, que podem envolver alguma fase de apoio. Para tanto, podem ser utilizados plataforma de força, célula de carga e o sistema f-scan.

As grandezas derivadas da anatomia humana são objetos de estudo da antropometria. A antropometria fornece a segmentação da estrutura adequadamente dividida para a análise matemática, além de determinar os parâmetros geométricos e inerciais do corpo humano. Os parâmetros geométricos incluem: a forma geométrica de cada segmento, as posições das articulações entre os segmentos, a posição do centro de massa de cada segmento corporal, bem como os pontos de origem e inserção dos músculos para determinação das linhas de ação das forças musculares e os braços de alavanca. É possível determinar também as variáveis inerciais: a massa de cada segmento, o momento de inércia e o raio de giração (AMADIO, 1996).

A eletromiografia é o termo que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo, e permite obter informações a respeito dos processos fisiológicos ocorrentes durante a contração.

Para o estudo da força muscular, neste trabalho, a EMG foi associada a um modelo biomecânico; assim, algumas considerações que envolvem essas ferramentas serão detalhadas nos tópicos seguintes.

### **2.3.1 Modelagem biomecânica e simulações**

A modelagem biomecânica é um instrumento útil para explorar muitas áreas da função humana, particularmente para descrever e avaliar os movimentos. Modelo biomecânico é uma representação de uma ou mais características de um sistema, que tem como objetivo aprimorar a compreensão do objeto em estudo. Utiliza a matemática na forma de equações como a linguagem de expressão que irá caracterizar os aspectos do sistema que está sendo modelado (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Quando o objetivo é estudar o sistema muscular, os modelos biomecânicos podem abranger as variações geométricas do músculo e da articulação ao longo do movimento (AZEVEDO; ALVES, 2003). Incorpora-se também a dinamometria, para quantificar a intensidade das forças externas, e a cinemetria, para obter o posicionamento angular, a fim de mensurar indiretamente as forças musculares internas durante o exercício.

A cinemática medida (velocidades e acelerações) pode ser utilizada para prever a cinética (forças e movimentos); denomina-se então essa abordagem como dinâmica inversa, que é útil quando as características do movimento são acessíveis, porém a mensuração das forças ou dos momentos reais é muito difícil. Os modelos de dinâmica inversa são usados comumente para estimar as forças e os momentos internos nas articulações, e também proporcionam um meio não-invasivo de calcular as forças musculares e os torques (WHITING; ZERNICKE, 2001).

As descrições matemáticas de um determinado movimento devem ser precedidas por um modelo biomecânico que contemple as estruturas anatômicas envolvidas no

movimento, assim como a distribuição das forças e momentos articulares levando em conta uma referência bi ou tridimensional (AMADIO, 1996).

Frente à dificuldade de quantificar a força muscular exigida quando o membro é submetido a determinada sobrecarga, a construção de modelos biomecânicos representativos das articulações humanas pode ter a finalidade de estimar os efeitos das forças externas nas estruturas internas do corpo, utilizando de procedimentos indiretos, ou seja, não-invasivo para simular diversas situações motoras.

As simulações estão relacionadas intrinsecamente aos modelos. Uma simulação consiste no processo de utilização do modelo validado para executar as experiências destinadas a abordar questões relacionadas ao sistema em estudo e seu funcionamento (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Particularmente, a articulação do joelho é a mais complexa em termos mecânicos e uma das mais simples em termos funcionais. As estruturas ósseas que compõem esta articulação são os côndilos do fêmur, a patela, o platô tibial e a cabeça proximal da fíbula – figura 8 (KAPANDJI, 2000). O modelo biomecânico da articulação do joelho deve considerar que esta articulação é policêntrica, ou seja, para cada grau de flexão da articulação existe um eixo de rotação instantâneo diferente. (YAMAGUCHI; ZAJAC, 1989).



Figura 8: Vista lateral das estruturas de interesse para o modelo biomecânico do joelho, ao estudar o mecanismo extensor: músculo quadríceps, patela, tendão patelar, tibia e fêmur (adaptado de <http://www.aclsolutions.com/anatomy.php>).

Neste estudo, abordaremos o modelo biomecânico da articulação do joelho para o movimento de extensão da perna, isto é, para a simulação da força gerada pelo grupo muscular quadríceps.

### 2.3.1.1 Os músculos em estudo

O quadríceps é um grande e potente músculo, constituído de quatro corpos musculares – reto femoral, vasto medial, vasto intermédio e vasto lateral (figura 9) – que se unem na porção distal da coxa, formando um único tendão que se insere no pólo superior da patela. O ligamento patelar apresenta sua inserção proximal no ápice da patela e sua inserção distal na tuberosidade anterior da tíbia de forma que suas fibras superficiais são contínuas, além da patela, com as fibras do tendão quadricipital.

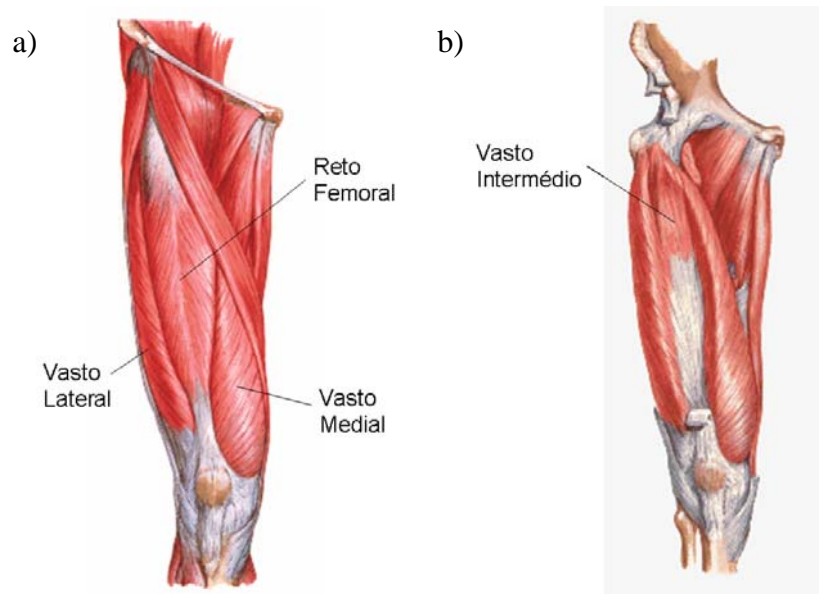


Figura 9: Vista anterior dos músculos da coxa, em suas camadas superficial (a) e profunda (b).

Este grupo muscular tem papel importante na estabilização, na proteção da articulação do joelho, na locomoção, nas atividades desportivas, e estão sujeitos a diversos tipos de lesões (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2000; GOULD III, 1993). Sabe-se que a função prejudicada do quadríceps diminui a estabilidade dinâmica do joelho, que é necessária para atividades como andar e subir escadas. Seu papel estático consiste em prevenir a torção do joelho na posição ereta (HINMAN et al., 2004; KAPANDJI, 1990; ANDREWS; HARRELSON; WILK, 2000).

Especificamente, o reto femoral cruza o quadril e o joelho anteriormente, sendo classificado, portanto, como biarticular, flexor do quadril e extensor do joelho. Esta propriedade particular o confere uma importância especial, em relação aos outros três

músculos, nas atividades do dia-a-dia. O reto atua nas duas fases da marcha: durante a impulsão motora do membro posterior e durante o avanço do membro oscilante (KAPANDJI, 1990).

Os vastos são monoarticulares, e têm como função a extensão do joelho. O vasto medial apresenta fibras em diferentes orientações; a porção de fibras longas é denominada vasto médio longo (VML) e a porção de fibras oblíquas, vasto médio oblíquo (VMO). Abordaremos aqui o músculo vasto medial como um todo e não será feita distinção entre suas duas porções.

Um adequado alinhamento da patela depende do equilíbrio entre os músculos VMO e vasto lateral; o desequilíbrio causado pela fraqueza do VMO, o único estabilizador dinâmico medial da patela, pode resultar em subluxação e dor na articulação patelo-femoral (SERRÃO et al., 2005).

Neste estudo, será dedicada atenção somente à função de extensão do joelho, quando realizada de forma ativa e em cadeia cinética aberta. Nesta situação, o músculo quadríceps se contrai e, por meio de seu tendão, traciona a patela, que por sua vez, por meio do ligamento patelar, traciona o segmento da tíbia.

A força do músculo quadríceps será estudada juntamente com sua atividade eletromiográfica, buscando uma relação em diferentes tipos de contração.

### **2.3.2 EMG**

EMG pode ser definida como um método de registro dos potenciais elétricos gerados nas fibras musculares durante suas contrações, podendo oferecer informações a respeito do comportamento do sistema muscular e do controle motor.

Na biomecânica, o registro da atividade eletromiográfica possibilita a investigação de quais músculos são utilizados em uma determinada tarefa, o momento da solicitação do músculo durante a evolução do movimento, a intensidade e duração da solicitação de tal músculo, e também fornece indícios do estresse muscular (HOLLMANN; HETTINGER, 1989).

É aplicada também na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, para a reeducação da ação muscular (biofeedback eletromiográfico); e na anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos (AMADIO, 1996).

O sinal mioelétrico (SME) é o registro de potenciais de ação produzidos durante uma contração muscular. Quando a membrana pós-sináptica de uma fibra muscular é despolarizada, ocorre um movimento de íons que gera um campo eletromagnético na redondeza das fibras musculares. O potencial de ação da unidade motora (PAUM) é a somação temporal e espacial dos potenciais de ação individuais de todas as fibras de uma UM (figura 10 –  $PAUM=h(t)$ ). Na figura,  $n$  representa o número total de fibras musculares de uma UM encontrada na área de captação do eletrodo, para assim os potenciais de ação serem registrados por ele. Os potenciais de ação associados com cada fibra muscular são apresentados do lado direito.

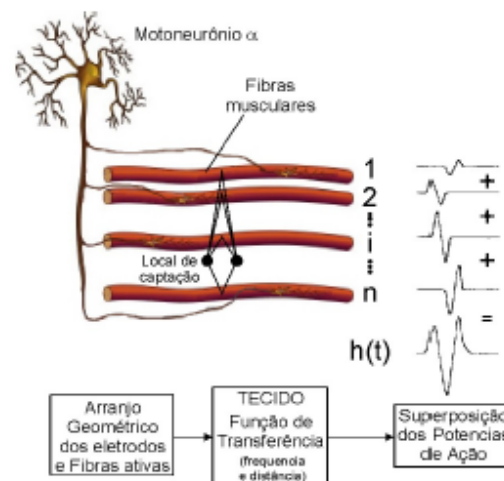


Figura 10: Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, que é captado pela EMG (adaptado de De Luca, 1979).

Porém a área de captação de um eletrodo quase sempre incluirá mais que uma UM, pois as fibras musculares de diferentes UMs encontram-se entrelaçadas ao longo de todo o músculo. Qualquer porção do músculo pode conter fibras pertencentes a 20-50 UMs. Um eletrodo localizado neste campo irá detectar a soma algébrica de vários PAUMs dentro de sua área de captação, ou seja, de diversos PAUMs de cada UM, que apresentam características diferentes entre si. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso envia uma seqüência de estímulos, para que as UMs sejam repetidamente ativadas, resultando em um trem de PAUMs. O sinal EMG será a



resultante da superposição espaço-temporal desses trens, considerando as várias UMs envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular – figura 11 (DE LUCA, 1979).

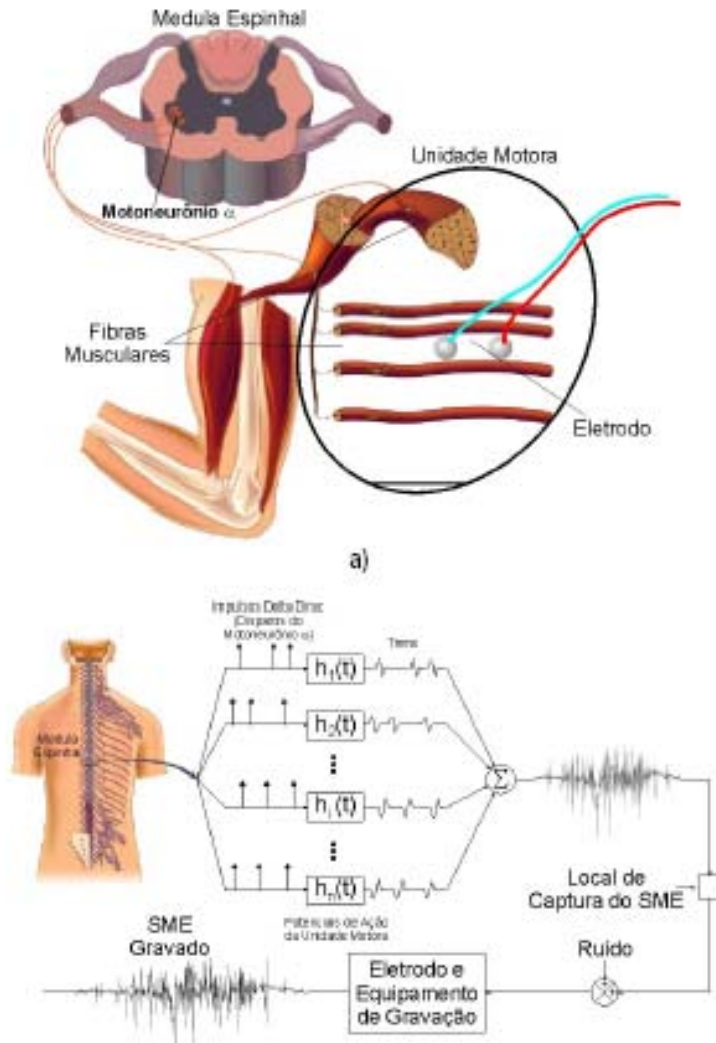


Figura 11: Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico (SME) a partir da somatória dos trens de PAUMs das  $n$  UMs a) aspecto anatômico. b) modelo fisiológico e instrumentação (adaptado de De Luca, 1979).

Ao se captar o sinal de EMG, a amplitude do PAUM depende de muitos fatores que incluem: taxa de disparo da UM, características da membrana da fibra muscular, diâmetro da fibra muscular, distância entre a fibra muscular ativa e o local de detecção, a área de superfície de registro dos eletrodos e a extensão em que os eletrodos estão distribuídos sobre o músculo. A forma de onda dos PAUMs registrada é determinada pelo filtro tecidual e pela velocidade de condução das fibras musculares. Por sua vez, o

filtro tecidual depende de fatores como o arranjo tridimensional das fibras musculares, a distância entre os eletrodos e a zona de inervação/tendão e também da distância entre os eletrodos e as fibras. O tecido existente entre a fibra muscular e o local do eletrodo cria um efeito de filtro passa-baixa, cuja largura de banda diminui com o aumento da espessura (ENOKA, 2000; GERDLE et al., 1991).

Além da EMG de superfície depender de propriedades fisiológicas e experimentais, é também influenciada por propriedades não fisiológicas como o tamanho do eletrodo, forma, colocação e as propriedades de filtro dos eletrodos utilizados (MATHUR; ENG; MACINTYRE, 2005). O objetivo é obter um sinal livre de ruído (artefatos de movimento, artefatos de 60 Hz, etc); e o tipo de eletrodo e as características do amplificador têm um importante papel na redução de artefatos do um sinal.

Há dois principais tipos de eletrodo: o de superfície e o invasivo (de fio ou agulha).

Os eletrodos invasivos captam maiores amplitudes e apresentam espectro de potência mais amplo, com frequências de até 10KHz. Proporcionam uma largura de banda aumentada, uma área de captação mais específica, capacidade de detectar o potencial de ação de uma única UM, isolamento de partes específicas de grandes músculos, capacidade para testar músculos profundos ou músculos pequenos, o que seria impossível utilizando-se eletrodos de superfície devido ao cross talk. No entanto esses eletrodos apresentam vários inconvenientes, como a necessidade de excelente esterilização, o perigo da quebra dos fios dentro do músculo e o desconforto do paciente, pois requerem uma agulha para inserção no ventre muscular. A inserção da agulha causa desconforto, e o desconforto pode aumentar a espasticidade do músculo. Como é muito difícil colocar o eletrodo de fio na mesma área a cada vez, a repetibilidade é baixa (RASH, 2002; DE LUCA, 1997). Tem sido mostrado que a variabilidade intersujeito é muito maior quando o sinal é detectado com eletrodos invasivos, do que com os de superfície (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Os eletrodos de superfície, por sua vez, são divididos em dois grupos. O primeiro são os eletrodos ativos, com amplificador diferencial (figura 12) que possui uma configuração que proporciona a vantagem de diminuir os artefatos de movimento e os ruídos; por isso, é o mais recomendado. O outro é o eletrodo passivo, que detectam o sinal EMG sem um amplificador e requerem extensiva preparação da pele. Com

eletrodos passivos, a razão sinal/ruído diminui e muitos artefatos de movimento são amplificados com o sinal real. Os eletrodos de superfície não provocam dor com sua aplicação, são fáceis de aplicar e permitem o estudo do movimento. Com a utilização destes eletrodos, o sinal de EMG captado apresenta frequências de até cerca de 500Hz e amplitudes variando entre  $5\mu\text{V}$  e  $50\mu\text{V}$  dependendo do músculo analisado e da configuração do eletrodo utilizado.

A utilização de eletrodos de superfície traz alguns pontos negativos: só podem ser utilizados em músculos superficiais e têm uma grande área de captação, aumentando o potencial para o cross talk dos músculos adjacentes. Além disso, a reaplicação dos eletrodos não é muito reproduzível, pois a captação do SME varia com mínimas mudanças no seu posicionamento, na preparação da pele, posição do membro e performance do sujeito (MATHUR, 2005).

Na biomecânica experimental, os eletrodos de superfície são os mais utilizados. Por razões técnicas, o eletrodo é tipicamente bipolar, ou seja, são necessários três pontos de detecção, sendo dois sinais em relação a uma referência; e o sinal é amplificado diferencialmente (figura 12).

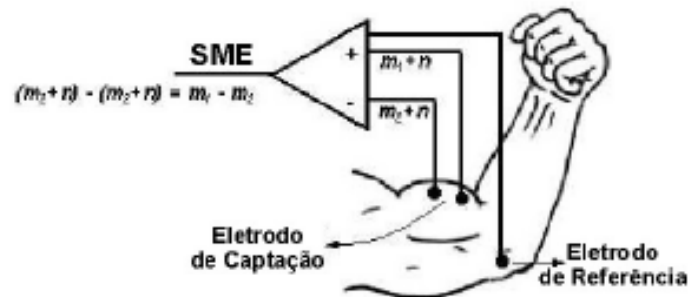


Figura 12: Amplificação diferencial, onde  $n$  representa o ruído do sistema e do ambiente e  $m_1 - m_2$  o SME resultante. Mostra também uma configuração bipolar (adaptado de De Luca, 2002).

Desde que as fibras compreendendo qualquer UM são dispersas por todo um amplo volume de músculo e interpostas com aqueles de muitos outros (figura 5), é geralmente assumido que o sinal captado provê um índice da atividade relativa no músculo como um todo. Entretanto, a atividade de músculos adjacentes pode contaminar o sinal EMG do músculo avaliado (BIGLAND-RITCHIE, 1981). Assim,

para avaliar a função muscular através de EMG de superfície, deve-se estar atento a presença do chamado cross-talk entre músculos adjacentes, principalmente em contrações máximas. A magnitude do cross-talk depende do músculo escolhido, sua ação durante a análise, tipo e posição do eletrodo e nível de esforço (DE LUCA, 1997).

É pressuposto que quando a localização do eletrodo é identificada com cuidado, pode-se reduzir ou quase eliminar o cross-talk. O melhor posicionamento deve prover um sinal de alta qualidade e o mais estável possível. Considera-se a melhor localização do eletrodo sendo entre o ponto motor e o tendão de inserção do músculo, além disso, suas barras de captação devem estar perpendiculares às fibras musculares e suas superfícies de captação separadas por no máximo 40 mm. De forma a obter padronização mais fidedigna dos dados analisados, o SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles) detalhou esses procedimentos (recomendações de configuração e posicionamento dos eletrodos) para músculos superficiais, que são adotados neste estudo (HERMENS et al., 1999; DE LUCA, 1997).

Uma correta interpretação dos sinais coletados também depende das técnicas de processamento do sinal de EMG. Após a captação do sinal, existem duas análises a que esse pode ser submetido: no domínio do tempo e da frequência.

A análise no domínio do tempo do sinal de EMG permite principalmente a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo servir como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas (ONISHI et al., 1999; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002). Neste tipo de análise podem-se utilizar basicamente o RMS (valor médio da raiz quadrada), a integral e o valor retificado pela média, que nos fornece parâmetros da amplitude do sinal (DE LUCA, 1997).

A análise no domínio da frequência determina o conteúdo de frequência do sinal de EMG. Um índice comum usado para caracterizá-lo é a frequência média ( $F_m$ ), que representa o valor central do espectro de frequência. Alternativamente, a frequência mediana ( $F_{med}$ ) é a frequência que divide o espectro em duas metades com base no conteúdo de energia do sinal (ENOKA, 2000). Estes parâmetros refletem a velocidade de condução da fibra muscular e o recrutamento da UM e decaem com a fadiga muscular, exibindo mudanças antes de qualquer modificação de força, sendo assim são aplicados principalmente como um indicativo de início de fadiga contrátil (DE LUCA, 1997). Entretanto, alguns autores, que têm estudado a relação entre o nível de força e a  $F_m$  e/ou

Fmed através de eletrodos de superfície, mostraram uma relação linear em condições isométricas (BILODEAU et al., 2003; GERDLE et al., 1991; KARLSSON; GERDLE, 2001; MORITANI; MURO, 1987).

Em se tratando da análise no domínio do tempo, a amplitude do sinal captado de músculos superficiais é atenuado por fatores como a resistência da pele e do tecido adiposo subcutâneo, que variam de uma localização para outra. Assim, não se pode comparar valores de EMG absolutos entre indivíduos, de um músculo para outro, e até para o mesmo músculo se a colocação dos eletrodos é alterada. Ressalta-se também que a EMG é um indicativo indireto de acontecimentos fisiológicos do músculo, os quais são extremamente individualizados. Comparações podem, entretanto, ser feitas se os valores são expressos como uma porcentagem daqueles obtidos durante contrações padronizadas, ou seja, normalizando previamente o sinal (BIGLAND-RITCHIE, 1981; ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995; RASH, 2002).

A normalização é descrita como crucial para comparações entre diferentes dias de medida, músculos, estudos, e principalmente entre os indivíduos, numa tentativa de minimizar as diferenças existentes relacionadas à altura, peso, massa muscular, treinamento e outros (ERVILHA; DUARTE; AMADIO, 1998).

Diversos referenciais são utilizados para a normalização do sinal de EMG. A utilização da máxima ou da média, correspondente de duas a três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) é a forma mais comum (PINCIVERO et al., 2003; KELLIS; BALZOUPOULOS, 1996; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; RASH, 2002). Em estudos do sinal de EMG de músculos da perna, foi demonstrado que o método de normalização pela CVIM apresenta menor variabilidade e maior confiabilidade interindivíduo quando comparado com a normalização pela média ou pelo pico de amplitude de contrações dinâmicas (EKSTROM; SODERBERG; DONATELLI, 2004). Já Ervilha, Duarte e Amadio (1998) concluíram que, durante a marcha, é mais indicado normalizar a intensidade do sinal EMG pelo pico do sinal ou pela média do mesmo, pois dessa forma os dados apresentam um menor coeficiente de variabilidade após normalizados. Entretanto, Rash (2002) afirma que um problema desse último método é que o sinal de EMG varia com a velocidade das articulações durante as contrações. Por isso, a menos que se padronize a velocidade, este método não pode permitir comparações entre os testes. Alguns autores (ONISHI et al., 2000; MARRAS; DAVIS, 2001) utilizaram contrações musculares em níveis menores do que o máximo,

encontrando melhor confiabilidade. Onishi et al. (2000) demonstraram que melhores resultados são obtidos utilizando 70% da CVIM.

### **2.3.2.1 A relação entre força e EMG**

A determinação das magnitudes e direções das forças que atuam nas articulações humanas tem sido um tópico de extrema relevância, mas problemático no campo da biomecânica. A mensuração de forças aplicadas na articulação e uma estimativa de como estas forças são divididas para os músculos adjacentes, ligamentos e superfícies articulares é fundamental para entender a função articular, bem como as disfunções. Esta informação também é necessária no design de implantes ortopédicos e tratamentos cirúrgicos, no desenvolvimento de modelos biomecânicos, tão bem quanto na compreensão básica do sistema mecânico musculoesquelético humano. Uma aproximação alternativa incorpora dados de EMG e dados anatômicos para se desenvolver métodos de estimação da força muscular (GORDON, et al., 2004, HOF e VAN DEN BERG, 1981). Neste caso, a EMG é utilizada para o estudo do mecanismo fisiológico da modulação da força (LINDEMAN et al, 1999).

Alguns autores afirmam não ser possível comparar EMG e força, justificando com as limitações inerentes da EMG de superfície. A força mensurada de um músculo em contração é resultado da atividade global de suas fibras musculares. Por outro lado, a EMG de superfície provê somente uma visão localizada da atividade elétrica do músculo, pois na maioria das vezes a superfície do eletrodo não possibilita captar todo o sinal gerado no volume muscular. Dessa forma, o número de PAUMs detectado pelo eletrodo é menor que o número de PAUMs ativos no músculo e a possibilidade de uma nova UM ser recrutada distante da área de captação do eletrodo é grande. Aquelas fibras musculares mais próximas ao eletrodo terão uma maior contribuição para o sinal EMG do que aquelas fibras localizadas mais distantes ao eletrodo. Conseqüentemente, pequenas variações na ordem de recrutamento espacial das UMs de diferentes contrações podem ter pequena influência na força muscular resultante, mas pode causar variações drásticas no sinal EMG captado (DE LUCA, 1997; SIEGLER et al.,1985). Além disso, em muitos músculos, UMs lentas, de baixo-limiar são concentradas em localizações mais profundas enquanto UMs rápidas estão em camadas superficiais. O

recrutamento de muitas UMs profundas pode aumentar a força com nenhuma variação significativa na amplitude. Em músculos maiores, mistos, a distribuição irregular e recrutamento de diferentes tipos de UMs podem gerar sinais captados na superfície que não refletem precisamente a atividade relativa do músculo em geral. Desse modo, a não-linearidade poderia resultar simplesmente porque essas unidades de baixo-limiar situam-se longe dos eletrodos ou porque há uma diferença entre as propriedades elétricas ou tensões específicas de diferentes tipos de UMs (BIGLAND-RITCHIE, 1981).

Apesar das limitações, há indícios também que uma proporcionalidade direta entre EMG e força poderia ser esperada, pois a EMG apresenta uma relação direta com os fenômenos musculares internos. A ativação elétrica das fibras musculares precede os eventos mecânicos, e por outro lado, a condição do aparelho contrátil influencia as propriedades de membrana das fibras musculares e, assim, os sinais mioelétricos (KARLSSON et al., 2003). Como a produção de força, a amplitude do potencial de ação gravado extracelularmente é determinada pela área de secção transversal da fibra, porém existe o inconveniente de ser essa relação complicada pelas diferenças na velocidade de condução ao longo da fibra. É claro também que a atividade elétrica no músculo é determinada pelo número de fibras musculares recrutadas e sua frequência média de excitação, os mesmos fatores que determinam a força muscular (BIGLAND-RITCHIE, 1981).

Quanto à sincronização da ativação das UMs, quando a EMG é normalizada, não exerce efeitos significantes na forma da relação EMG-força, contanto que o nível de sincronia é assegurado ser similar em diferentes níveis de excitação. Quanto mais longa a duração do PAUM, maior a porcentagem de aumento na amplitude de EMG causada pela sincronização. Em particular, a frequência de ativação das UMs parece ter um papel mais importante em pequenos músculos, enquanto o recrutamento tem maior influência por toda a amplitude de força contrátil em grandes músculos de composição de fibras mista (ZHOU; RYMER, 2004).

A aplicação de EMG no estudo da força muscular tem sido feita com êxito em contrações isométricas ou em setores limitados de contrações dinâmicas (DE LUCA, 1997; HERZOG et al., 1998; LLOYD; BESIER, 2003). É bem documentado que em condições isométricas a magnitude da EMG provê uma razoável estimativa de força exercida pelo músculo.

Basmajian e De Luca (1985) concluíram que a relação entre a intensidade do sinal EMG e a força aferida normalizados do músculo, durante uma contração isométrica, leva as seguintes características: existe uma considerável variação intersujeito; é dependente do músculo, é quase linear para pequenos músculos da mão e não-linear para os grandes músculos dos membros – esta distinção no comportamento pode possivelmente refletir a diferença nas propriedades de taxa de disparo e recrutamento de pequenos e grandes músculos, tão bem quanto outras considerações anatômicas e elétricas; é independente do nível de treinamento; e é independente da taxa em que a contração é gerada, com a restrição da contração ser não-balística e não-fadigante.

Em contrações dinâmicas, a relação EMG-força tem uma maior complexidade devido às características dinâmicas do movimento. Uma mudança no ângulo articular sobre o qual um músculo é fixado pode alterar a geometria muscular e então as posições relativas entre as UMs ativas e os eletrodos de superfície (KARLSSON et al., 2003). Isto pode causar uma mudança na EMG que não está relacionada com o impulso recebido pelo músculo proveniente do sistema nervoso. (ENOKA, 2000).

Outros fatores também devem ser cuidadosamente observados, como alterações geométricas entre as fibras musculares e o eletrodo, as relações força-comprimento e força-velocidade dos músculos, e a mudança do centro de rotação instantâneo da articulação que afetará o momento da inserção do tendão (DOORENBOSCH; HARLAAR, 2004; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Especialmente para variáveis espectrais de frequência, a interpretação da EMG de contrações dinâmicas pode ser ainda mais complicada por alterações na força ao longo da amplitude de movimento (e conseqüente mudanças no número de UMs ativas, nos tipos de fibras musculares ativas e na taxa de disparo), pelo movimento da junção neuromuscular com relação à posição dos eletrodos, por problemas com a não-estacionaridade do sinal etc. Para contrações estáticas é sabido que tais fatores significativamente influenciam a  $F_m/F_{med}$ . Além disso, a capacidade de força muscular é altamente dependente do comprimento da fibra e é também inversamente relacionada à velocidade de encurtamento (concêntrica) e diretamente relacionada à velocidade de alongamento (excêntrica) – figura 7. O espectro de frequência também é relacionado ao comprimento muscular, dado que mudanças em altas frequências têm sido demonstradas quando o comprimento diminui (LARSSON et al, 1999).



Mas apesar do relatado deslocamento do eletrodo e complicações, Larsson et al, (1999) verificaram uma alta reprodutibilidade do pico de torque e do RMS dos músculos VM, VL e RF durante três séries de dez contrações dinâmicas, sem remover os eletrodos.

Neste estudo, será avaliado o comportamento do sinal de EMG em relação à força muscular tanto em contrações isométricas quanto em isotônicas.

Sabe-se que em ambas as condições isométrica e isotônica, durante níveis de contração máximos é razoável concluir que todas UMs são recrutadas e ativas em altas taxas de disparo. Entretanto, pode haver diferenças em baixo nível de esforço. Durante contrações estáticas o recrutamento das UMs segue o princípio do tamanho, e o recrutamento de novas fibras continua até um certo nível de força máxima. Este nível (50-80%) parece variar entre músculos; após, a força adicional é obtida somente pelo aumento da frequência de ativação das UMs. Linnamo et al. (2003) concluíram que o princípio do tamanho é também válido durante contrações concêntricas, quando a força adicional é devido ao aumento da taxa de disparo de UMs já ativas. UMs rápidas podem aumentar sua frequência até 100% CIVM enquanto UMs lentas saturam em baixos níveis de força, de aproximadamente 60-80% CIVM. Também há algumas indicações de que o limiar de recrutamento é menor em contração dinâmica, ou seja, o total recrutamento das UMs é presente em mais baixos níveis na contração dinâmica do que na estática. Assim, por exemplo, UMs de alto limiar podem ser recrutadas em níveis de força dinâmica relativamente baixos. Ainda não é claro se diferenças no padrão de recrutamento entre contrações estáticas e dinâmicas em níveis de força submáximos resultará em diferentes relações EMG-força (KARLSSON et al., 2003).

Em se tratando da variável eletromiográfica utilizada para comparação com a força, são encontrados na literatura tanto estudos envolvendo a relação intensidade do sinal eletromiográfico-força quanto estudos que comparam força com a  $F_{med}$  e/ou  $F_m$  do sinal.

Como mostrado na “apresentação”, dados experimentais da relação amplitude (ou intensidade) de EMG de superfície e força tem freqüentemente levado a relatos de uma relação linear, mas alguns investigadores têm verificado relações curvilíneas com a EMG variando de modo positivamente acelerado enquanto a força de contração aumenta. Guimarães et al., 1994 obteve uma relação sigmóide, sendo que em baixos e altos níveis de estimulação, a EMG tendeu a aumentar proporcionalmente mais do que a

força média; e na região de estimulação intermediária (produção de força entre aproximadamente 5% e 88% da força tetânica máxima), a relação EMG-força média foi virtualmente linear. As diferenças nesses resultados experimentais podem ser atribuídas a vários fatores como características dos eletrodos (tamanho, colocação, unipolar x bipolar); relação da inervação; dificuldade na mensuração direta de força e de se coletar sinais eletromiográficos de músculos individualmente, diferenças na composição das fibras musculares dos músculos estudados – tipos de fibras e tecido conectivo, propriedades viscoelásticas – e diferentes mecanismos da estratégia de recrutamento das UMs (SOLOMONOW et al., 1990; HERZOG et al., 1998; GUIMARAES et al., 1994; MORITANI; MURO, 1987; LAWRENCE; DE LUCA, 1983; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). O ângulo articular, o comprimento da fibra muscular, o tipo de contração (em rampa, em degrau, balística, etc.) e o nível de fadiga também afetam muito o comportamento da relação força-EMG (ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995). Além disso, as relações comprimento-força e velocidade-força do músculo alvo, a possível atividade reflexa, e a mudança instantânea no centro de rotação da articulação, como já citados, são importantes fatores que interferem no tratamento dos dados (ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995; DE LUCA, 1997; HERZOG et al, 1998).

Os estudos da relação frequência-força também guardam a mesma controvérsia. O aumento na  $F_m$  e/ou  $F_{med}$  com o aumento da força são atribuídos ao resultado do recrutamento de novas e maiores UMs, com conseqüente aumento na velocidade do potencial de ação, já que  $F_m$  e  $F_{med}$  refletem a velocidade de condução média, que é proporcional ao diâmetro médio da fibra muscular. Assim, pode-se esperar que a direção da mudança na  $F_m/F_{med}$  com o aumento da força dependa do tamanho relativo das fibras musculares pertencentes às UMs (KARLSSON et al., 2003; HERMANS; SPAEPEN; WOUTERS, 1999). Apesar disso, Onishi et al. (2000) não encontraram qualquer correlação linear entre  $F_{med}$  e força de extensão do joelho. Farina, Fosci e Merletti et al. (2002), baseados em simulações e experimentos do bíceps braquial, concluíram que não é razoável esperar uma relação geral entre variáveis espectrais e força. Já Karlsson e Gerdle (2001), utilizando a transformada contínua de wavelet encontraram uma relação  $F_m$ -força positiva para ambos os sexos. Razões para essas inconsistências podem incluir: as técnicas para detectar alterações na  $F_m/F_{med}$ , o protocolo utilizado para obter a relação  $F_m/F_{med}$ -força, o tipo de músculo em estudo,

relações específicas do músculo, diferenças inter e intra-individuais na morfologia muscular, diferenças entre sexo, tamanho e configuração do eletrodo, espessura da pele (KARLSSON; GERDLE, 2001; KARLSSON et al., 2003). Durante contrações fadigantes, o comportamento da relação Fm/Fmed-força pode não ser fidedigna, já que a Fm/Fmed “refletem” a fadiga, que pode ocorrer simultaneamente a mudanças na produção de força (HERMANS; SPAEPEN; WOUTERS, 1999).

Dentre a variedade de fenômenos que podem contribuir para as diferenças nas relações EMG-força músculo-dependente, a interação agonista-antagonista de contrações simultâneas é uma consideração importante, especialmente em contrações isométricas, quando as articulações devem ser estabilizadas. Na maioria dos estudos relatados na literatura somente a força líquida ou o torque resultante da interação agonista-antagonista é mensurado. Em muitos casos esta aproximação provê a informação correta com respeito ao envolvimento do agonista como músculo de interesse. Entretanto, em várias circunstâncias envolvendo a necessidade de estabilizar a articulação, os antagonistas podem ser ativados. Esta situação é mais provável ocorrer quando a força mensurada aumenta. A influência dos antagonistas na relação entre EMG e força do músculo de interesse pode ser também alterada com o ângulo articular, posição dos membros, e sensação de dor (LAWRENCE; DE LUCA, 1983).

O cross-talk elétrico de músculos adjacentes é também inquestionavelmente uma possível contribuição para o comportamento da relação EMG-força. Novamente, sua influência se manifestaria mais proeminentemente quando a força mensurada do músculo aumenta. A presença do cross-talk é mais dominante em músculos menores, onde os eletrodos (especialmente os de superfície) são obrigatoriamente colocados próximos à musculatura adjacente. A complexidade do cross-talk é também determinada pela anisotropia do tecido muscular e homogeneidade dos tecidos adjacentes ao músculo. Por esta razão, frequentemente não é possível identificar de forma precisa a origem da contaminação do sinal fisiológico.

O grau de ação sinergista de outros grupos musculares e as variantes quantidades de co-contracção entre grupos musculares antagonistas podem alterar a contribuição da força do músculo em investigação na força líquida mensurada na articulação (LAWRENCE; DE LUCA, 1983). Idealmente, a fim de otimizar uma boa relação EMG-força, o músculo escolhido deveria unicamente gerar a força sendo mensurada; nem deveria ser aumentada pela ação do sinergista, nem diminuída pelos

antagonistas. Poucos músculos no corpo humano encontram esses critérios durante contrações voluntárias normais. Alguns dos pequenos músculos da mão agem relativamente independentes durante contrações de baixa força, mas quando esforços máximos são requeridos, a contração sinérgica tende a interferir (BIGLAND-RITCHIE, 1981).

A localização relativa de fibras musculares lentas e rápidas internamente ao músculo, sua distribuição e localização relativa ao eletrodo merecem também uma importante consideração. A amplitude do potencial de ação gerado por somente uma fibra muscular é proporcional ao diâmetro da fibra. Fibras rápidas – que, como já conhecido nos músculos primeiro interósseo dorsal e bíceps braquial, são geralmente maiores em diâmetro – têm maior amplitude de potenciais de ação do que fibras lentas, e conseqüentemente geram uma maior amplitude do sinal. Entretanto, a amplitude do PAUM que contribui para o sinal de superfície é uma função da distância entre as fibras ativas e os eletrodos de detecção: quanto maior esta distância, menor é a contribuição na amplitude. As maiores UMs, contendo os maiores diâmetros de fibras rápidas, são preferencialmente recrutadas em altos níveis de força de acordo com o princípio do tamanho (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965; HENNEMAN; OLSON, 1965). Assim, a localização relativa das fibras rápidas no músculo e em relação aos eletrodos determina como a atividade elétrica dessas UMs afeta o sinal de EMG de superfície (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Tem sido relatado que músculos com composição de tipo de fibras homogênea, como o sóleo do gato, têm uma relação EMG-força linear (GUIMARAES, 1994).

Solomonow et al. (1990) relatou que as relações EMG-força também dependem da estratégia de controle muscular. De acordo com esta estratégia, se as UMs ao redor do eletrodo são totalmente recrutadas em um nível baixo de força, a relação EMG-força pode ser linear. Pelo contrário, se as UMs ao redor do eletrodo são recrutadas gradualmente, tal relação pode ser não-linear. Entretanto, conseguir esse tipo de controle muscular é uma tarefa difícil que requer um longo treinamento do indivíduo. Bernardi et al. (1996) em seus estudos, realizou um treino de habilidades para essa estratégia e relatou que o treino foi insuficiente para obter resultados satisfatórios.

Frente a tanta complexidade que envolve a relação entre EMG e força, nos motivamos a tentar esclarecer, ou adotar uma metodologia que respeite, pelo menos alguns fatores, para que seja então viável a comparação entre essas duas grandezas. É

neste delineamento que nos propusemos a estudar a relação EMG-força em contrações isométrica e isotônica do músculo quadríceps, esperando contribuir nesta linha de pesquisa.

### **3. MATERIAL E MÉTODOS**

O estudo foi composto por três etapas. Primeiramente foi realizada a (1) simulação teórica da força muscular com base em modelos biomecânicos da atuação do quadríceps. Em seguida, a parte experimental, que consistiu de (2) ensaios para a determinação de uma curva-padrão de força isométrica máxima de extensão do joelho em função do ângulo articular e em seguida, um (3) estudo visando analisar o comportamento da relação entre a força muscular interna e o sinal de EMG durante exercícios isométricos e isotônicos. A seguir, descreve-se os materiais e a metodologia utilizados em cada etapa.

#### **3.1. SIMULAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DO QUADRÍCEPS**

Neste estudo, é fundamental a adoção de um modelo biomecânico adequado da articulação do joelho, para mensuração das forças transmitidas pelos músculos em estudo ao sistema esquelético. Para tanto, adotou-se um modelo relativamente simples, com uma representação bidimensional no plano sagital, adaptados para o estudo do comportamento dinâmico do músculo quadríceps, possibilitando a avaliação da força interna do mesmo durante o movimento de extensão sob resistência. Foram pesquisadas em modelos antropométricos existentes na literatura as medidas padrões necessárias para o estudo biomecânico, como comprimento ( $L_p$ ), peso da perna ( $W_p$ ) e distância do centro de massa ( $L_{cm}$ ). Tais parâmetros antropométricos foram obtidos pelo modelo antropométrico proposto por De Leva (1996). O peso do pé foi desprezado.

A partir da equação desenvolvida através do modelo biomecânico, foram realizadas as simulações da força do quadríceps, utilizando-se o software Origin 6.0. Para fins de comparação, as simulações foram realizadas considerando a aplicação das resistências elástica e fixa. Considerou-se também a utilização de um sistema mecânico específico para a realização dos exercícios que permite que a carga seja aplicada na extremidade do membro, sempre perpendicular a seu eixo.

O objetivo é identificar o perfil da força muscular exercida pelo quadríceps quando se aplica as diferentes forças de resistência. A análise do perfil da força utilizando as simulações é também importante para avaliar a ação muscular através do estudo das correlações entre EMG e força.

### **3.2. DETERMINAÇÃO DE UMA CURVA-PADRÃO DE FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DE EXTENSÃO DO JOELHO EM FUNÇÃO DO ÂNGULO ARTICULAR**

#### **Indivíduos e modelo antropométrico**

Para a realização deste estudo participaram 10 sujeitos do sexo feminino com características antropométricas distintas, saudáveis, sem histórico de patologias envolvendo a articulação do joelho, na faixa etária de  $20,4 \pm 1,6$  anos, massa de  $51,15 \pm 6,72$  Kg e altura de  $1,66 \pm 0,05$  m. Baseado nestes parâmetros, são obtidos os valores de peso da perna ( $W_p$ ), comprimento da perna ( $L_p$ ) e posição do centro de massa ( $L_{cm}$ ), variáveis utilizadas para o cálculo da força muscular interna de cada indivíduo.

Segundo o modelo antropométrico proposto por De Leva (1996), para indivíduos do sexo feminino, o  $L_p$  é igual a 24,9% da altura do indivíduo, considerando como ponto proximal o centro da articulação do joelho e o ponto distal o maléolo lateral; o  $W_p$  equivale a 4,81% do peso corporal total; e o  $L_{cm}$  corresponde a 44,16% do comprimento da perna, partindo do centro da articulação do joelho.

Todos os sujeitos foram submetidos aos protocolos de exercícios somente após assinarem um termo de consentimento livre e esclarecido (apêndice A) e receberem

informações sobre sua participação na pesquisa, conforme a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP – Presidente Prudente (apêndice B).

### **Instrumentação**

#### Sistema mecânico de exercício (figura 13)

Para a realização de estudos anteriores, foi desenvolvido um sistema específico para a realização dos exercícios que permite que a tensão elástica ou peso fixo sejam aplicados na extremidade do membro exercitado, sempre perpendicular a seu eixo. O sistema foi de grande utilidade para a padronização do exercício, porém restringe o posicionamento do indivíduo. Sua adequação foi projetada no sentido de garantir uma maior praticidade e para possibilitar um posicionamento adequado.

O sistema mecânico de exercício utilizado atualmente foi então confeccionado, e resultou em um equipamento com boa resistência e praticidade de manuseio, facilitando assim a coleta de dados. Além disso, manteve a padronização da forma como a resistência é aplicada e possibilita o alinhamento adequado da articulação do joelho.

Tal sistema consiste de uma cadeira, com regulagem de inclinação do encosto, altura e tamanho do assento, de forma que é possível posicionar confortavelmente o indivíduo sentado e também em decúbitos dorsal e ventral. A base de sustentação, medindo 1,90 x 0,80 m, garante bom suporte e estabilidade ao sistema. Fixado à cadeira, o sistema de alavanca, onde o membro é acoplado para realizar o exercício, também é ajustável a fim de que o eixo de rotação do sistema se alinhe perfeitamente ao eixo da articulação.

A roda do sistema de alavanca possui raio de 75 mm e em seu eixo de rotação existe um rolamento, pelo qual a roda está fixa à sua haste de sustentação. Conectada à roda está a haste da alavanca, onde é localizada uma manopla móvel para o acoplamento do tornozelo.

A resistência é obtida pela tração de um cabo de aço, que tem uma de suas extremidades ligada na roda e a outra, ligada à célula de carga por meio de um esticador. Esse mecanismo permite ajustes específicos do ângulo articular para cada voluntário, se o objetivo é realizar exercícios isométricos.



No caso dos exercícios isotônicos, a extremidade do cabo é conectada à corda elástica ou ao peso fixo. A corda elástica, por sua vez, é fixada na célula de carga, já o peso fixo corre livremente em uma roldana. Dessa forma, a resistência se mantém perpendicular ao eixo axial da perna durante todo o arco de movimento.

A figura 13 mostra a foto do sistema, quando utilizado para exercícios isotônicos com peso fixo.



Figura 13: Sistema mecânico de exercício.

### Eletromiografia, dinamometria e cinemetria

Durante todo o protocolo de exercícios, registrou-se o sinal eletromiográfico dos três músculos superficiais do quadríceps. A captação da atividade elétrica dos músculos foi realizada com eletrodos ativos de superfície, modelo Meditrace da marca 3M, com superfícies de captação de AgCl com 10 mm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados paralelamente entre si, separados por 20 mm, e longitudinalmente às fibras do músculo (figura 14). No cabo do eletrodo há um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common Mode Rejection Ratio) maior que 80 dB e impedância de 1012  $\Omega$ .

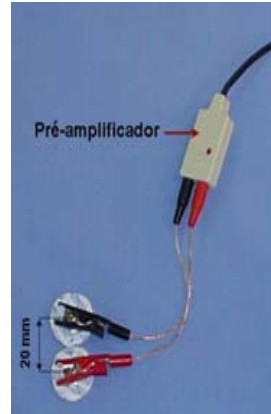


Figura 14: Eletrodos ativos utilizados para a captação do sinal eletromiográfico.

Para a realização da dinamometria foi utilizada uma célula de carga tipo strain-gauge, marca KRATOS, com capacidade para 5000N – ideal para as relações do sistema de alavancas utilizado; com o objetivo de medir a intensidade da sobrecarga aplicada (figura 15). Também foi utilizado um eletrogoniômetro constituído de um potenciômetro linear de precisão multivoltas de 10 k $\Omega$  acoplado à roda, para registrar sua posição angular (figura 16).



Figura 15: Célula de carga.

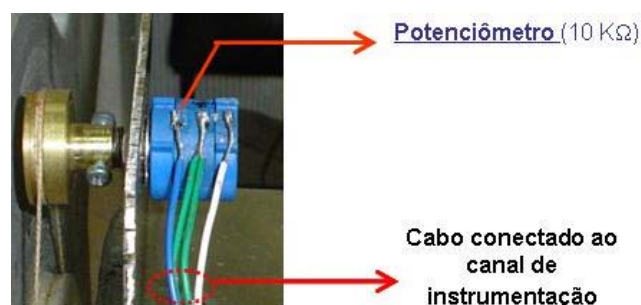


Figura 16: Eletrogoniômetro.

Todos os sinais foram captados em um módulo condicionador de sinais da marca Lynx, modelo EMG 1000. Nesse módulo, foram configurados os canais para receber os sinais da célula de carga, do eletrogoniômetro e de EMG, sendo que este último apresenta um filtro digital tipo Butterworth passa-baixa com frequência de corte de 500 Hz e um passa-alta com frequência de corte de 20 Hz. Todos os canais apresentam ganho final de 1000 vezes e frequência de amostragem de 2000 Hz.

A aquisição e armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos através do software Bioinspector 1.8 (Lynx).

### Procedimento experimental

Os ensaios experimentais foram realizados no Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da FCT/UNESP – Presidente Prudente, SP.

A análise EMG foi realizada nos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF) do membro dominante. O músculo vasto intermédio, quarto constituinte do grupo muscular quadríceps, não foi analisado por ser um músculo profundo, que inviabiliza a captação do sinal de EMG de superfície. Antes da fixação dos eletrodos para coleta dos dados mioelétricos os sujeitos foram submetidos à tricotomia, abrasão e limpeza dos locais de acoplamento. O posicionamento dos eletrodos obedeceu aos procedimentos recomendados pela SENIAM (HERMENS et al., 1999) – figura 17, e o eletrodo de referência foi colocado no punho do voluntário, com o para assegurar a qualidade do sinal.

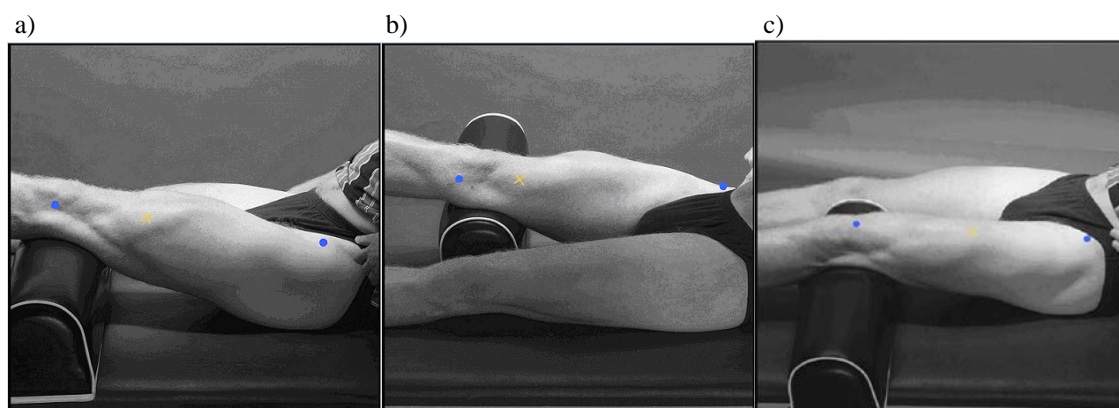


Figura 17: Esquema representativo do local de colocação dos eletrodos sobre os músculos: a) vasto lateral, b) vasto medial e c) reto femoral (HERMENS et al., 1999).

Após a colocação dos eletrodos, os voluntários foram posicionados adequadamente no sistema de exercícios, sentados com  $90^\circ$  de flexão de quadril e com a articulação do joelho alinhada ao eixo de rotação do sistema. Em seguida, foram realizados os testes de força máxima de extensão do joelho, aplicados com encorajamento verbal do examinador. Neste procedimento, a articulação foi posicionada em dez ângulos diferentes de flexão do joelho entre  $90^\circ$  e  $0^\circ$  ( $0^\circ$  representa a extensão total da articulação), e em cada angulação os sujeitos foram orientados a realizar três contrações voluntárias isométricas máximas (CIVMs) sustentadas – o que denominamos contrações máximas “em degrau” – por 6 segundos, com um intervalo de repouso de 5 minutos. A média das três CIVMs foi considerada como sendo a capacidade máxima de força que o sujeito consegue executar em cada ângulo.

### **Tratamento dos Dados**

A amplitude da EMG foi determinada pelo cálculo do *root mean square* (RMS), já fornecido pelo software, para se analisar o sinal no domínio do tempo. Os dados de dinamometria e EMG foram selecionados manualmente, descartando-se os 2 primeiros segundos de contração. O tratamento dos dados foi realizado no software Microcal Origin 6.0, sendo todos normalizados pelos valores correspondentes em  $60^\circ$  de flexão do joelho, ângulo em que foi obtido o maior valor de torque para o quadríceps em nossos experimentos. Em seguida, foram calculadas as médias dos 10 indivíduos para análise do comportamento geral de força máxima e EMG em função do ângulo articular.

### **3.3. ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA RELAÇÃO ENTRE EMG E FORÇA DURANTE EXERCÍCIOS ISOMÉTRICOS E ISOTÔNICOS**

#### **Indivíduos**

Para esta etapa, foram avaliados outros 10 sujeitos do sexo feminino, com características antropométricas distintas, saudáveis, sem histórico de patologias envolvendo a articulação do joelho, na faixa etária de  $21,6 \pm 1,6$  anos, massa de  $56,2 \pm 5$  Kg e altura de  $1,65 \pm 0,06$  m. Assim como na etapa anterior, os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e receberam informações sobre sua participação na pesquisa, conforme a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP – Presidente Prudente.

#### **Instrumentação**

A instrumentação utilizada foi idêntica à descrita na etapa 2.

#### **Procedimento experimental**

O procedimento também segue o descrito na etapa 2, diferenciando o protocolo de exercício executado pelo indivíduo.

Nesta etapa, a voluntária realizou o teste de força máxima do quadríceps somente em  $60^\circ$  de flexão do joelho, sendo 3 CIVMs sustentadas por 6 segundos. A média dessas contrações foi plotada na curva de força máxima obtida com os 10 indivíduos, prevendo-se assim a força máxima em outras angulações do joelho.

Em seguida, foram realizadas três repetições do exercício isométrico em rampa, em 5 angulações diferentes ( $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $80^\circ$ ), sendo que os indivíduos foram orientados a incrementar a carga de 0 a 100% CIVM num período de 6 segundos, ou seja, numa velocidade de aproximadamente 20% CIVM/s. O controle da força exercida foi adquirido por meio de feedback visual do registro da célula de carga. Os estudos consultados que utilizaram a contração em rampa (BILODEAU et al., 2003; BILODEAU et al., 1997; GERDLE et al., 1991; MORITANI; MURO, 1987; ONISHI et

al., 2000), determinaram um intervalo de repouso entre 2 e 5 minutos entre as contrações. A fim de se evitar a exaustão, utilizamos 5 minutos, já que não seria possível verificar alterações eletromiográficas relacionadas à fadiga localizada, comparando-se situações mecânicas totalmente diferentes, ou seja, não seria possível comparar o sinal de EMG captado em  $0^\circ$  com o mesmo em  $80^\circ$ , por exemplo. Optou-se pela contração em rampa também para que fosse reduzido o número de exercícios (ao invés de realizar três contrações em degrau para cada nível de força em cada ângulo), visto que quanto à normalidade e à estacionaridade do sinal, nenhuma diferença é observada entre a contração em rampa e a contração com o nível de força mantido (BILODEAU et al., 1997).

Para os exercícios isotônicos, a carga utilizada correspondeu a 15% da capacidade máxima em  $0^\circ$ . O indivíduo foi orientado a realizar 20 ciclos de flexo-extensão de  $90^\circ$  a  $0^\circ$  do joelho, com a resistência elástica, com o ritmo controlado por um metrônomo, de forma a se obter uma velocidade angular de aproximadamente  $30^\circ/s$ . Após 10 minutos de repouso, foram realizados os 20 ciclos de exercício com o peso fixo. Utilizou-se uma sobrecarga pequena para que se tivesse uma melhor possibilidade de correlacionar força com a EMG.

### **Tratamento dos Dados**

Os valores de força aplicada e RMS obtidos diretamente do software de aquisição foram tratados no software Microcal Origin 6.0. Para o estudo das relações em contração isométrica, os sinais de EMG foram normalizados pelos valores correspondentes em  $60^\circ$  de flexão do joelho, como na etapa anterior.

Os dados referentes à contração isotônica foram pré-selecionados manualmente, com base no registro da posição angular da perna. Foram selecionadas apenas as fases concêntricas, portanto de  $90^\circ$  a  $0^\circ$ , dos 10 melhores ciclos de cada modalidade de exercício. Em seguida, os sinais de EMG foram normalizados na base de tempo, onde o tempo é convertido em porcentagem do ciclo ( $90^\circ$  corresponde a 0% e  $0^\circ$  equivale a 100% do ciclo), para que sejam obtidos os valores médios de RMS e posição. A partir desses sinais, buscou-se um procedimento, a fim de correlacionar a atividade eletromiográfica com a força. Assim, os dados de dinamometria, cinemetria e EMG foram processados através de algoritmo específico em linguagem matlab, desenvolvido

especificamente para esta proposta pelo doutorando Fábio Mícolis de Azevedo, seguindo o fluxograma apresentado na figura 18. O detalhamento das etapas do processamento é feito juntamente com a exposição dos resultados, visando uma melhor compreensão por parte do leitor.

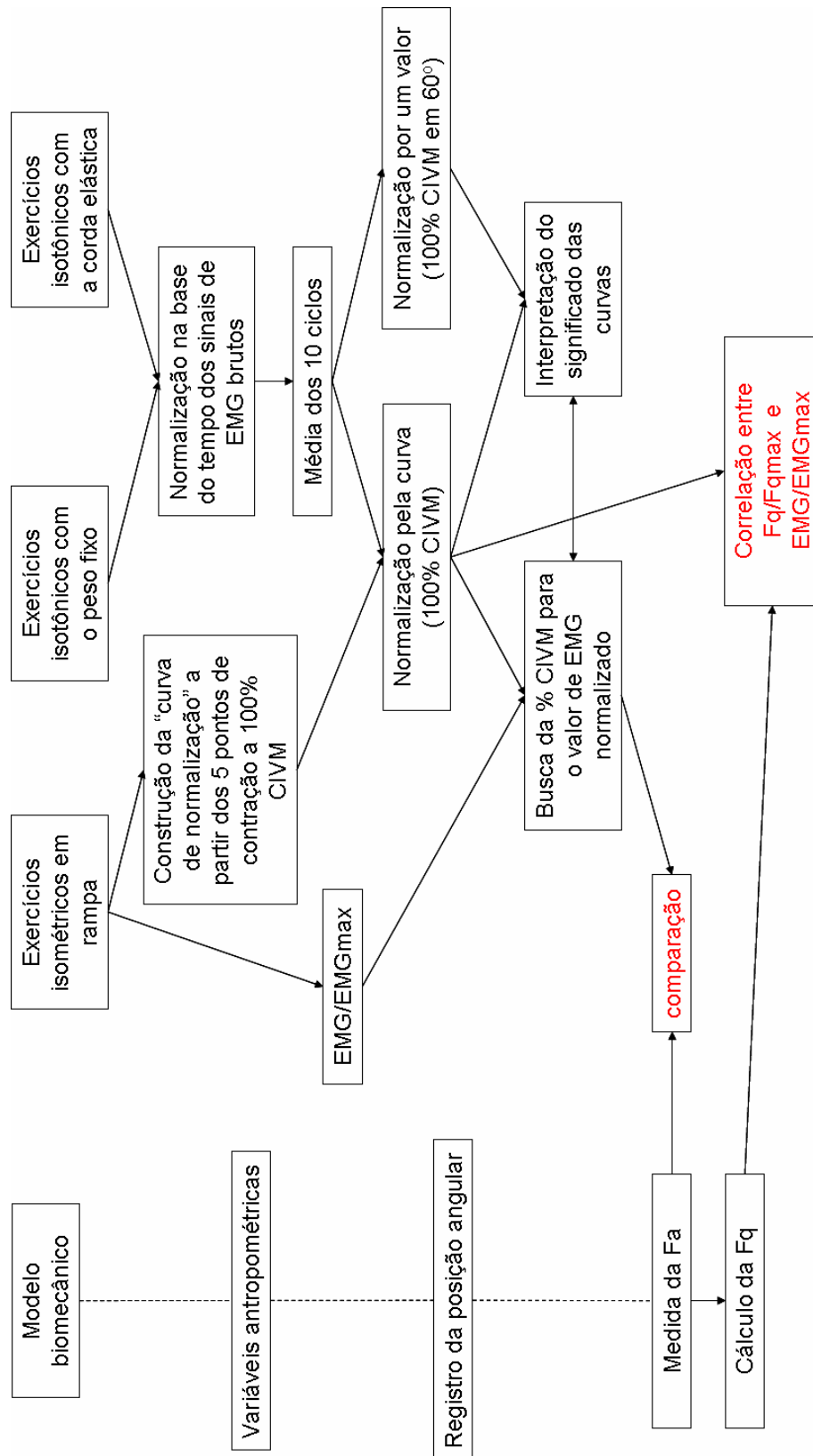


Figura 18. Fluxograma demonstrando o algoritmo utilizado.

## **4. RESULTADOS E DISCUSSÃO**

### **4.1. SIMULAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DO QUADRÍCEPS**

Neste item descreve-se a simulação da força muscular do quadríceps usando um modelo bidimensional para o joelho (figura 21). Para a modelagem, adotou-se a aproximação de considerar a perna sendo um cilindro homogêneo e o eixo de rotação passando pelo ponto de contato entre o côndilo femoral e o platô tibial, onde atua a força de contato articular ( $F_c$ ). Foi considerado o contato articular na patela como ponto de fixação variável que irá depender da translação dos côndilos femorais em relação ao platô tibial (AZEVEDO; ALVES, 2003).

O braço de momento ( $B_m$ ), definido como a distância perpendicular entre a linha de força do tendão (ou ligamento) patelar e o ponto de contato tibiofemoral, varia com a posição angular da perna. Neste trabalho, foi adotado um ajuste polinomial de 4º grau aos valores médios determinados através de imagem por videofluoroscopia por Kellis e Baltzopoulos (1999a) para obtenção da função que descreve a variação do braço de momento – figura 19. A fim de simplificar os cálculos foram omitidos os desvios padrão dos dados originais.



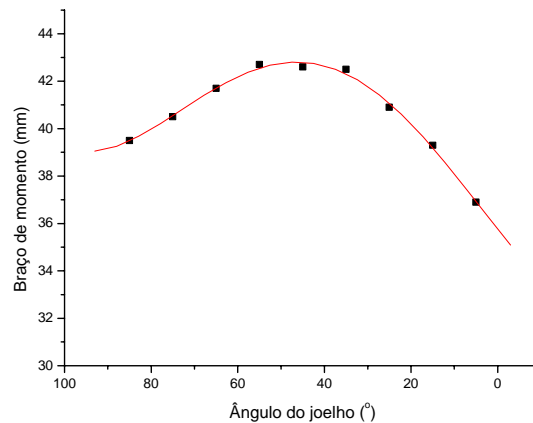


Figura 19: Valores médios do braço de momento do ligamento patelar em função do ângulo de flexão do joelho (adaptado de Kellis e Baltzopoulos, 1999a).

A força resultante do quadríceps em sua inserção na tuberosidade anterior da tíbia, aplicada pelo ligamento patelar ( $F_{pl}$ ), não corresponde à força efetivamente gerada pelo músculo ( $F_q$ ), devido à ação mecânica da patela. A relação entre a  $F_{pl}$  e a  $F_q$  ( $R$ ) foi obtida pelo ajuste, utilizando um polinômio de 4º grau, da curva fornecida pelo modelo de Van Eijden et al. (1986) – figura 20. Novamente, desconsiderou-se os desvios padrão por questão de simplificação.

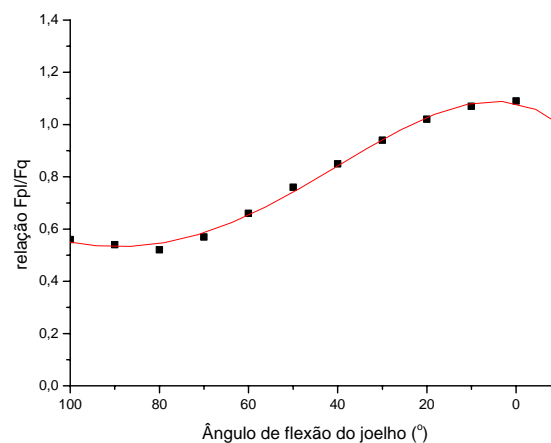
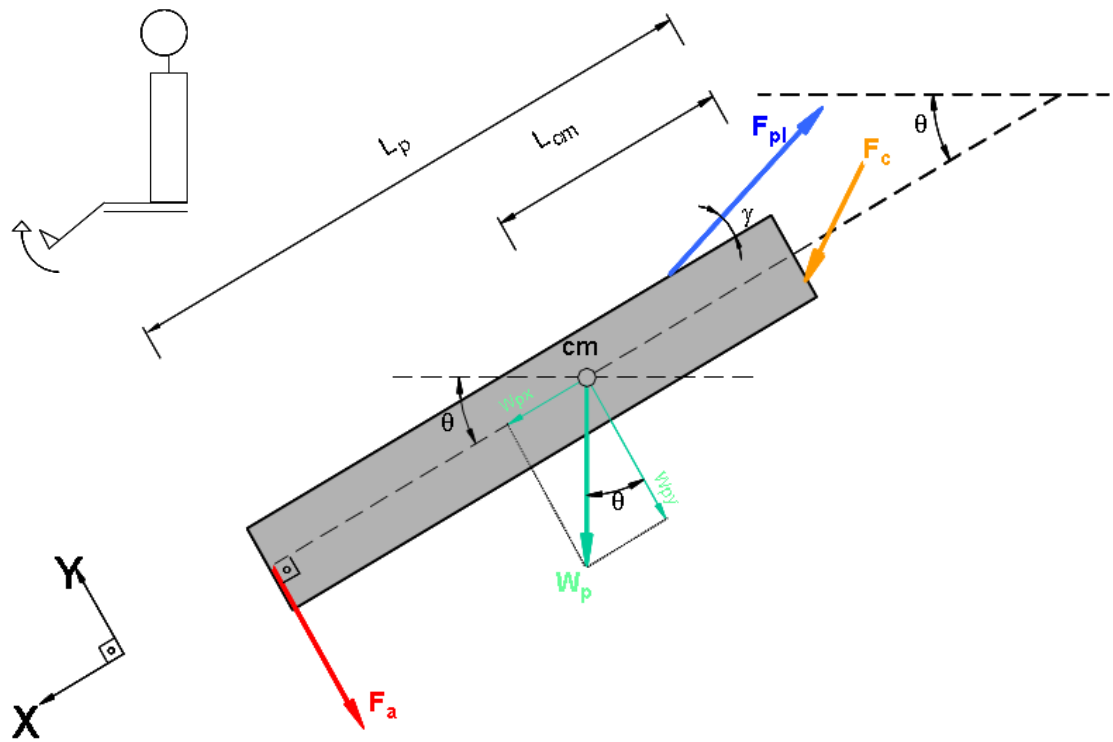


Figura 20: Relação entre a força do ligamento patelar ( $F_{pl}$ ) e a força gerada pelo quadríceps ( $F_q$ ) em função do ângulo de flexão do joelho (adaptado de Van Eijden et al., 1986).

Na figura 21 está apresentado o diagrama de corpo livre, estando o indivíduo sentado. Considerando que  $\Sigma\tau = I\alpha$  ( $\Sigma\tau$ : somatória dos torques;  $I$ : momento de inércia;  $\alpha$ : aceleração da perna durante o exercício), a partir do diagrama, pode-se descrever a

equação correspondente da força muscular em função da posição angular da perna.



$$F_q = \frac{L_p F_a + L_{cm} W_p \cos \theta + I \alpha}{RBm} \quad (1)$$

Figura 21: Diagrama de corpo livre representando a perna de um indivíduo sentado e a equação obtida, onde: Fc: força de contato articular; Lp: comprimento da perna; Fa: força aplicada ao membro; Lcm: posição longitudinal do centro de massa da perna; Wp: peso da perna; θ: ângulo de flexão do joelho; I: momento de inércia; α: aceleração da perna durante o exercício; Fpl: força do ligamento patelar; Fq: força interna do músculo quadríceps; R: relação Fpl/Fq; Bm: braço de momento.

As simulações do comportamento da força exercida pelo músculo quadríceps durante exercícios resistidos foram feitas no software Microcal Origin 6.0. Foi considerado o indivíduo posicionado sentado e utilizando o sistema mecânico para a realização dos exercícios, como ilustrado a seguir.

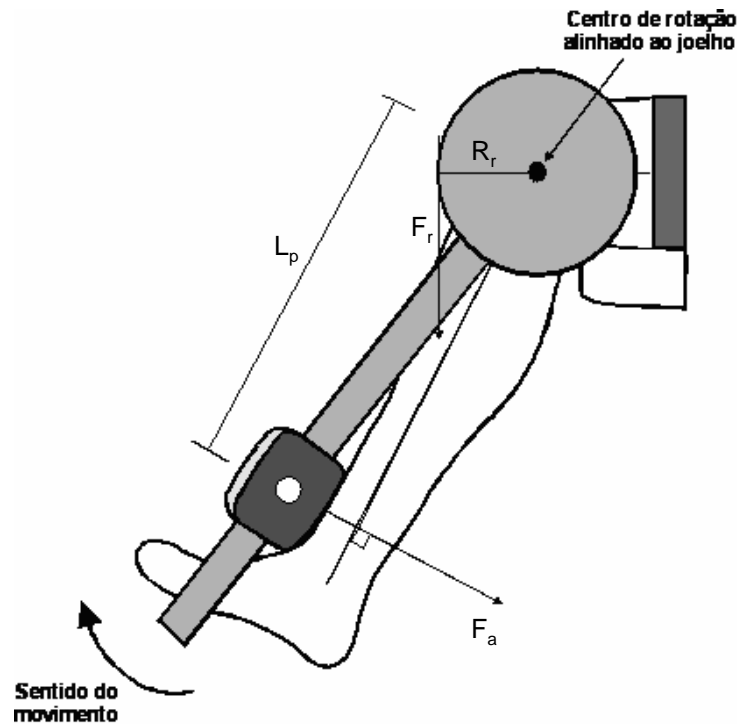


Figura 22: Esquema representando a situação de exercício, onde  $F_a$  é a força aplicada ao membro;  $L_p$  é o comprimento da perna;  $R_r$  é o raio da roda e  $F_r$  é a força de resistência oferecida pelo sistema.

A força de resistência  $F_r$  é produzida pela aplicação de um peso ou corda elástica nos casos dinâmicos, ou pela tensão de um fio inextensível nos casos isométricos. A resistência é aplicada na extremidade da perna, sempre perpendicular a seu eixo.  $F_a$  é a força aplicada pela perna no braço de alavanca do sistema, que faz girar a roda de raio  $R_r$ . Considerando o caso de equilíbrio dinâmico, os momentos produzidos pela força  $F_a$  – aplicada pela perna, e pela força  $F_r$  – aplicada ao sistema, devem se equilibrar, ou seja, a somatória dos momentos deve ser zero quando a velocidade angular  $\omega$  é constante (aceleração  $\alpha$  é zero).

$$\Sigma\tau = I\alpha \text{ se } \alpha = 0, \Sigma\tau = 0$$

Logo:

$$F_a = F_r \left( \frac{R_r}{L_p} \right) \quad (2)$$

onde  $F_a$  = força aplicada pela perna ao sistema;  $F_r$  = força de resistência oferecida pelo sistema;  $R_r$  = raio da roda do sistema e  $L_p$  = comprimento da perna do indivíduo.

Para os exercícios em que a corda elástica for utilizada como resistência pelo sistema de tração, a força de resistência ( $F_r$ ) deve ser dada pela equação que determina a tensão elástica da corda ( $F_c$ ) (BENATTI; ALVES, 2005):

$$F_c = \lambda A \left( \frac{\Delta L}{L_o} \right)^n \quad (3)$$

sendo  $\lambda A$ = coeficiente de elasticidade;  $\Delta L$ = variação do comprimento da corda e  $L_o$ = o comprimento inicial da corda.

Para a corda elástica a ser utilizada nos experimentos (Lengruber 204), considera-se  $\lambda A=44,7$  N e  $n=0,5$ , como calculado por Benatti e Alves (2005) a partir de ensaios de caracterização mecânica de cordas elásticas. O valor de  $F_c$  então é multiplicado pelo número de cordas elásticas utilizadas em paralelo, formando um cabo.

Considera-se ainda que, quando a força exercida pelo sujeito faz a roda sofrer um deslocamento angular  $\Delta\theta$  durante o exercício no sistema, a variação do comprimento da corda é igual ao arco descrito pelo movimento da roda, ou seja,  $\Delta L=R_r\Delta\theta$  (figura 23). Desse modo, tem-se a equação da força aplicada pelo sistema:

$$F_a = \lambda A \left( \frac{R_r \cdot \Delta\theta}{L_o} \right)^n \left( \frac{R_r}{L_p} \right) \rightarrow F_a = 44,7 \left( \frac{R_r \cdot \Delta\theta}{L_o} \right)^{0,5} \left( \frac{R_r}{L_p} \right) \quad (4)$$

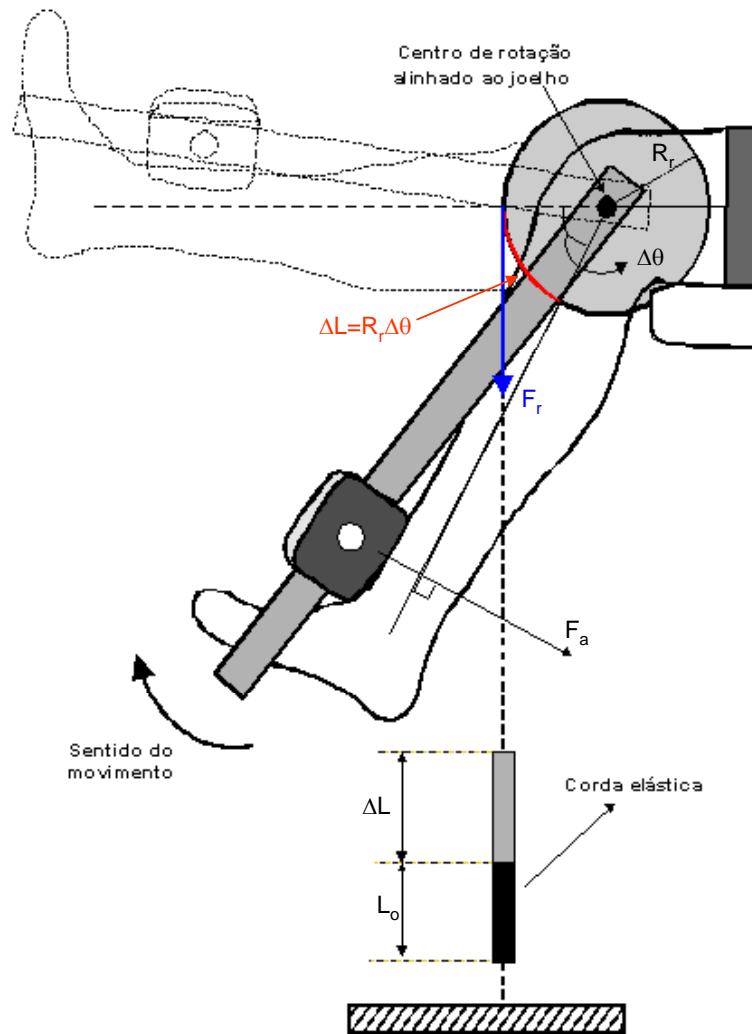


Figura 23: Esquema representando a situação de exercício com resistência elástica, onde  $F_a$  é a força aplicada ao membro;  $F_r$  é a força de resistência oferecida pela corda elástica;  $\Delta L$  é a variação do comprimento da corda;  $L_o$  é o comprimento inicial da corda;  $R_r$  é o raio da roda e  $\Delta\theta$  é a variação angular do joelho.

Sendo as equações descritas em função de parâmetros antropométricos, foi necessário a utilização de um modelo que forneça o comprimento ( $L_p$ ), o peso da perna ( $W_p$ ) e a posição do centro de massa ( $L_{cm}$ ). Segundo De Leva (1996), para indivíduos do sexo feminino,  $L_p = 24,9\%$  da altura do indivíduo (considerando como ponto proximal o centro da articulação do joelho e o ponto distal o maléolo lateral);  $W_p = 4,81\%$  do peso corporal total; e  $L_{cm} = 44,16\%$  da comprimento da perna, partindo do centro da articulação do joelho.

Os valores dos parâmetros correspondem à situação experimental, sendo  $R_r = 7,5$  cm,  $L_o = 15$  cm e  $L_p = 43,23$  cm, este último seguindo um indivíduo típico do modelo antropométrico adotado. A força aplicada é obtida, então, em função do ângulo da articulação do joelho ( $\theta$ ).

Para simular os exercícios com o peso fixo, considerou-se apenas o papel de alavanca da roda, conforme a equação 2:

$$F_a = F_r \left( \frac{R_r}{L_p} \right) \quad (2)$$

sendo que  $F_r$  é o próprio peso das anilhas colocadas no sistema, em Newtons.

As simulações foram feitas considerando a velocidade do membro constante, ou seja, a aceleração angular nula ( $\alpha=0$ ).

Nas figuras abaixo, apresenta-se os gráficos da força muscular em função do ângulo de flexão do joelho, obtidos com as equações desenvolvidas através do modelo biomecânico, quando utilizadas as resistências elástica e fixa. Observa-se que se trata do movimento de extensão da perna, iniciando portanto com o ângulo articular da perna ( $\theta$ ) igual a  $90^\circ$  e finalizando em  $\theta=0^\circ$ .

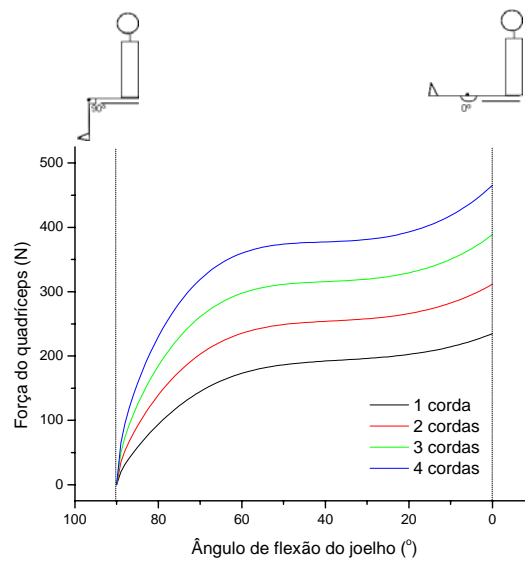


Figura 24: Simulação da força do músculo quadríceps em exercício de extensão do joelho com resistência elástica, na posição sentado.

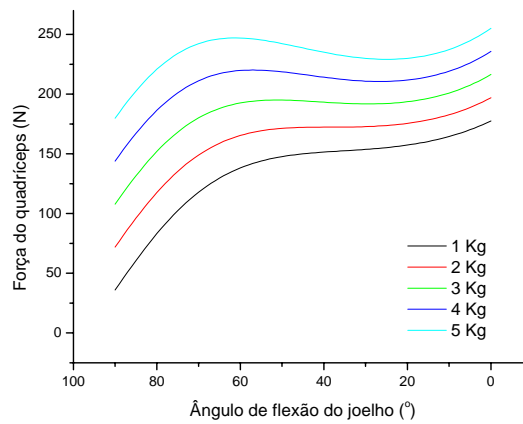


Figura 25: Simulação da força do músculo quadríceps em exercício de extensão do joelho com resistência fixa, na posição sentado.

Observa-se que a principal característica da corda elástica é proporcionar pequenas resistências no início do movimento, enquanto que com o peso fixo, o exercício inicia-se com maior exigência de força. Tal característica permite ao terapeuta uma análise para escolha da sobrecarga mais adequada para seus propósitos no processo de reabilitação, levando em conta as implicações fisiológicas envolvidas em cada situação.

Apesar da utilidade e variedade de informações que a simulação matemática pode proporcionar, é importante lembrar que os resultados não correspondem à situação real de exercício, pois os cálculos utilizados adotam condições ideais, como a aceleração angular nula durante o movimento, além dos valores de  $R$  e  $B_m$ , que são obtidos da literatura de padrões que são aceitos como representativos para todos os indivíduos, e não uma medida respeitando as características de uma pessoa específica. Assim, as curvas representam padrões gerais esperados para os dois tipos de resistência.

As simulações também foram utilizadas nas etapas seguintes como referência para análise da força muscular a partir das medidas de EMG. Neste caso, os parâmetros antropométricos do segmento da perna utilizados no cálculo corresponderam aos valores reais de cada indivíduo, a aceleração angular do membro ( $\alpha$ ) foi calculada a partir dos registros do eletrogoniômetro e o momento de inércia ( $I$ ), pela fórmula:

$$I = m_p (L_p \cdot \rho)^2 \quad (5)$$

Onde  $m_p$  é a massa da perna,  $L_p$  é o comprimento da perna, que são obtidos de de Leva (1996); e  $\rho$  é o raio de giração da perna em torno do joelho, que é igual a 0,528, segundo o modelo antropométrico de Dempster (1973).

## ENSAIOS EXPERIMENTAIS

### 4.2. ANÁLISE DA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) pode ser definida como a maior força que o sujeito pode exercer durante um esforço voluntário (PINCIVERO et al., 2003; PINCIVERO et al., 2000). Essa força depende do ângulo da articulação, não só por questões de relação biomecânica da articulação, mas também devido à capacidade de geração de força pelo músculo, associada ao seu comprimento em cada ângulo articular (ZABIK; DAWSON, 1996).

Em exercícios isométricos é comum utilizar a análise do sinal de EMG normalizado pelo sinal produzido em CIVM. Os estudos da relação entre eletromiografia e força em exercícios isotônicos também adotam esta metodologia, normalizando o sinal em todo arco de movimento pelo sinal produzindo em CIVM numa dada posição. No entanto, a relação entre a força muscular e o sinal de EMG varia com a própria intensidade de força e com o comprimento muscular, que por sua vez depende da posição da perna. Assim, para compreender a relação entre força e EMG em exercícios isotônicos é importante conhecer o comportamento do sinal de EMG em situação de CIVM em diferentes ângulos articulares. Esse é o propósito do estudo aqui apresentado.

Neste ponto, é importante um esclarecimento quanto à nomenclatura utilizada para as forças. Denomina-se de força aplicada, abreviado por  $F_a$ , a força exercida pela perna, ou seja, a força aferida na extremidade distal da perna correspondente à força de tração na célula de carga durante a contração; e de força do quadríceps,  $F_q$ , a força interna gerada por este grupo muscular, obtida através do modelo biomecânico descrito na seção 4.1 em função da força aplicada.

Inicialmente foram realizados os experimentos, nos quais o indivíduo realiza sua máxima força de extensão do joelho (que aqui chamamos de contração máxima “em



degrau”, para diferenci-la da contração em rampa), com a perna posicionada em diversas posições variando de 90° a 0°, em intervalos sucessivos de 10°. Os valores de força exercida pela perna,  $F_a$ , são mostrados na figura 26. Como é descrito na literatura que o ângulo de 60° é o de maior torque para o quadríceps (PINCIVERO et al., 2003; PINCIVERO et al., 2000), e também é a angulação que provê parâmetros de EMG mais reproduzíveis (LINDEMAN et al., 1999), todos os dados coletados nesta etapa foram normalizados em função do valor obtido em 60°.

Nas figuras estão indicados os valores de coeficiente de variabilidade (CV), definido como  $CV = \frac{\sigma}{\bar{X}}$ , onde  $\sigma$  é o desvio padrão e  $\bar{X}$  é a média. O valor de CV apresentado é a média de todos os pontos mostrados no gráfico.

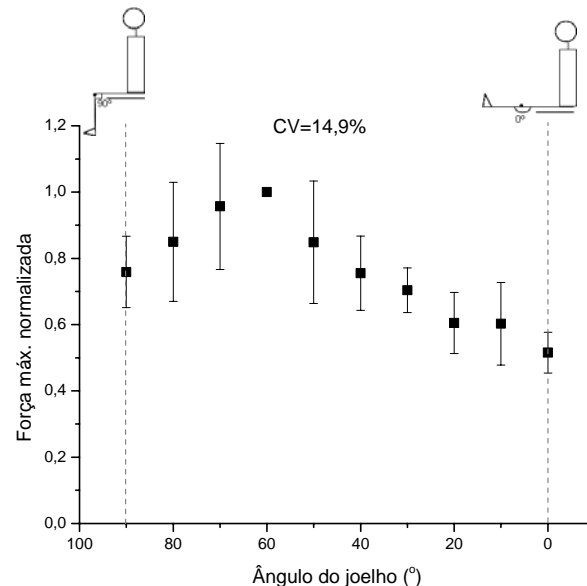


Figura 26: Força exercida pela perna em contração isométrica voluntária máxima ( $F_a$ ) em função do ângulo articular, referente a um indivíduo.

Simultaneamente ao registro da  $F_a$  pela célula de carga, também foram captados os sinais eletromiográficos dos três músculos superficiais do quadríceps. A EMG foi analisada no domínio do tempo, sendo a intensidade do sinal calculada pelo RMS, a fim de se verificar sua relação com a força.

Muitos autores também investigam a relação entre frequência média ( $F_m$ ) ou mediana ( $F_{med}$ ) do sinal e a força, como já citado na página 17, porém tem sido mostrado que o tamanho e a composição das fibras musculares influenciam o conteúdo

da frequência dos sinais de EMG, assim, alterações na Fm ou Fmed com aumento de força ou fadiga são também determinadas pelo tamanho e pela composição das fibras (GERDLE et al., 1991). Por exemplo, um aumento mais pronunciado na Fm ou Fmed, acompanhando um incremento de força, em músculos com uma maior porcentagem de fibras tipo II tem sido relatado, refletindo o recrutamento progressivo de fibras tipo II com o aumento da força, dado que essas fibras têm maior velocidade de condução, o que influencia os parâmetros espectrais (BILODEAU et al., 2003). Geralmente as fibras tipo I têm maior área do que as fibras tipo II em mulheres, porém, no estudo de Gerdle et al. (1991), 7 das 9 mulheres avaliadas tiveram mais fibras do tipo II que do tipo I.

Como não é objetivo deste estudo analisar a composição de fibras, e é conhecida a alta variabilidade das características das fibras entre os indivíduos e mesmo entre os músculos do quadríceps (BILODEAU et al., 2003), não utilizamos as variáveis espectrais. Além disso, em seu estudo, Gerdle et al. (1991), assim como Onishi et al. (2000), observaram notavelmente maior grau de correlação linear positiva entre o torque e a amplitude do sinal do que entre o torque e a Fmed para músculos do quadríceps. No mesmo estudo, foi demonstrado que a Fmed é dependente da proporção de tipo de fibras no músculo vasto lateral (VL), ou seja, a morfologia também determinou a taxa de aumento na Fmed durante a contração em rampa.

Apresentamos abaixo (figura 27) a intensidade do sinal de EMG dos músculos superficiais do quadríceps obtida em CIVM em 90° a 0°, referente ao voluntário, cujo gráfico da força máxima é mostrado na figura 26. Da mesma forma que a força máxima, os valores de EMG estão normalizados pelo sinal captado em 60°.

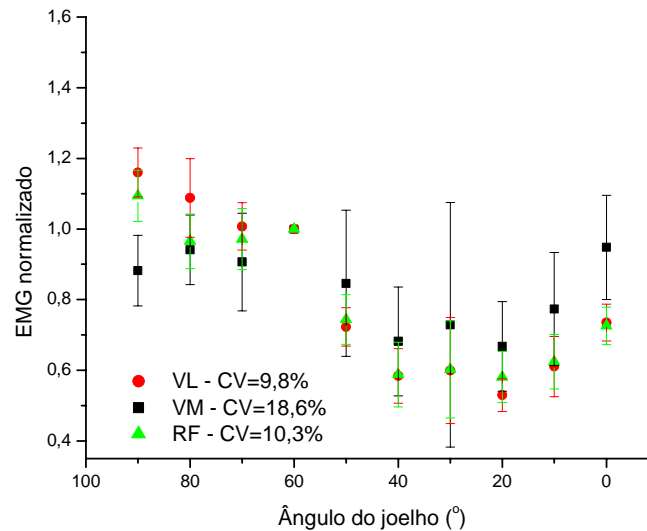


Figura 27: Valores de EMG durante CIVM em função do ângulo articular, referentes a um indivíduo, onde VL: vasto lateral, VM: vasto medial e RF: reto femoral.

Nas figuras 26 e 27, temos a força aplicada máxima exercida em cada ângulo e o sinal eletromiográfico de cada porção muscular do quadríceps, respectivamente, para um indivíduo. No gráfico de força máxima (figura 26), observa-se uma curva com relativa definição em seu formato e com um CV médio igual a 14,9%. Já no gráfico de EMG (figura 27), o formato da curva não é tão evidente, e o CV varia para cada músculo, sendo 9,8% para o VL, 18,6% para o VM e 10,3% para o RF.

Com o objetivo de verificar se o comportamento da CIVM e EMG, em função da posição angular do joelho, é padrão em indivíduos do sexo feminino, e se é possível construir curvas-padrão bem definidas para a força máxima e para o sinal de EMG gerado pelos músculos superficiais do quadríceps, foram avaliadas 10 voluntárias.

A figura 28 mostra a curva de força aplicada em CIVM obtida para 10 voluntárias. Verificou-se que a força varia com a posição da perna de forma semelhante para todos os indivíduos e que o maior valor corresponde a CIVM realizada em torno de 50° a 60°.

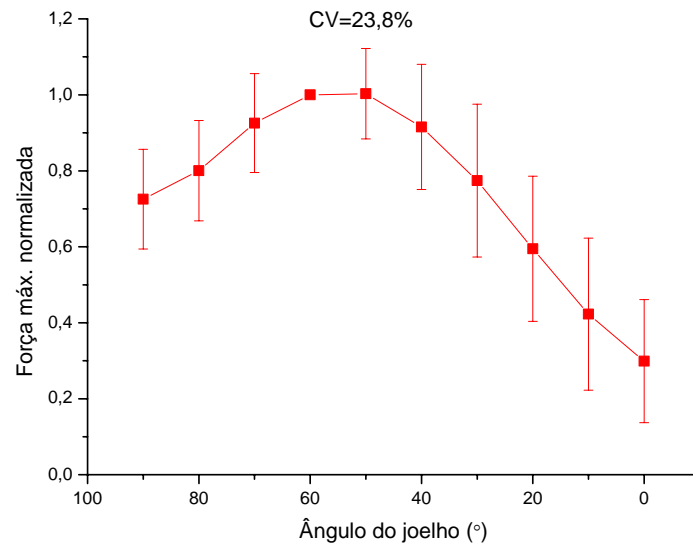
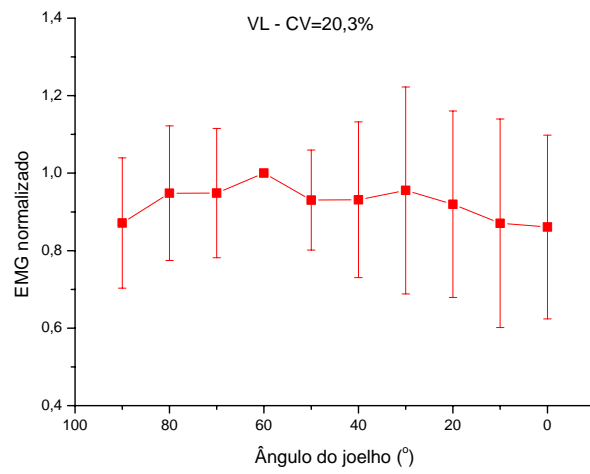


Figura 28: Média da força exercida pela perna em contração isométrica voluntária máxima ( $F_a$ ) dos 10 indivíduos em função do ângulo articular.

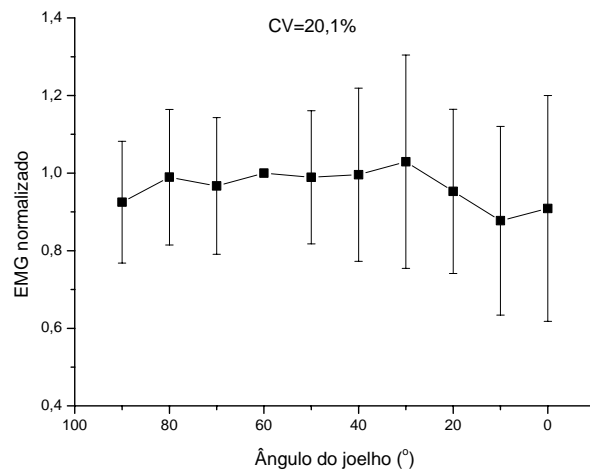
Deve-se salientar que a CIVM na situação experimental pode ser menor que a verdadeira contração máxima. Porém, Rainoldi et al. (2001) verificaram um alto nível de repetibilidade intra-indivíduo dos valores de força e EMG, considerando apenas os músculos VMO (vasto medial oblíquo) e VL, em CIVM do quadríceps em sujeitos saudáveis.

Em nosso estudo, foi captada a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF). Deve-se lembrar que a ativação do vasto intermédio (VI), que não faz parte desta avaliação devido a limitações metodológicas, também tem um importante papel na geração do momento total do quadríceps. O comportamento dos valores de EMG, para cada músculo avaliado, não foi similar para todos os indivíduos; no entanto a variabilidade intra-indivíduo em geral é menor que a inter-indivíduo, como mostrado no apêndice B. Na figura 29 estão apresentadas as médias dos valores de EMG dos 10 indivíduos, para cada músculo superficial do quadríceps.

a)



b)



c)

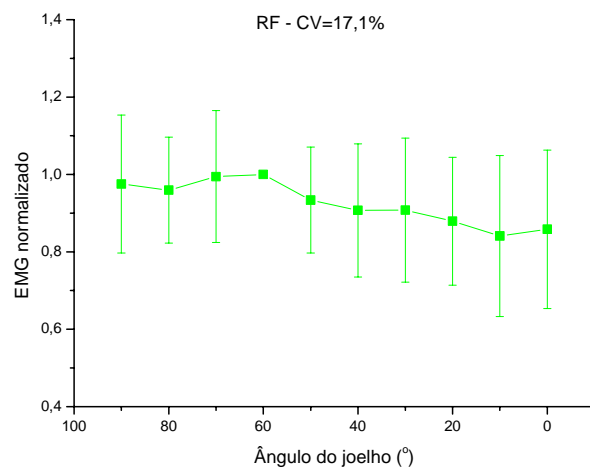


Figura 29: Valores médios normalizados de RMS dos músculos: a) VL, b) VM e c) RF em função do ângulo articular (n=10).

Assim como no estudo de Zabik e Dawson (1996), as análises indicaram que a força durante CIVM variou entre os ângulos, porém as respostas de EMG dos músculos VL, VM e RF foram similares. Tal estudo comparou força e pico de EMG durante CIVM em determinados ângulos do joelho, visando conhecer em que ângulo a CIVM deveria ser mensurada para se ter um parâmetro para a normalização da EMG em contração dinâmica; e concluiu que o ângulo a ser selecionado para se mensurar o pico de EMG durante CIVM não é um fator crítico.

Há muitos fatores, que poderiam afetar a atividade EMG, variando com o ângulo articular, como a atividade dos fusos musculares, órgão tendinoso de Golgi, receptores capsulares e a resistência passiva e ativa dos músculos antagonistas (ONISHI et al., 2002). Além do que, juntamente com o ângulo, o comprimento muscular varia, alterando assim a capacidade do músculo em gerar força.

Em nossos resultados, quando se analisa a média dos 10 indivíduos, os gráficos de força máxima (figura 28) e de EMG (figura 29) apresentam CVs semelhantes. No entanto, no gráfico de força identifica-se claramente um formato padrão, com um máximo próximo de  $60^\circ$ , enquanto que os gráficos de EMG não permitem a identificação de formato algum. Ou seja, não é possível identificar se o sinal aumenta ou diminui em função do ângulo. Estes resultados são esperados, pois o sinal EMG apresenta grande variabilidade quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo, e de indivíduos diferentes. Através dos processos de normalização é que se buscam padrões para viabilizar a comparação de diferentes medidas em um indivíduo e mesmo entre diferentes indivíduos (ERVILHA; DUARTE; AMADIO, 1998; ACIERNO; BARATTA; SOLOMONOW, 1995). Assim, procurando identificar um padrão de comportamento da EMG na situação de CIVM em diferentes indivíduos, avalia-se a relação entre EMG e a força máxima ( $EMG/F_a$ ), ou seja, busca-se identificar uma forma de normalização do sinal. Quando relacionados com a força aplicada, observa-se uma melhor definição para o comportamento dos valores de  $EMG/F_a$ , apresentando uma variação contínua com o ângulo do joelho (figura 30). Além disso, observa-se que os gráficos de  $EMG/F_a$  das diferentes porções musculares (VM, VL e RF) são similares.

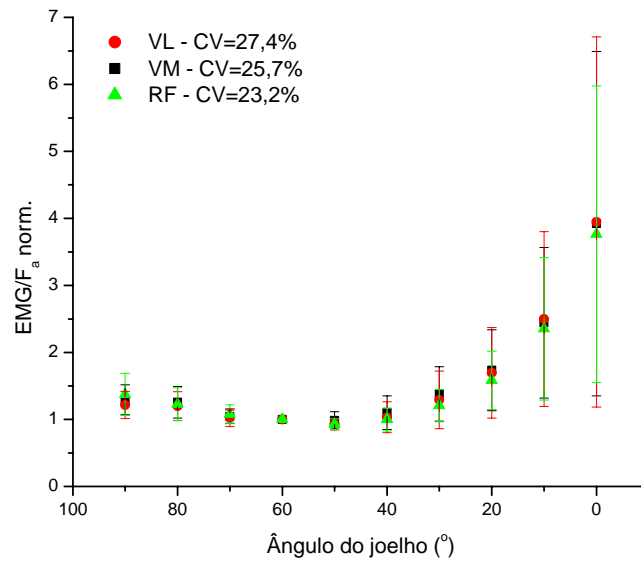


Figura 30: EMG normalizado pela força aplicada em CIVM (média dos 10 indivíduos).

O sinal de EMG fornece informações inerentes aos músculos, e por isso, deveria ser comparado com a força efetivamente gerada pelo músculo, e não com a força da perna, como mostrado na figura 30. Como pode ser visto no modelo biomecânico, a atuação do peso da perna, do braço de momento e da patela varia com o ângulo; e nas simulações (figura 25) tem-se a forma como deve variar a força do músculo, durante o exercício de extensão da perna com um peso fixo aplicado ao sistema. Quando os valores de EMG são relacionados com força do músculo quadríceps ( $F_q$ ), o padrão da curva melhora e o CV diminui (figura 31). Novamente constata-se que a relação EMG e força, na média dos 10 indivíduos, é similar para os três músculos superficiais do quadríceps.

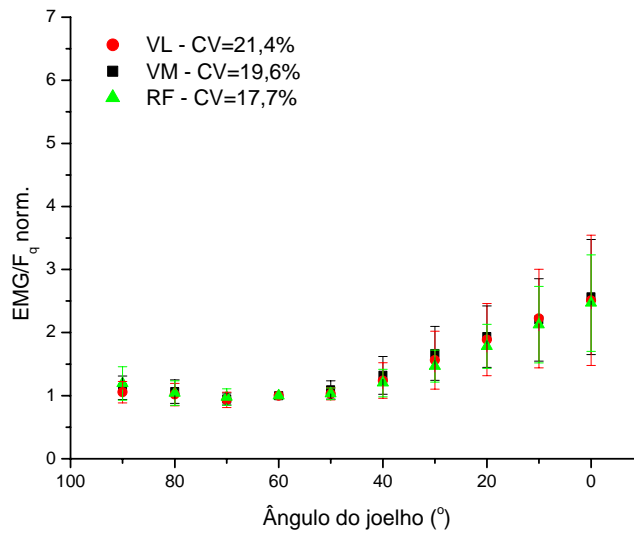


Figura 31: EMG normalizado pela força muscular em CIVM.

A análise dos dados apresentados nas figuras 30 e 31 contempla dimensões diferentes. Na figura 30, tem-se a relação entre duas grandezas obtidas experimentalmente, não envolvendo nenhum modelo ou parâmetros individuais. Já na figura 31 tem-se a relação entre EMG e a força muscular obtida a partir de um modelo, no qual são usadas aproximações antropométricas e dados-padrão. Espera-se uma relação mais coerente do ponto de vista biomecânico no segundo caso, no entanto há embutidos os erros inerentes às limitações do modelo.

O aumento do valor da relação verificado à medida que se aproxima de 0° pode indicar que, apesar de tanto a  $F_a$  quanto a  $F_q$  diminuir, as unidades motoras continuam sendo recrutadas de forma igualmente importante.

Outra observação é que, quando se analisa os valores obtidos entre diferentes indivíduos, o CV é maior quanto menor o ângulo. As três porções musculares exibem o mesmo comportamento. Os CVs dos dados referentes à relação EMG/ $F_a$  em 90° e 0° estão mostrados na tabela 1. Nota-se que os CVs intra-indivíduo são em geral semelhantes quando se compara os dois ângulos, ao contrário de quando são verificados os CVs dos valores médios de todos os indivíduos\*, o que indica que as relações EMG/ $F_a$ , após normalizadas diferem mais entre os indivíduos em ângulos menores. Não se tem uma explicação no momento para o referido aumento da variabilidade quando os ângulos se aproximam de 0°. Seria fisiológica ou experimental?



Tabela 1: CV em 90° e 0° da relação EMG/F<sub>a</sub> dos três músculos avaliados.

	VM		VL		RF	
Indivíduo	CV – 90°	CV – 0°	CV – 90°	CV – 0°	CV – 90°	CV – 0°
<b>1</b>	0,10	0,11	0,09	0,08	0,08	0,09
<b>2</b>	0,03	0,07	0,15	0,14	0,09	0,08
<b>3</b>	0,25	0,33	0,12	0,27	0,10	0,24
<b>4</b>	0,04	0,04	0,09	0,15	0,08	0,06
<b>5</b>	0,06	0,08	0,05	0,01	0,05	0,01
<b>6</b>	0,08	0,21	0,05	0,16	0,04	0,13
<b>7</b>	0,08	0,09	0,05	0,15	0,08	0,05
<b>8</b>	0,06	0,10	0,04	0,14	0,13	0,09
<b>9</b>	0,17	0,08	0,12	0,10	0,10	0,04
<b>10</b>	0,07	0,04	0,04	0,06	0,10	0,03
Média	<b>0,08</b>	<b>0,11</b>	<b>0,08</b>	<b>0,12</b>	<b>0,08</b>	<b>0,08</b>
Todos*	<b>0,17</b>	<b>0,65</b>	<b>0,16</b>	<b>0,70</b>	<b>0,22</b>	<b>0,58</b>

Neste item apresentou-se resultados experimentais relacionando EMG com força na situação de CIVM. Observa-se que a relação do sinal EMG/F<sub>q</sub> varia com o ângulo do joelho, bem como a força máxima. Estes resultados motivam um estudo mais detalhado desta relação em situações de exercícios isométricos submáximos e de exercícios isotônicos, como apresentado a seguir.

#### 4.3. ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE EMG E FORÇA EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA EM RAMPA

A relação entre EMG e força tem sido objeto de numerosos estudos, porém as limitações metodológicas são grandes, principalmente em exercícios isotônicos, quando o sinal de EMG depende da força, do estado de alongamento muscular, da velocidade do encurtamento, do membro e de outros fatores.

Após a obtenção da curva-padrão de força máxima para 10 voluntários do sexo feminino, deu-se continuidade ao estudo incluindo níveis submáximos em 5 ângulos articulares (0°, 20°, 40°, 60° e 80°), utilizando-se contrações incrementadas em rampa. Contração em rampa é definida como um aumento linear progressivo da força no tempo,

geralmente de 0 a 100% da CIVM (BILODEAU, et al., 1997). O protocolo experimental desta etapa foi aplicado em outros dez indivíduos. Para evitar que cada indivíduo fosse submetido ao teste de força máxima em todas as posições adotou-se o procedimento descrito a seguir.

Inicialmente, foi solicitado que a voluntária realizasse três contrações máximas com o joelho posicionado em 60°. Foi calculada a média da força máxima nesta posição, e a partir deste dado, foram calculadas as forças máximas em cada ângulo, a serem utilizadas nos exercícios isométricos em rampa. Esses cálculos, para a previsão da força máxima em cada ângulo, foram baseados na curva média obtida com os 10 indivíduos mostrada na figura 28, conforme mostra a tabela 2.

Os indivíduos eram estimulados a atingir a carga prevista, porém se não conseguisse ou caso fosse possível excedê-la, o faria até seu limite máximo. Por exemplo, na tabela 2 mostra-se as cargas máximas previstas para serem aplicadas em cada ângulo e as cargas máximas reais, para o indivíduo 1.

Tabela 2: Exemplo do cálculo das forças máximas utilizadas nos exercícios isométricos – indivíduo 1.

<b>Ângulo</b>	<b>Força máxima normalizada (valor médio-fig.28)</b>	<b>Força máxima do voluntário obtida em 60° – prevista (N)</b>	<b>Força máxima do voluntário – executada (N)</b>
80°	0,80	353,0	397,9
60°	1	441,3	441,3
40°	0,91	401,6	411,2
20°	0,59	260,4	294,0
0°	0,30	132,4	146,1

Como mostra a figura 32, com exceção de dois indivíduos, as forças máximas realizadas corresponderam à curva média obtida na etapa anterior (figura 28), mostrada em preto, apesar de serem utilizadas mecanismos diferentes, sendo que na primeira etapa utilizou-se a CIVM com a carga mantida, e na segunda, a contração em rampa.

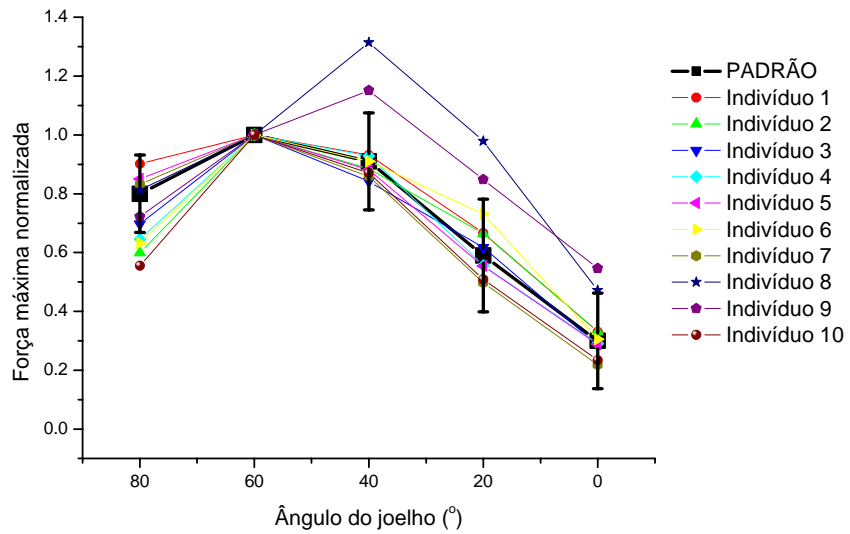


Figura 32: Valores de força máxima normalizada exercida pela perna ( $F_a$ ), sendo representada a média dos 10 indivíduos da etapa I e as curvas dos indivíduos da etapa II, em função do ângulo articular.

Nota-se que quando calculada a média das forças máximas em rampa, a curva média dos 10 indivíduos se aproxima bastante da curva média da etapa anterior (figura 33).

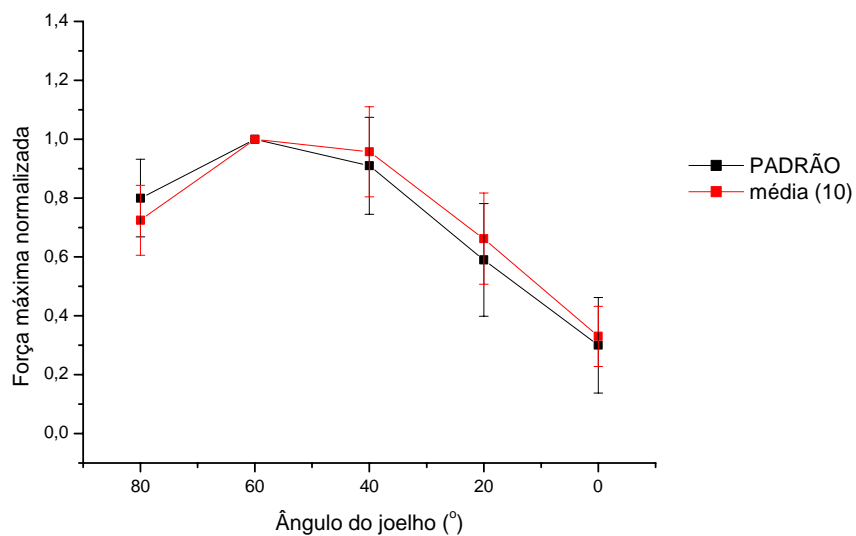


Figura 33: Valores de força máxima normalizada exercida pela perna ( $F_a$ ), sendo representada a média dos 10 indivíduos da etapa I e a média dos 10 indivíduos da etapa II, em função do ângulo articular.

Os dados brutos obtidos em cada contração em rampa são mostrados na figura 34. A carga é convertida em % CIVM e os valores de RMS da EMG são calculados de 10 em 10% CIVM.

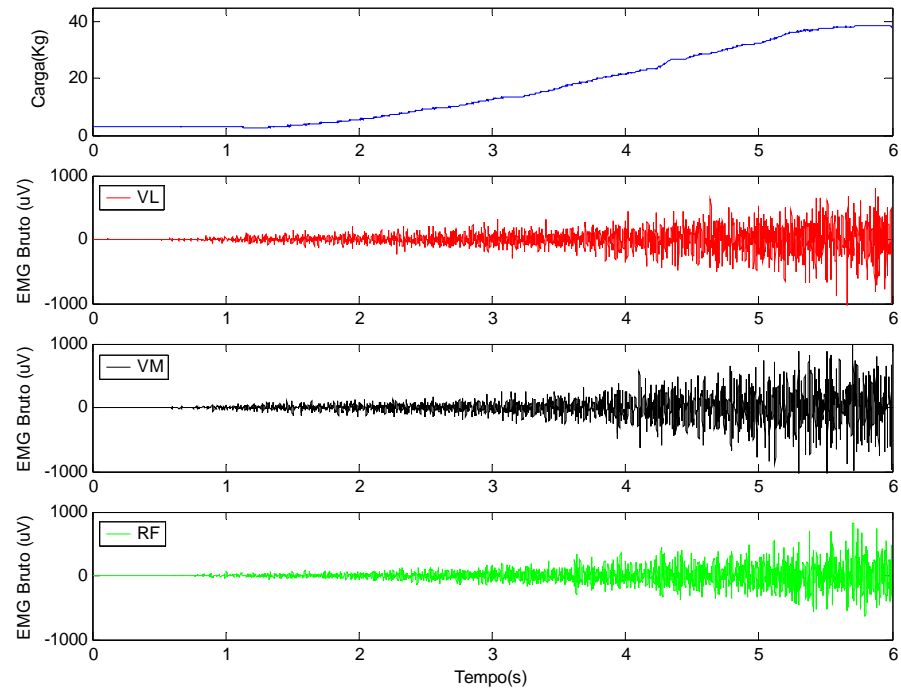
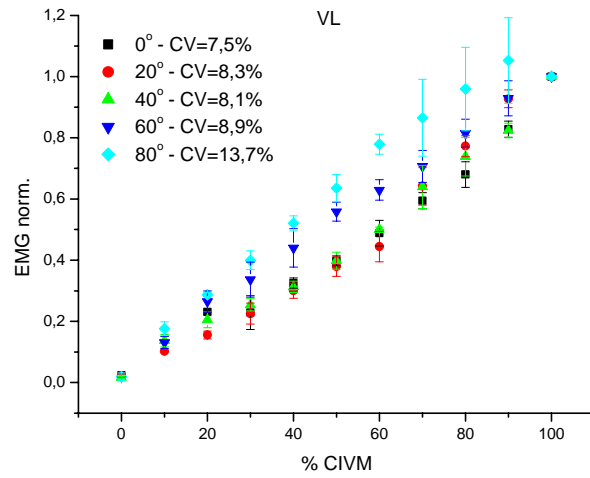


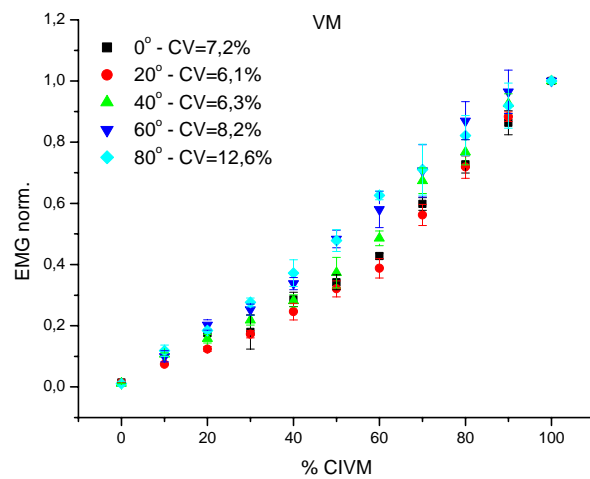
Figura 34: Exemplo de uma contração em rampa. São mostrados os registros da célula de carga e do eletromiógrafo.

Assim como para Karlsson e Gerdle (2001), Gerdle et al. (1991) e Bilodeau et al. (2003), os três músculos (VL, VM e RF) apresentaram correlações positivas significantes entre RMS e força em rampa de 0 a 100%. A figura 35 mostra os valores de EMG normalizado dos três músculos avaliados isometricamente em rampa relativos ao indivíduo 1, onde são plotados média e desvio padrão das rampas realizadas em 5 ângulos diferentes.

a)



b)



c)

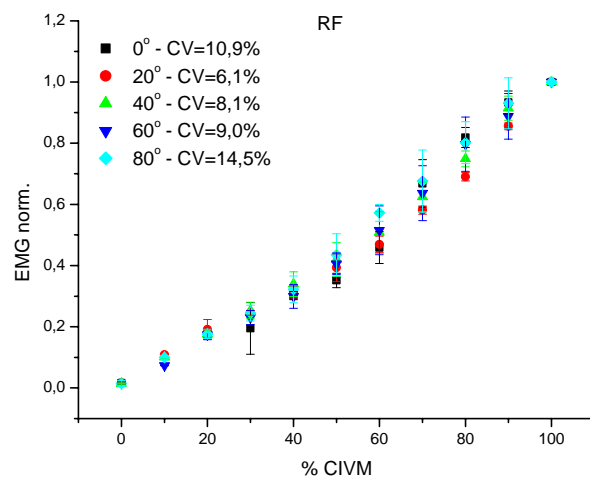
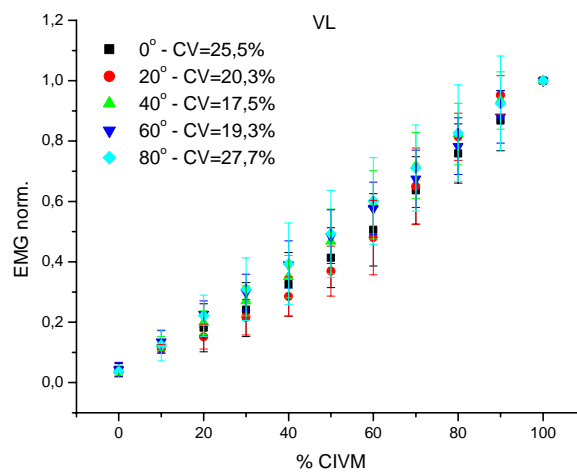


Figura 35: Valores normalizados de RMS dos músculos a) VL, b) VM e c) RF em função da % CIVM do indivíduo 1.

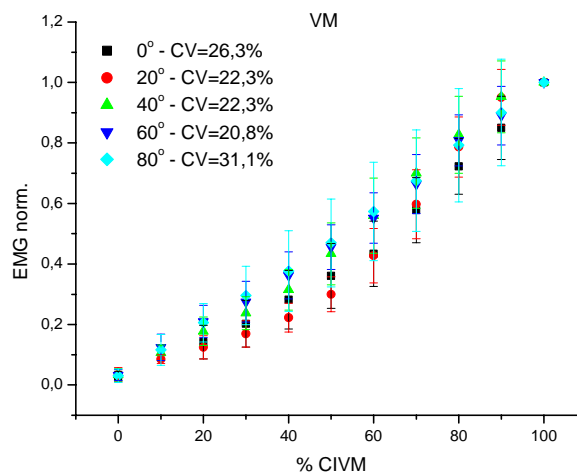
Tais gráficos foram semelhantes entre os indivíduos. Novamente, a variabilidade intra-indivíduo em geral é menor que a inter-indivíduo, como mostrado no apêndice C. A média dos valores de EMG normalizado dos 10 indivíduos é apresentada na figura 36, para cada músculo.

As relações EMG-força são similares entre todos os 10 indivíduos, sendo que nas curvas médias, há uma variação maior em função de  $\theta$ , em torno de 40 a 60% CIVM.

a)



b)



c)

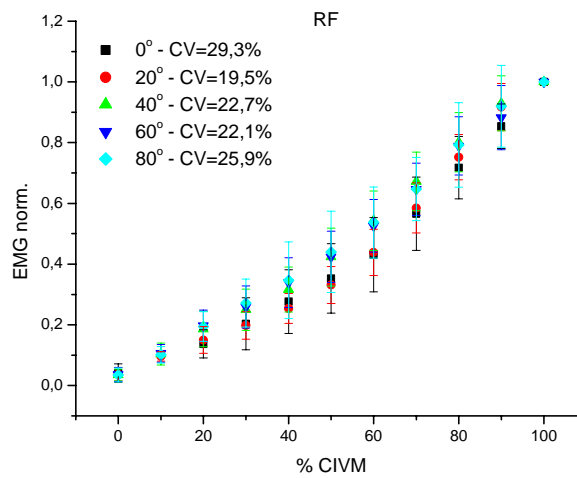
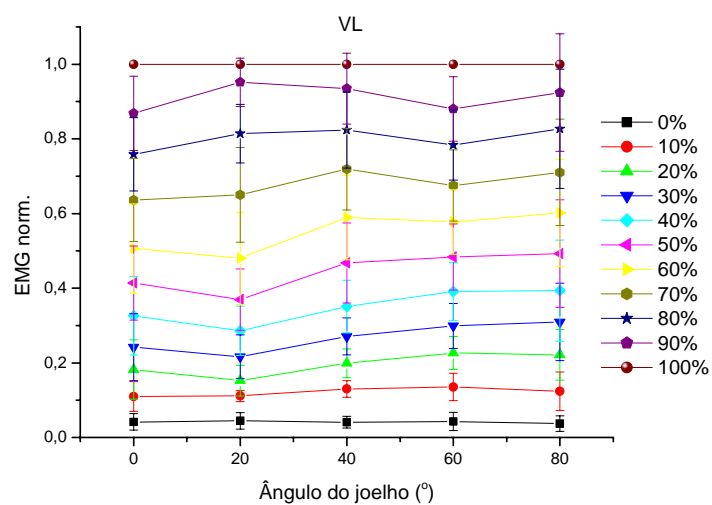


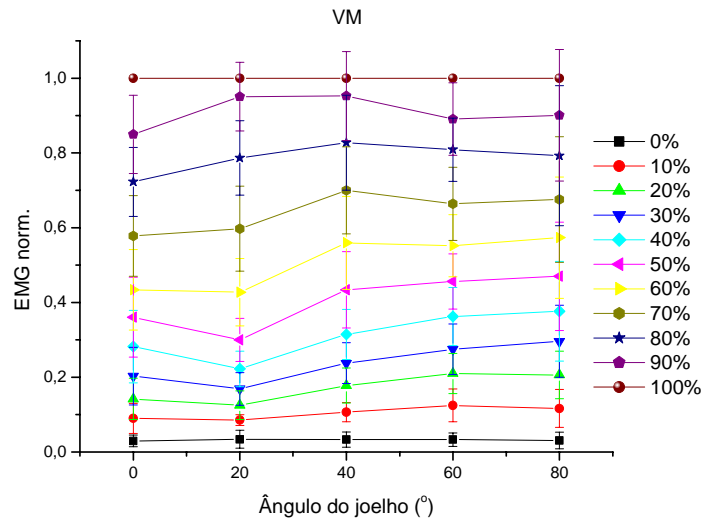
Figura 36: Valores médios normalizados de RMS dos músculos a) VL, b) VM e c) RF em função da % CIVM (n=10).

À primeira vista, parece que o comportamento da EMG normalizada em função da % CIVM é muito semelhante entre os ângulos, porém quando os mesmos dados são plotados em função do ângulo do joelho, nota-se curvas distintas e ordenadas para cada % CIVM, como mostra a figura abaixo:

a)



b)



c)

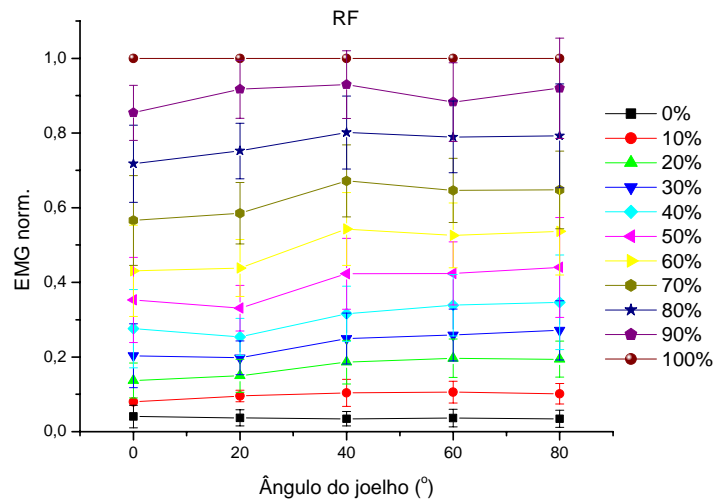


Figura 37: Valores médios normalizados de RMS dos músculos a) VL, b) VM e c) RF em função do ângulo do joelho (n=10).

Os resultados obtidos com a contração em rampa serão necessários para comparação no processamento dos sinais em contração isotônica concêntrica, na tentativa de relacioná-los com as variáveis  $F_a$  e  $F_q$ . Comparamos a EMG de cada músculo individual do quadríceps com a  $F_a$ , que é a força exercida pelo membro, mas tem como causa a força gerada pela ativação de todo o grupo muscular quadríceps, ou seja,  $F_q$ ; e com a própria  $F_q$ .

Alguns autores (LINDEMAN et al., 1999; TESCH et al., 1990), relacionam o torque de extensão dos músculos proximais do membro inferior como um todo com a



média dos valores de RMS (EMG) dos três músculos: VL, VM e RF. Porém, na maioria dos estudos, a EMG de superfície de determinado músculo agonista é captada e relacionada ao torque total. Nesse caso, é inevitável questionarmos a coerência de se comparar os dados eletromiográficos de uma única porção muscular com o torque total ou a força global.

Para entender a questão apresentada, deve-se olhar um pouco mais atentamente para o modelo biomecânico e para a dependência entre o sinal de EMG e a força muscular.

O quadríceps é um músculo composto por 4 porções: reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto intermédio (VI) e vasto lateral (VL); e a força aplicada na patela é a resultante das forças geradas em cada porção, portanto:

$$\vec{F}_{VL} + \vec{F}_{VM} + \vec{F}_{RF} + \vec{F}_{VI} = \vec{F}_q \quad (6)$$

Onde  $\vec{F}_{VL}$  é a força do VL,  $\vec{F}_{VM}$  é a força exercida pelo VM,  $\vec{F}_{RF}$  é a força do RF,  $\vec{F}_{VI}$  é a força do VI e  $\vec{F}_q$  é a força resultante do grupo muscular quadríceps.

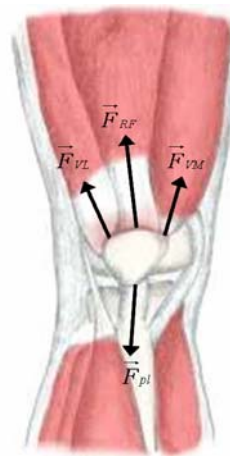


Figura 38: Representação esquemática das forças envolvidas na ação do músculo quadríceps.

Na figura acima,  $\vec{F}_{VI}$  não é apresentada por corresponder a um músculo profundo. O desenho é meramente ilustrativo. O volume dos ventres musculares e os vetores (módulo, direção e sentido) não correspondem à realidade, até porque as estruturas anatômicas de transmissão das forças (tendões) que partem das fibras musculares até sua inserção, são fisicamente entrelaçadas (DVIR, 2002). Mas o fato é que as quatro porções do quadríceps se combinam para produzir a força, que se

contrapõe à resistência aplicada no exercício, e é transmitida para o tendão patelar, tendo a patela como uma alavanca (figura 39) com ponto de fixação variável, como já explanado na seção 4.1.

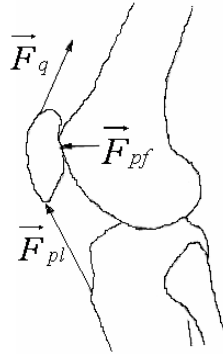


Figura 39: Forças atuantes na patela, cujo ponto de fixação varia com o ângulo do joelho.  $\vec{F}_{pl}$  é a força do tendão patelar,  $\vec{F}_q$  é a força resultante do quadríceps e  $\vec{F}_{pf}$  é a força de contato patelo-femoral (adaptado de Smidt, 1973).

No entanto a contribuição de cada músculo é diferente e depende de vários fatores. Não é estabelecido exatamente a proporção com que cada músculo age em determinada condição; pelo contrário, a distribuição das cargas para cada ventre do quadríceps durante o movimento é bastante discutida e controversa (NORKIN; LEVANGE, 2001). A verificação da atividade EMG durante contrações voluntárias provê um caminho viável para verificar diferenças no comportamento da ativação entre as diferentes porções do quadríceps (PINCIVERO et al., 2003). Estudos demonstraram que a ativação de suas porções é dependente da intensidade de contração. Sabe-se que durante contrações isométricas de intensidade baixa a moderada, o recrutamento do VL é significativamente maior que o do VM e RF (PINCIVERO et al., 2005); e que a maior ativação do VM ocorre perto de níveis de força voluntária máxima, onde seu nível de atividade EMG torna-se equivalente à dos músculos VL e RF (PINCIVERO et al., 2003). Porém, ressalta-se aqui que o uso da EMG nos diferentes estudos apresenta grande variabilidade metodológica, dificultando a comparação entre os experimentos e a reprodutibilidade dos resultados. Devemos considerar também que cada músculo tem propriedades fisiológicas e estruturais distintas; além de ter suas características morfológicas alteradas com a mudança no comprimento muscular, sendo que cada porção do quadríceps pode alcançar seu comprimento ótimo (aquele de maior capacidade de geração de força) em diferentes ângulos articulares.

Porém, se considerarmos que cada músculo contribui, numa dada situação, para compor o módulo da força total,  $F_q$ , então se pode definir uma relação  $\alpha$  entre os módulos de força de cada músculo e a força total do grupo muscular. Assim:

$$\begin{aligned}
 \alpha_{VL} &= \frac{F_{VL}}{F_q} \rightarrow F_{VL} = \alpha_{VL} F_q \\
 \alpha_{VM} &= \frac{F_{VM}}{F_q} \rightarrow F_{VM} = \alpha_{VM} F_q \\
 \alpha_{RF} &= \frac{F_{RF}}{F_q} \rightarrow F_{RF} = \alpha_{RF} F_q \\
 \alpha_{VI} &= \frac{F_{VI}}{F_q} \rightarrow F_{VI} = \alpha_{VI} F_q
 \end{aligned} \tag{7}$$

Podemos supor que a eletromiografia (EMG) está relacionada ao módulo da força ( $F$ ), pois o sinal eletromiográfico é gerado independentemente da direção e do sentido da força.

Também podemos definir uma função  $\beta$  que representa a suposição da relação entre EMG e  $F$  em cada músculo, como  $\beta(\theta, F, v, w) = \frac{EMG}{F}$ . Tal função depende de variáveis como o comprimento muscular, e assim indiretamente da posição angular da perna ( $\theta$ ), nível de força em relação à força máxima ( $F$ ), velocidade de encurtamento das fibras musculares ( $v$ ), velocidade angular do membro ( $w$ ) e outros. Considerando uma situação em que essas variáveis são conhecidas e fixas, pode-se dizer que  $\beta$  é um número que relaciona a EMG com a força. Assim, para cada músculo, tem-se:

$$\begin{aligned}
 EMG_{VL} &= \beta_{VL} F_{VL} \\
 EMG_{VM} &= \beta_{VM} F_{VM} \\
 EMG_{RF} &= \beta_{RF} F_{RF} \\
 EMG_{VI} &= \beta_{VI} F_{VI}
 \end{aligned} \tag{8}$$

Substituindo eq.(7) em eq.(8):

$$\begin{aligned}
 EMG_{VL} &= \beta_{VL} \alpha_{VL} F_q \\
 EMG_{VM} &= \beta_{VM} \alpha_{VM} F_q \\
 EMG_{RF} &= \beta_{RF} \alpha_{RF} F_q \\
 EMG_{VI} &= \beta_{VI} \alpha_{VI} F_q
 \end{aligned} \tag{9}$$

Definindo o produto de  $\alpha$  por  $\beta$  como sendo  $r$ , tem-se que este produto representa a função que correlaciona força ao sinal de EMG.

$$\alpha \cdot \beta = r(\theta, F, v, w) \quad (10)$$

logo

$$EMG = r(\theta, F, v, w) F_q \quad (11)$$

Assim, por exemplo, a relação entre o sinal de EMG do VL e a força do quadríceps pode ser descrita como

$$\frac{EMG_{VL}}{F_q} = r_{VL}(\theta, F, v, w), \quad (12)$$

e assim por diante para os demais músculos.

Logo, a EMG de cada músculo pode ser comparada com a força total do grupo muscular.

Nas figuras 35 a 37, a EMG é comparada com a força aplicada, porém na equação 12 temos  $EMG/F_q$ , que chamamos de  $r$ , que varia com o ângulo, a força, a velocidade de contração e a velocidade angular.

A figura 40 mostra a relação  $EMG/F_q$ , do músculo VL, referentes às contrações em rampa, sendo representados média e desvio padrão dos dez indivíduos. Os formatos das curvas são similares às mostradas na figura 31, referentes às contrações máximas em degrau, sendo que também o CV é maior quanto menor o ângulo e o valor da relação aumenta ao se aproximar de  $0^\circ$ . Observa-se que depende, de fato, de  $\theta$  e do nível de força. A velocidade angular  $w$  é nula em ambos os tipos de contração, no entanto a velocidade de encurtamento das fibras musculares,  $v$ , varia, assim como o controle motor, dado que é muito mais difícil o controle para execução da contração em rampa, do que para a contração em degrau.

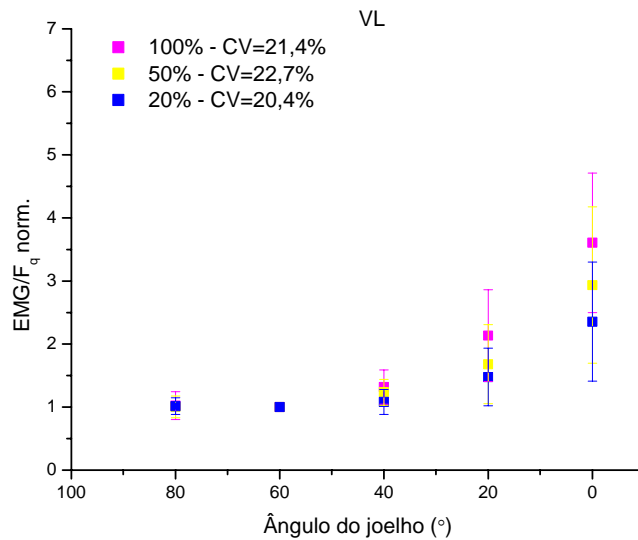


Figura 40: EMG normalizado pela força muscular, em 3 níveis da contração isométrica em rampa.

A figura 41, também representativa para o músculo VL, mostra as variações de EMG/F<sub>q</sub> com a posição da perna obtidas em contrações isométricas em degrau e em rampa até 100% CIVM. Os valores do gráfico estão normalizados pelo valor da relação em 60°. A partir desse gráfico, podemos inferir que a velocidade de encurtamento tem maior influência na relação EMG/F<sub>q</sub> em menores ângulos, próximo à extensão completa do joelho, onde também os desvios padrão são maiores. No entanto, as diferenças não são grandes se comparadas com os desvios. Isto mostra que para uma melhor compreensão das influências da velocidade de contração muscular são necessários maiores estudos. Em primeira aproximação, para estudar a relação entre EMG e força em exercícios isotônicos, descritos no próximo item, consideramos a relação EMG/F<sub>q</sub> como sendo iguais nas duas situações (em degrau e em rampa).

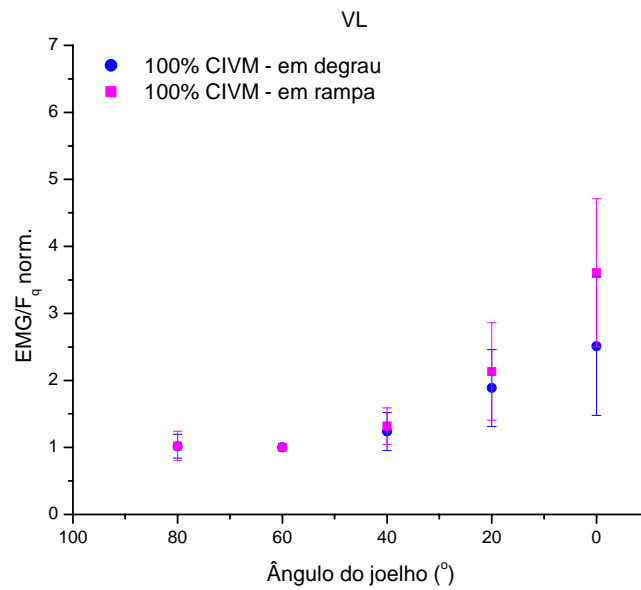


Figura 41: EMG normalizado pela força muscular, em contração isométrica máxima em degrau e em rampa.

Com o objetivo de analisar o comportamento da relação entre EMG e força durante o movimento, prosseguimos nossas análises com a contração isotônica concêntrica.

#### 4.4. ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE EMG E FORÇA EM CONTRAÇÃO ISOTÔNICA CONCÊNTRICA

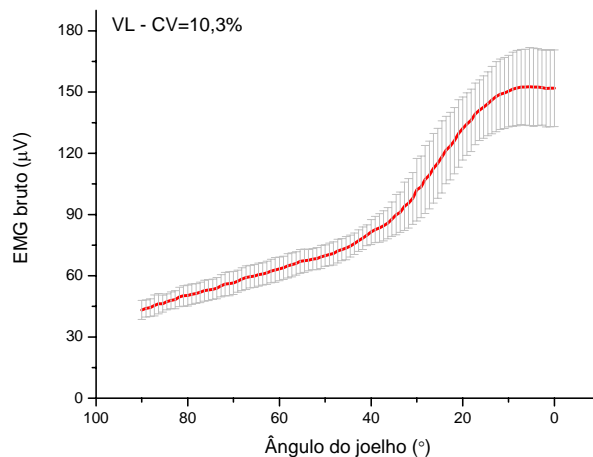
Os exercícios concêntricos foram executados estimulando o controle do ritmo por parte da voluntária, de forma que mantivesse uma velocidade em torno de  $30^\circ/\text{s}$  – considerada baixa velocidade angular por Kellis e Baltzopoulos (1999b), com sobrecarga baixa (15% da CIVM em  $0^\circ$ ), tanto no exercício com peso fixo como utilizando a corda elástica. É aceito que, quando se quer estudar a relação entre EMG e força, deve-se limitar a baixas força e velocidade. Em tal condição é assumido que o sinal de EMG é aproximadamente proporcional à força, como já citado. Numa primeira aproximação, considera-se que os conceitos tidos como válidos para as situações

isométricas são aplicáveis para o caso isotônico, ou seja, assume-se que o recrutamento de unidades motoras durante uma contração estática em certo ponto da amplitude de movimento é muito similar à situação no mesmo ponto da amplitude de movimento durante uma contração dinâmica (KARLSSON et al., 2003).

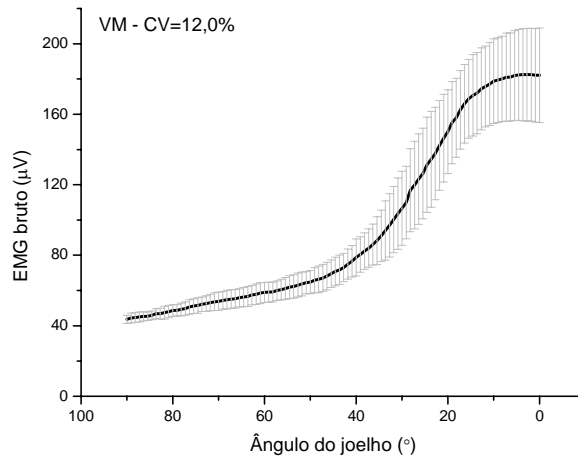
Assim, propõe-se neste trabalho estudar os exercícios com sobrecarga e velocidade baixas. Mesmo nestas condições, poderia tratar-se os dados de EMG como proporcionais à força? Os resultados aqui apresentados e a discussão seguem esta linha, na busca de uma metodologia que mostre, através da análise do sinal de EMG, o quanto o músculo está sendo solicitado em relação ao seu máximo, sendo analisados a porcentagem da CIVM (% CIVM) e a força muscular ( $F_q$ ) em cada ângulo, durante o movimento.

Os resultados aqui apresentados são ilustrativos para o indivíduo 1. Os dados correspondentes a média da intensidade de EMG de 10 ciclos de contração isotônica concêntrica, utilizando o peso fixo (figura 42), foram primeiramente normalizados pelo valor de RMS em CIVM com o joelho posicionado em  $60^\circ$ , denominada normalização por um valor (figura 43) e em seguida, pela curva (figura 45), como explicado adiante.

a)



b)



c)

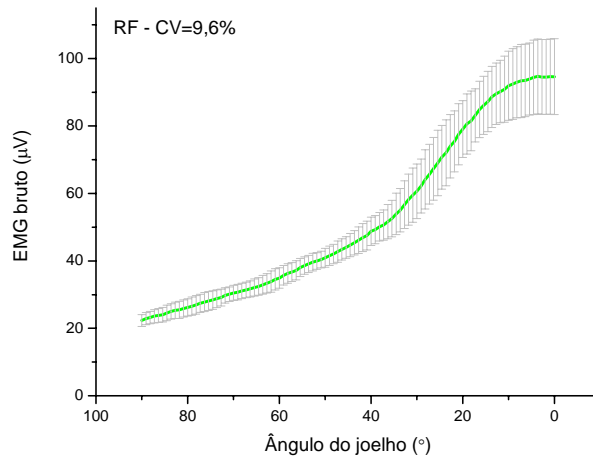
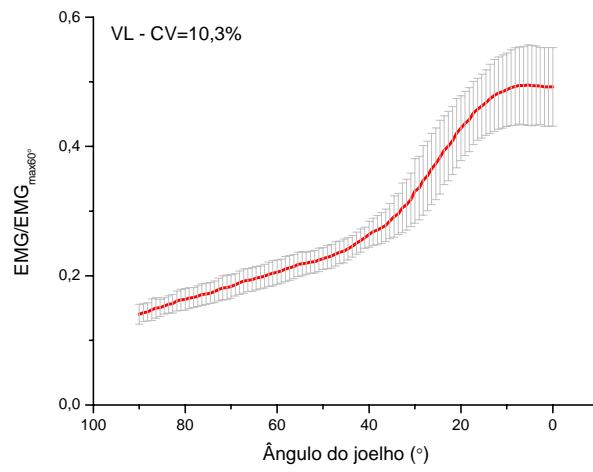


Figura 42: Média correspondente a 10 ciclos dos sinais de EMG bruto dos músculos: a) VL, b) VM e c) RF do indivíduo 1 em exercício com peso fixo.

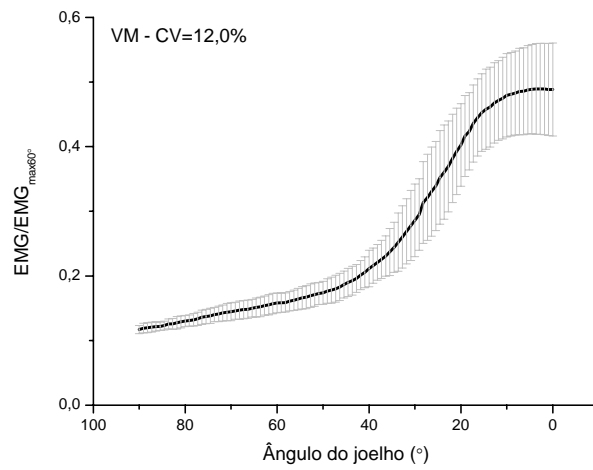
As curvas de intensidade de EMG sem normalização trazem informações importantes a respeito do padrão de ativação muscular, porém, como já citado, torna difícil a comparação dos dados entre os indivíduos e os músculos estudados. A fim de viabilizar tal comparação, normalmente, em situação isométrica, o sinal é normalizado pela EMG obtida em um nível de força pré-determinado. Porém, em casos isotônicos, surge um problema: que ângulo escolher como referência para normalização? Neste caso, optamos por 60°, que como já visto é o ângulo de maior capacidade de gerar força. Os dados normalizados por um valor são apresentados abaixo.



a)



b)



c)

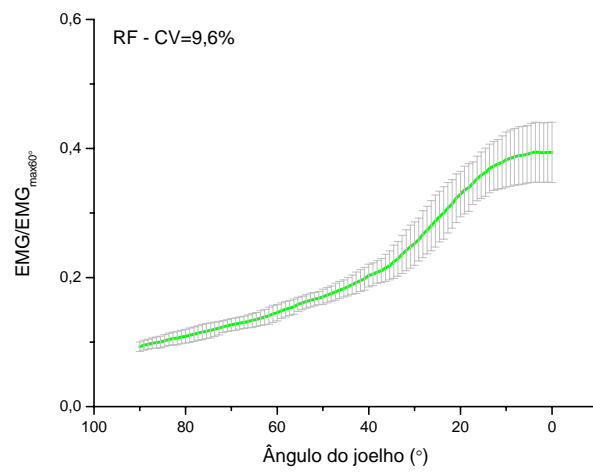


Figura 43: Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado por um valor (RMS em 60° a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com peso fixo.

Como esperado, ao normalizar o sinal de eletromiografia pelo sinal gerado em isometria em um dado ângulo, isto é  $EMG/EMG_{\max60o}$ , não se produz mudança no perfil da curva de EMG em relação àquele verificado no sinal sem nenhuma normalização. A curva produzida após este processo, que representa apenas o sinal de EMG normalizado pelo valor em 100% da CIVM em dada angulação, é útil para comparar resultados de diferentes indivíduos, pois utiliza para normalização uma característica individual. No entanto, em cada ângulo, há uma força máxima diferente, conforme mostra a figura 28; e se a relação entre EMG e força também varia de forma diferente, por que não normalizar a curva pela EMG obtida nas diferentes angulações? O que representaria esta curva? Buscando estas respostas, foi feita a normalização do sinal ponto-a-ponto ( $EMG/EMG_{\max}$ ). Para tanto, é construída uma “curva de normalização”, que consiste em uma função que descreve o ajuste polinomial de 4º grau dos 5 valores de EMG em 100% da capacidade máxima nos exercícios em rampa – 100% CIVM (como exemplificado na figura 44, com o músculo VL), chamamos este procedimento de normalização pela curva.

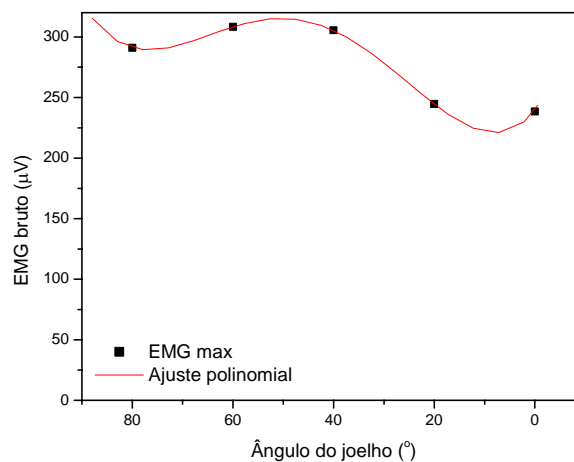
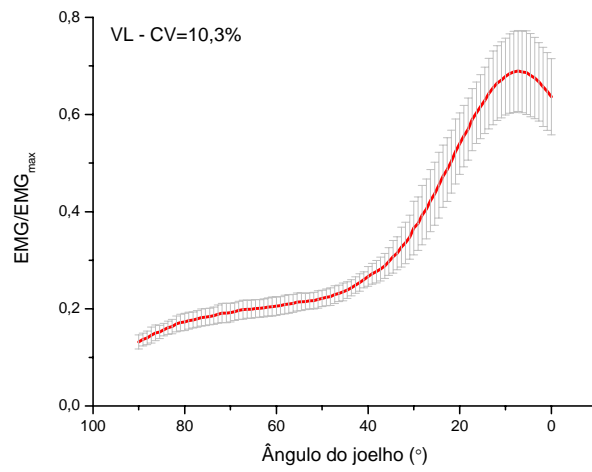


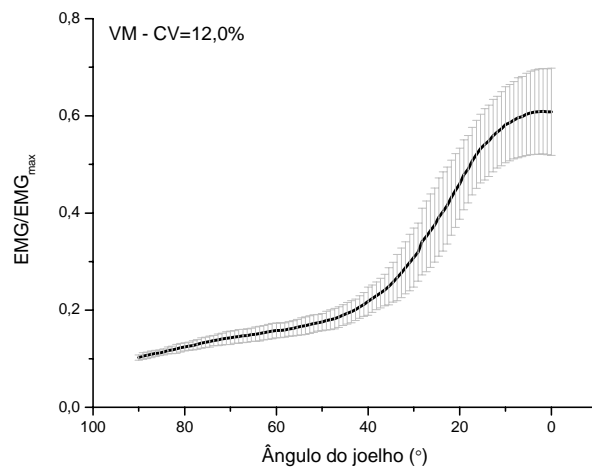
Figura 44: Curva de normalização do músculo VL do indivíduo 1.

Embora os dados sejam divididos em cada angulação por um valor diferente, não há uma variação muito grande no formato da curva, com exceção do músculo VL, como mostra a figura abaixo. Esperava-se que os dados de EMG normalizados pela curva tivessem um sentido interessante ao avaliar-se a contração muscular, se pudéssemos considerar que quanto mais próximo do valor “1”, mais perto estaria de sua situação em força máxima naquele ângulo.

a)



b)



c)

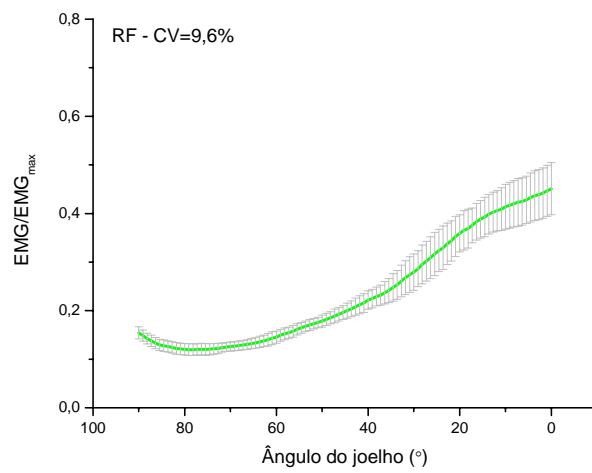


Figura 45: Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado pela curva (RMS em cada ângulo a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com peso fixo.

É conhecido que a relação entre a eletromiografia de superfície e a força modifica-se no exercício isotônico devido a vários fatores; como por exemplo, a posição do eletrodo em relação à variação do volume muscular durante o movimento, a variação da distância entre o músculo e a pele e a alteração da relação força-comprimento do músculo (HERZOG et al., 1998). Assim, ao normalizar a curva em cada posição pelo sinal de EMG obtido em isometria exatamente nesta mesma posição, esperava-se que a curva obtida deveria guardar alguma relação com a ação máxima do referido músculo em cada posição.

#### **4.4.1. Relação entre EMG e força aplicada (% CIVM)**

Para verificar se a curva  $EMG/EMG_{max}$  poderia guardar alguma relação com a ação máxima do músculo, e assim fornecer a % CIVM que é solicitada durante o exercício em cada posição, foi realizado o procedimento descrito a seguir.

Primeiramente, identifica-se na EMG normalizada pela curva, mostrada na figura 45, o valor desta relação ( $EMG/EMG_{max}$ ) para cada ângulo. A partir deste, determina-se a % CIVM por ajuste polinomial de 4ª ordem nas curvas de contração isométrica em rampa (figura 35), como mostrado na figura 46. Exemplificando: em 80° na curva do VL da figura 35a, o valor de EMG normalizado pela curva de EMG isométrico em 100% da CIVM, é de aproximadamente 0,2. A partir deste valor, na curva mostrada na figura 46, conforme ilustrado pelas linhas tracejadas, identifica-se o valor de % de CIVM, que neste caso é 10%.

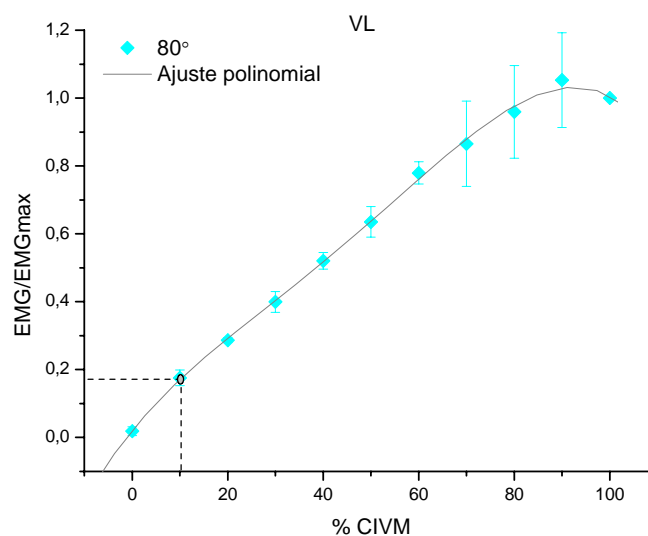


Figura 46: Valores normalizados de RMS do músculo VL durante contração em rampa a 80° em função da % CIVM do indivíduo 1.

Ou então, podemos visualizar melhor esse passo na figura abaixo, que mostra as curvas de  $EMG/EMG_{max}$  de contração isotônica e as curvas de EMG normalizada para cada % CIVM durante contrações isométricas em rampa, ambas para o indivíduo 1. Nota-se que, como no exemplo anterior, a curva de  $EMG/EMG_{max}$  é superposta à curva relativa a 10% CIVM em 80°. E assim podemos ver qual a % CIVM que a EMG indicaria para cada ângulo.

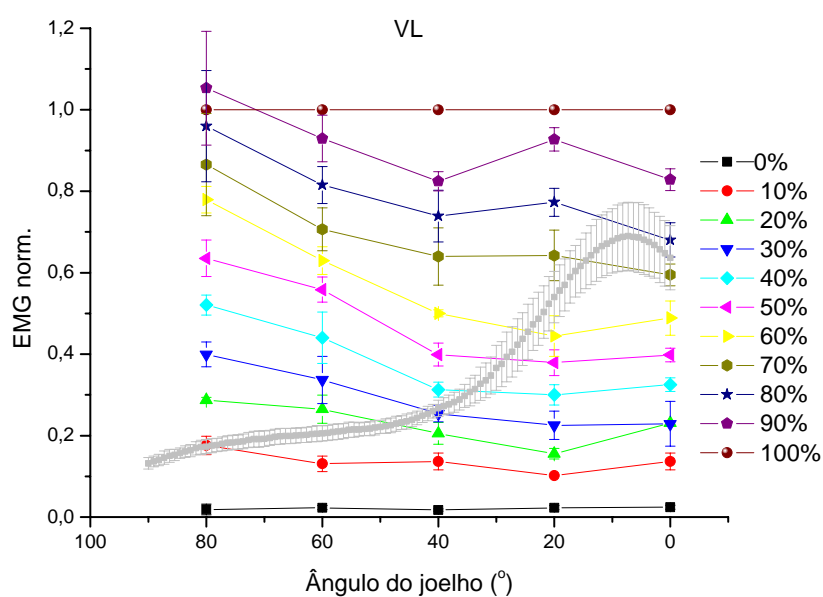
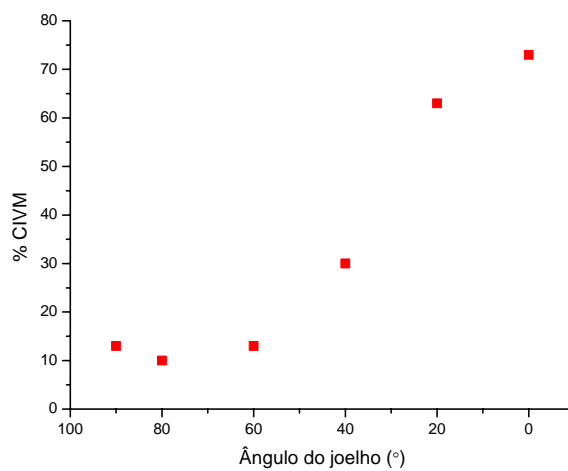


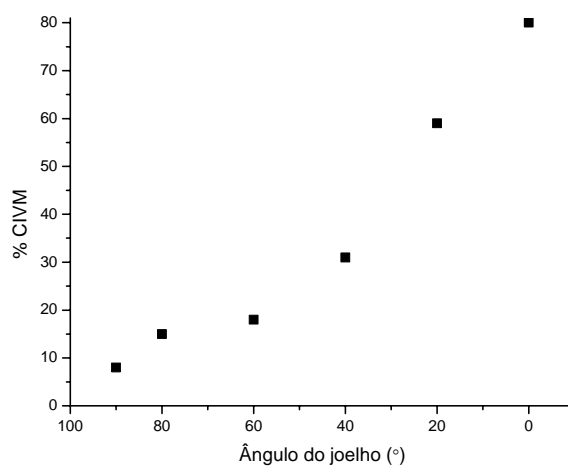
Figura 47: Sinal de EMG do músculo VL normalizado pela curva, em exercício com peso fixo, e valores normalizados de EMG do músculo VL, em exercício em rampa, em função do ângulo do joelho, do indivíduo 1.

Mas seria coerente comparar a EMG em atividade isotônica com a EMG em isometria, quando normalizadas da mesma forma? Se sim, o procedimento proposto deveria reproduzir a % CIVM que realmente foi utilizada durante o exercício. Para verificarmos a viabilidade da técnica, repetiu-se o procedimento em vários pontos, e obteve-se uma curva de % CIVM durante o exercício isotônico para cada músculo, em função do ângulo do joelho (figura 48).

a)



b)



c)

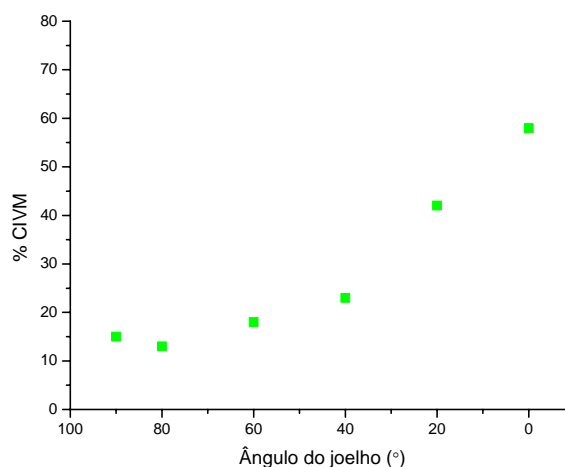


Figura 48: % CIVM encontrada a partir de  $EMG/EMG_{max}$  dos músculos a)VL, b)VL e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com peso fixo).

Estes gráficos deveriam então representar o quanto a carga do exercício isotônico está “longe” do máximo em isometria. Porém, a carga utilizada para este exercício corresponde a 15% da CIVM em  $0^{\circ}$ , e o que a figura mostra são cargas variando de 60 a 80% da CIVM nessa angulação. Portanto, os cálculos a partir do procedimento descrito não fornecem o valor correto, ou seja, não são adequados para se obter o perfil do comportamento da % CIVM.

Em um estudo piloto, havíamos relacionado a EMG em contração isotônica com a EMG em contração isométrica em degrau, em somente um indivíduo, para testarmos a metodologia. Prosseguindo o trabalho, como um de nossos objetivos tratava-se de conhecer o comportamento da EMG para várias porcentagens da CIVM, optamos por realizar as contrações isométricas em rampa, visto que realizar 3 contrações em degrau para cada % CIVM despenderia um excessivo esforço por parte da voluntária. Além do que, como mostra a figura 41, as diferenças nas relações  $EMG/Fq$  entre a contração em degrau e em rampa não são significativas.

Na tentativa de mostrar mais esclarecimentos sobre essas questões, realizamos um experimento com um voluntário, obedecendo a seguinte seqüência: i) 3 contrações máximas em degrau em  $60^{\circ}$  de flexão do joelho; ii) 3 contrações em rampa em  $60^{\circ}$ , iv) contração isométrica em degrau com carga de 20% do máximo em rampa, que no caso correspondeu a aproximadamente 6 kg; iv) 5 ciclos de contração isotônica com carga de 6 kg.

A tabela 3 mostra os valores de RMS para cada músculo, sendo consideradas a contração máxima em degrau de maior força, a contração em rampa também de maior força máxima, e os valores apresentados de RMS durante a contração isotônica correspondem à média dos 5 ciclos, no momento em que a perna encontra-se em 60°.

Tabela 3: Comparação entre os valores de EMG brutos em diferentes formas de contração.

Tipo de contração	Força aplicada	VL	VM	RF
Em degrau	100% CIVM em degrau (407 N)	367	244	119
Em rampa	100% CIVM em rampa (330 N)	514	389	162
Em degrau	20% CIVM em rampa (60 N)	52	42	21
Em rampa	20% CIVM em rampa (60 N)	60	54	21
Isotônica	20% CIVM em rampa (60 N)	117*	175*	89*

\*média de 5 ciclos no ângulo de 60° de flexão do joelho

Na tabela, observa-se que os valores de RMS a 100% da contração em rampa são maiores do que na contração máxima em degrau, mesmo sendo a força máxima atingida menor que a anterior. Nota-se também que o valor de RMS em contração isotônica difere bastante tanto da contração isométrica em degrau quanto da contração em rampa, apesar de ser utilizada a mesma carga e analisada a mesma angulação do joelho. Quando a EMG em isotonia é normalizada pelo seu valor em 100% CIVM, tanto se utilizando a contração em degrau quanto a em rampa, são obtidos valores extremamente discrepantes, com exceção do músculo VL, que apresenta resultados da mesma ordem dos esperado ( $117 \div 367 = 0,32$ ; e  $117 \div 514 = 0,22$ ).

Estes resultados indicam que deve ser estudado com mais detalhes qual a importância da velocidade de contração, antes de se estabelecer uma forma de normalização do sinal para o estudo da relação EMG-força.

Podemos inferir que a comparação não é possível devido às diferentes estratégias de controle motor envolvidas nos dois tipos de contração, o que varia também de indivíduo para indivíduo. Dos fatores envolvidos na relação entre EMG e força, temos que a angulação é respeitada ao se adotar o procedimento de normalização



pela curva, o nível de força é conhecido e considerado, a velocidade angular também é conhecida (mas não é constante no caso isotônico, o que pode influenciar também a relação), porém não houve nenhuma preocupação em controlar a velocidade de contração das fibras musculares. Numa contração máxima em degrau, a velocidade de contração das fibras musculares tem seu valor máximo. Nas contrações em rampa, essa velocidade está associada à inclinação da rampa. Podemos dizer que a contração em degrau é a rampa o mais rápida possível.

Até aqui se mostra uma tentativa de se reproduzir a % CIVM ( $F_a$ ) em contração isotônica a partir da EMG, o que não se mostrou adequado quando feito com o procedimento utilizado, provavelmente por não se ter um controle de todas as variáveis. Os resultados apresentados são referentes ao exercício com o peso fixo. As mesmas análises foram realizadas com os dados do exercício com a corda elástica e mostraram-se semelhantes.

A seguir, então, procurou-se investigar qual a relação entre EMG e a força muscular interna ( $F_q$ ).

#### **4.4.2. Relação entre EMG e força do quadríceps**

Neste item apresentamos o procedimento que busca identificar qual a relação existente entre EMG e força muscular em exercício isotônico do músculo quadríceps utilizando como resistência o peso fixo e a corda elástica.

##### **4.4.2.1 Exercícios com peso fixo**

A fim de se estudar essas questões, recorre-se novamente ao modelo biomecânico para obtenção do comportamento da força muscular em função do ângulo articular. Para tanto, é necessário o cálculo da aceleração instantânea em cada ângulo da amplitude do movimento. O ângulo registrado em graus pelo eletrogoniômetro (figura 49a) é convertido então em radianos (49b), e assim, pela derivada primeira em função do tempo temos a velocidade e pela segunda, a aceleração, em  $\text{rad/s}^2$ , para ser aplicada na equação 1. Como visto na figura 49c, não foi possível manter uma velocidade

constante de  $30^{\circ}/s$  (ou  $0,52 \text{ rad/s}$ ) em toda a amplitude de movimento, no entanto, neste caso a aceleração manteve-se próximo a  $0 \text{ rad/s}^2$  (figura 49d). Estes dados ilustram os valores médios registrados durante o exercício com peso fixo do indivíduo 1.

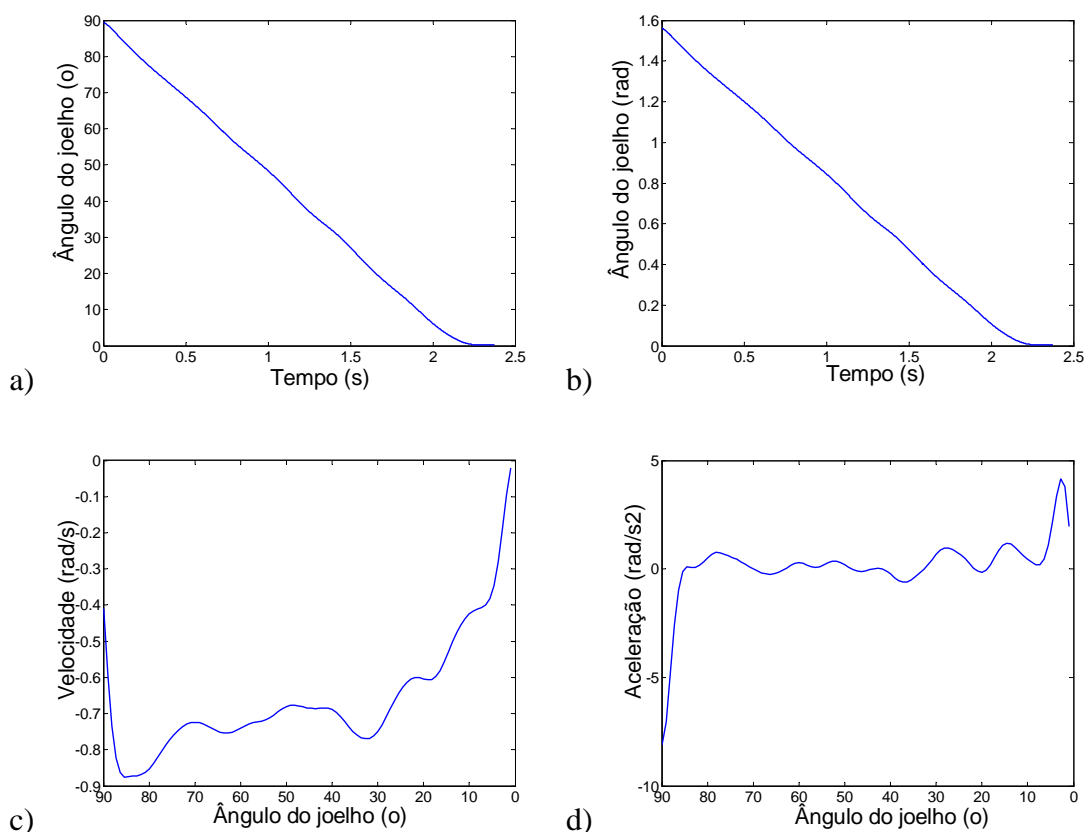


Figura 49: a)  $\hat{\text{Ângulo do joelho}} (^{\circ})$  em função do tempo; b)  $\hat{\text{Ângulo do joelho}} (\text{rad})$  em função do tempo; c) Velocidade ( $\text{rad/s}$ ) em função do  $\hat{\text{ângulo do joelho}}$ ; d) Aceleração ( $\text{rad/s}^2$ ) em função do  $\hat{\text{ângulo do joelho}}$ . Os dados são ilustrativos para as médias dos dez ciclos do exercício com o peso fixo do indivíduo 1.

Utilizando-se a aceleração média para cada  $\hat{\text{ângulo}}$ , a força muscular gerada durante o exercício é calculada pela equação 1, sendo as demais variáveis também encontradas segundo as características do indivíduo 1. A curva assim obtida é mostrada na figura 50.

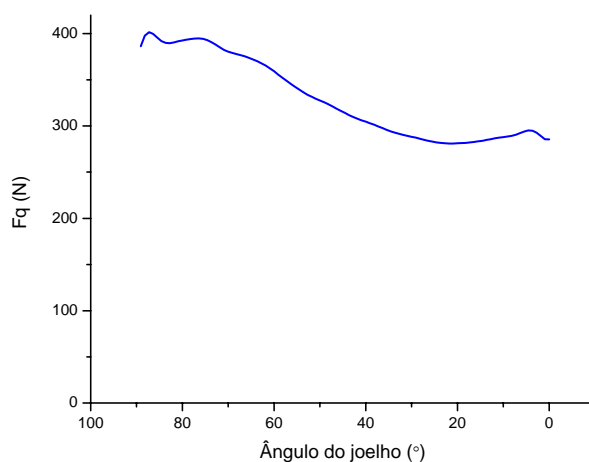
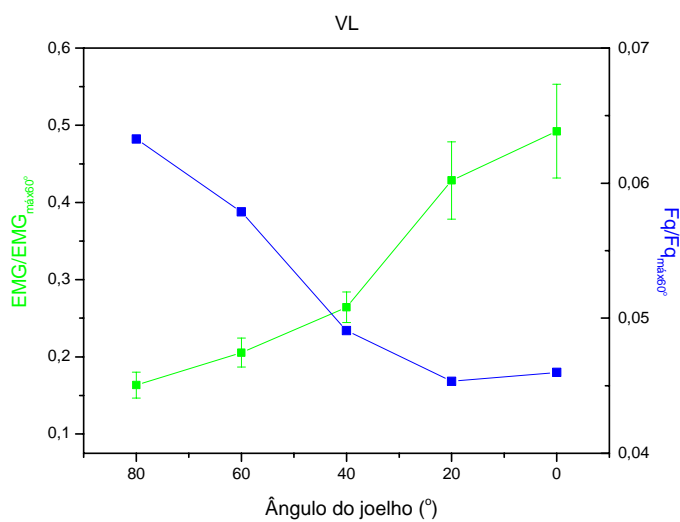


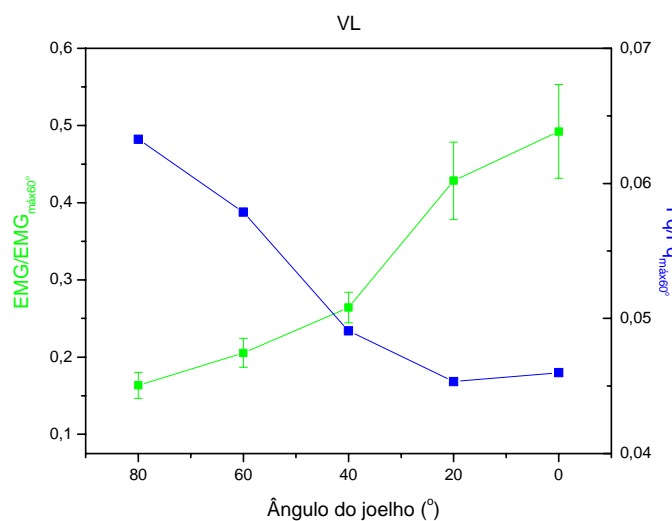
Figura 50: Força simulada do músculo quadríceps em função do ângulo articular do indivíduo 1.

Observa-se nesta figura que a força do músculo apresenta um pequeno decréscimo quando se aproxima da extensão total do joelho; por outro lado, vimos na figura 42 que a atividade eletromiográfica aumenta. Isto fica mais evidente na figura 51 onde a EMG e a Fq são normalizadas por seus respectivos valores máximos em 60° de flexão do joelho.

a)



b)



c)

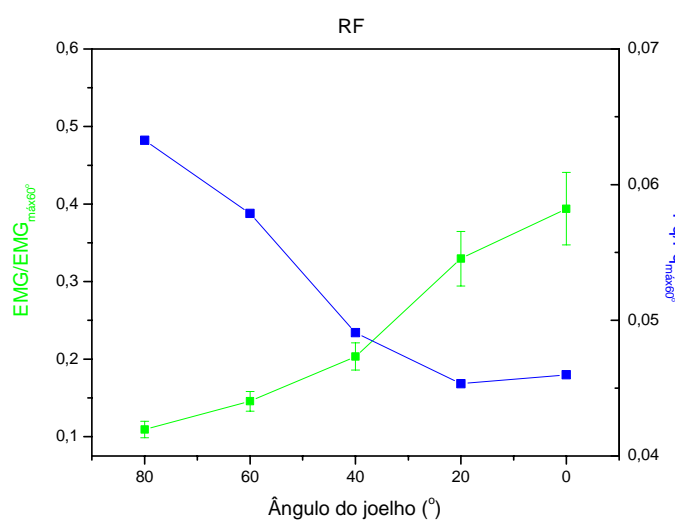
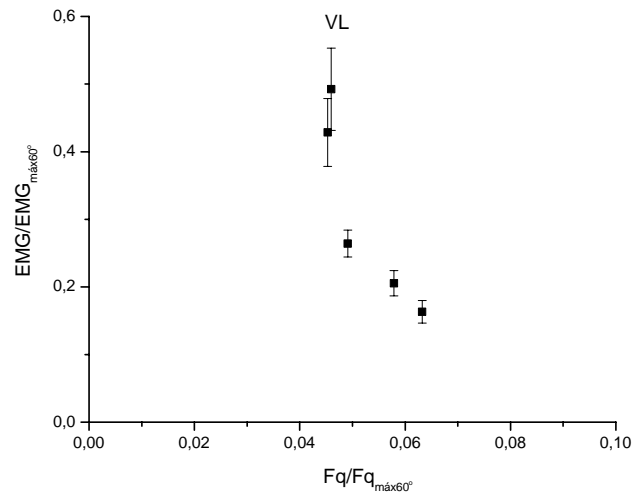


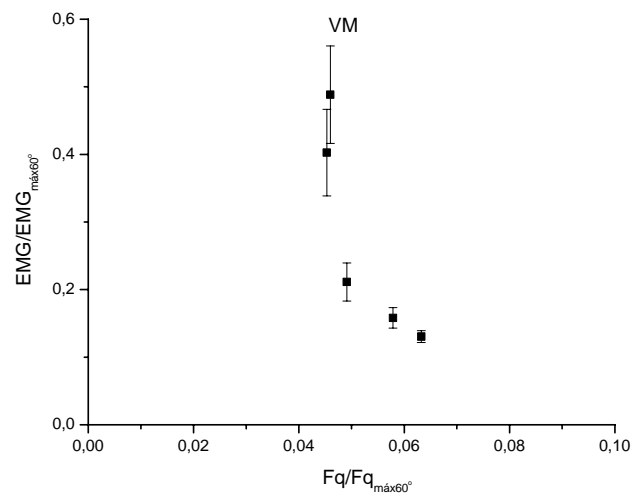
Figura 51: Relação da força muscular ( $Fq/Fq_{\max60}$ ) e da EMG ( $EMG/EMG_{\max60}$ ) normalizados por um valor, dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com peso fixo).

E quando a  $EMG/EMG_{\max60}$  é plotada em função de  $Fq/Fq_{\max60}$ , parece que a EMG decresce com o aumento da força. No entanto, esta forma de observação é enganosa, pois não são consideradas as variações ocorrentes com o ângulo articular, fator determinante da relação entre EMG e força. Uma forma de respeitar tal fator é utilizar a normalização ponto-a-ponto, “pela curva”, para ambos EMG e força muscular, como descrito abaixo.

a)



b)



c)

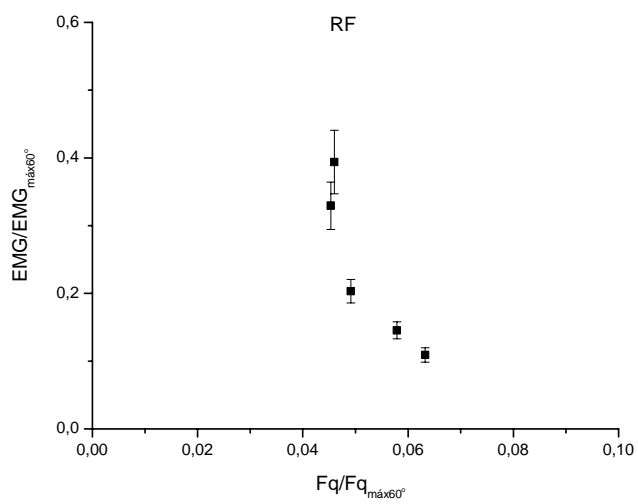
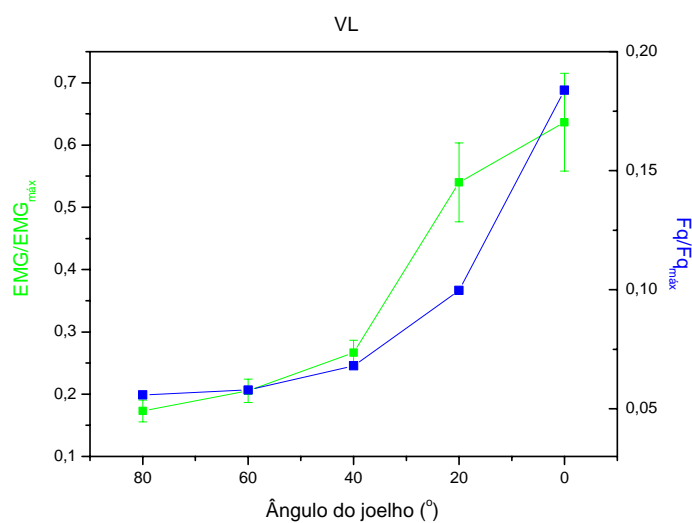


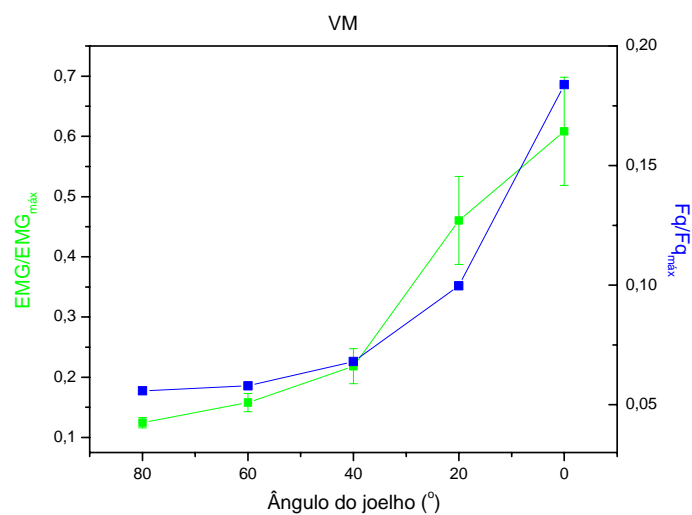
Figura 52: Relação  $EMG/EMG_{\max 60^\circ}$  dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação  $Fq/Fq_{\max 60^\circ}$  (exercício com peso fixo).

A seguir apresenta-se a mesma avaliação anterior, porém utilizando a normalização pela curva. Na figura 53 mostra-se no mesmo gráfico a relação  $EMG/EMG_{max}$  obtida experimentalmente e a relação  $Fq/Fq_{max}$  calculada pelo modelo biomecânico (equação 1) quando se aplica nesta equação, em cada posição, a carga utilizada no exercício e a carga máxima executada pelo indivíduo (tabela 2). Observa-se neste caso que a relação de  $EMG/EMG_{max}$  cresce quando  $Fq/Fq_{max}$  também cresce.

a)



b)



c)

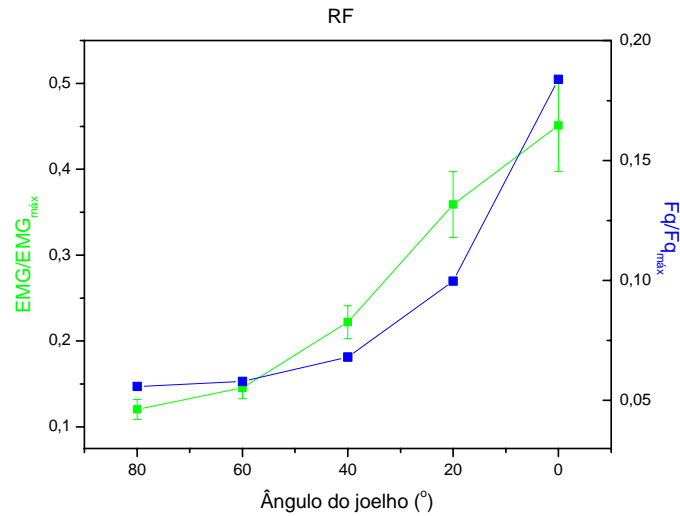


Figura 53: Relação da força muscular ( $Fq/Fq_{\max}$ ) e da EMG ( $EMG/EMG_{\max}$ ) normalizados pela curva, dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com peso fixo).

A relação  $EMG/EMG_{\max}$  pode ser analisada a partir da equação 11, fazendo-se o seguinte cálculo:

$$\frac{EMG_{isot}}{EMG_{\max}} = \frac{r(\theta, F, v, w)_{isot} F_{q_{isot}}}{r(\theta, F, v, w)_{\max} F_{q_{\max}}} \quad (13)$$

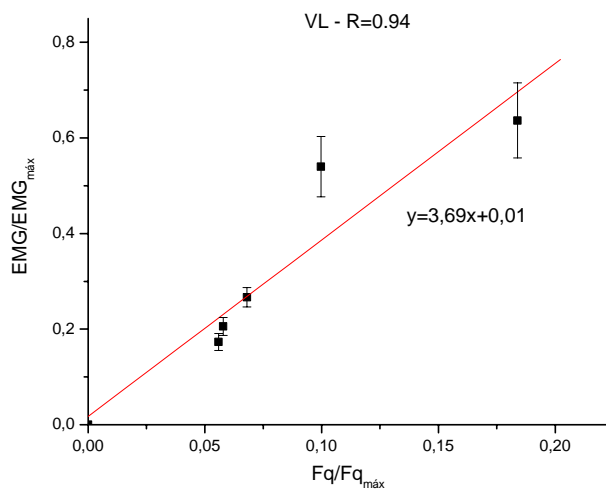
$$\text{onde se define } \frac{r(\theta, F, v, w)_{isot}}{r(\theta, F, v, w)_{\max}} = C \quad (14)$$

Lembrando-se que foi imposta a condição de exercício lento com baixa carga, esperava-se que não houvesse variações de  $r(\theta, F, v, w)$ , ou seja, esperava-se que o sinal de EMG fosse proporcional à força, com a mesma relação  $r(\theta, F, v, w)$  em todo o arco de movimento. Se isso de fato ocorresse, a relação  $r(\theta, F, v, w)_{isot} / r(\theta, F, v, w)_{\max}$  seria igual a 1 ( $C=1$ ), e assim, as duas curvas dos gráficos da figura 53 teriam o mesmo perfil, ou seja, seriam proporcionais.

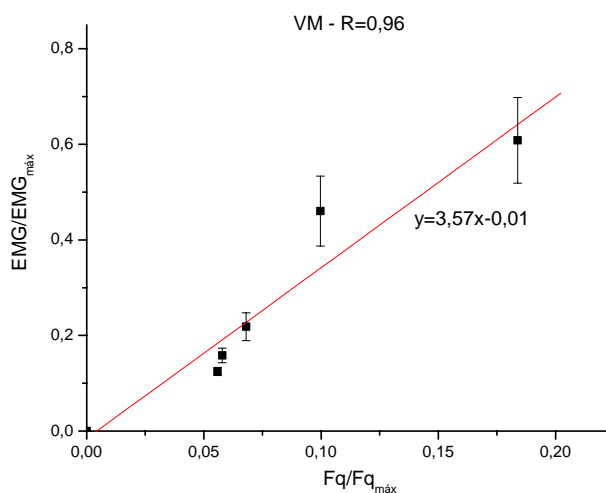
O formato das curvas de  $EMG/EMG_{\max}$  aproxima-se, mas não é igual ao das curvas de  $Fq/Fq_{\max}$ . Assim essas grandezas não são proporcionais. No entanto, numa primeira aproximação, consideramos proporcionais e fizemos o ajuste linear dos dados, conforme mostrados na figura 54. Um fato que se observa é que neste caso, diferentemente da normalização por um valor, as curvas de  $EMG/EMG_{\max}$  versus

$Fq/Fq_{\max}$ , de todos os músculos e de todos os indivíduos são parecidas, como pode ser visto no apêndice D<sup>1</sup>.

a)



b)



<sup>1</sup> No apêndice D são mostrados os resultados de 8 indivíduos, dos 10 que participaram desta etapa. Por problemas experimentais, os indivíduos 3 e 7 tiveram que ser excluídos das análises dos exercícios isotônicos.



c)

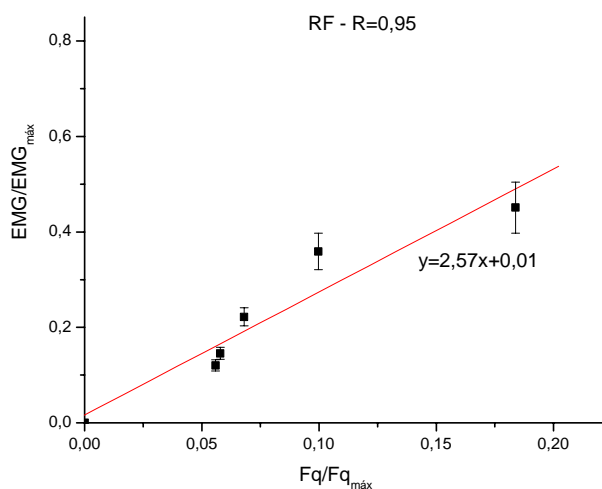


Figura 54: Relação  $EMG/EMG_{\max}$  dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação  $Fq/Fq_{\max}$  (exercício com peso fixo).

Os ajustes lineares apresentam uma boa correlação (ver valor de R), ou seja, podemos dizer que EMG é aproximadamente proporcional à força, quando ambos são normalizados por seus valores máximos, em cada ângulo. Observa-se também que esta constante é diferente para cada músculo, sendo  $C \cong 3,69$  para o VL,  $C \cong 3,57$  para o VM e  $C \cong 2,57$  para o RF. Finalmente pode-se concluir que o sinal de EMG, quando normalizado pela curva, não pode ser relacionado diretamente com a % CIVM ( $F_a$ ), mas pode ser um indicativo da relação  $Fq/Fq_{\max}$ .

As análises apresentadas neste item também foram feitas para os exercícios com resistência elástica.

#### 4.4.2.2. Exercícios com resistência elástica

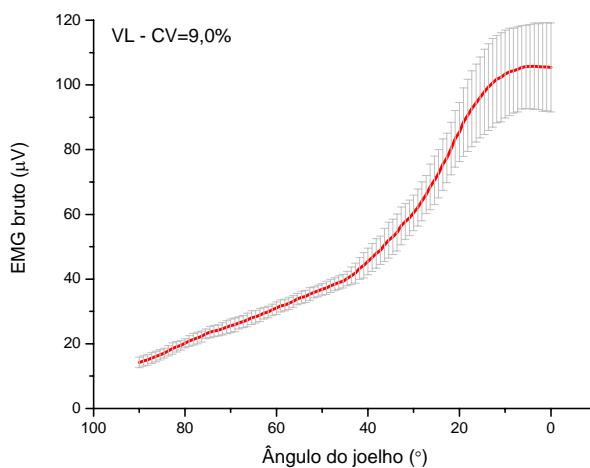
A seguir, é apresentada a mesma seqüência de resultados para o indivíduo 1, porém com dados referentes aos exercícios com corda elástica.

Esses exercícios foram executados nas mesmas condições que os anteriores, com o mesmo controle de velocidade e com sobrecarga correspondente a 15% da CIVM em  $0^\circ$ , lembrando-se que a corda elástica fornece uma resistência bem distinta da do peso fixo, como mostrado na seção 4.1.

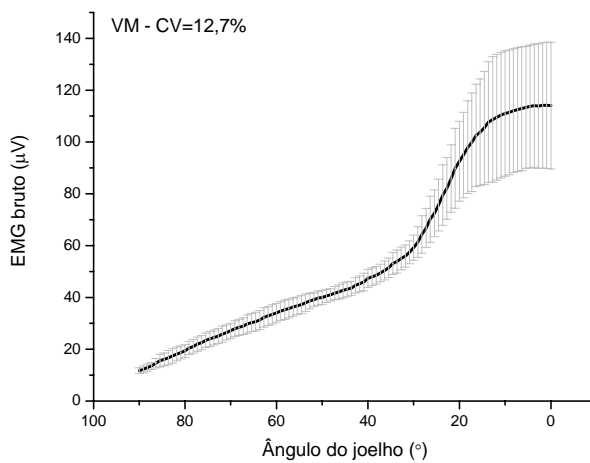
Os dados desta etapa também foram processados da mesma forma que os mostrados no item 4.4.2.1.

A figura abaixo corresponde às médias dos valores de RMS dos 10 ciclos de contração isotônica concêntrica, dos músculos VL, VM e RF.

a)



b)



c)

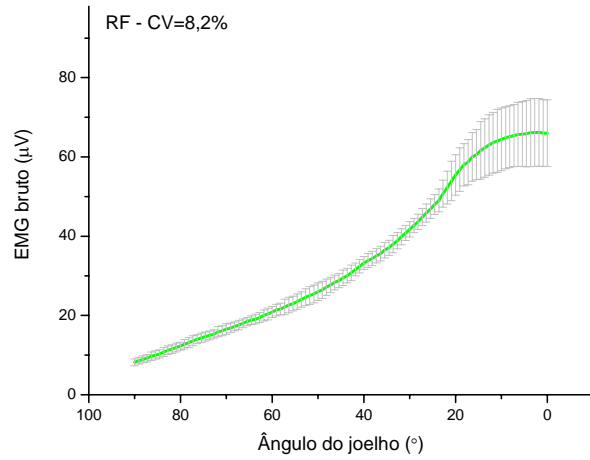
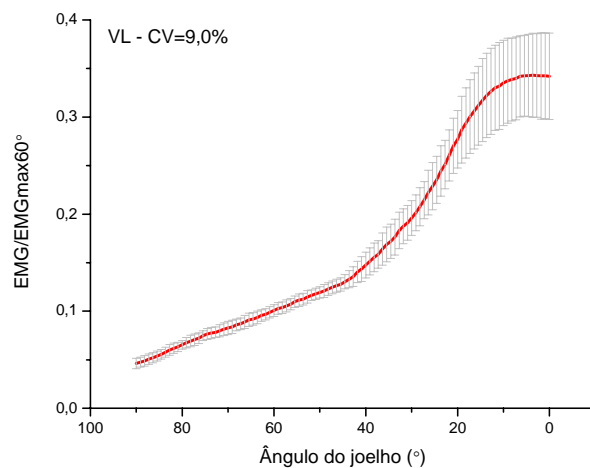


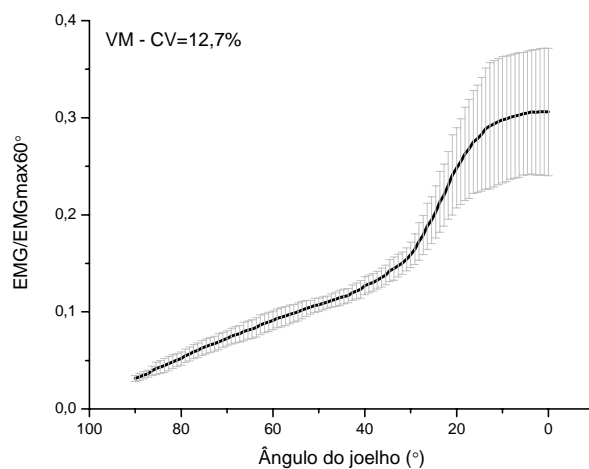
Figura 55: Média correspondente a 10 ciclos dos sinais de EMG bruto dos músculos: a) VL, b) VM e c) RF do indivíduo 1 em exercício com corda elástica.

Estes dados são primeiramente normalizados por um valor, de RMS em contração máxima isométrica em rampa a 60° ( $EMG/EMG_{max60^{\circ}}$ ), o que não modifica o perfil da curva, mas possibilita comparar os resultados de diferentes indivíduos e músculos.

a)



b)



c)

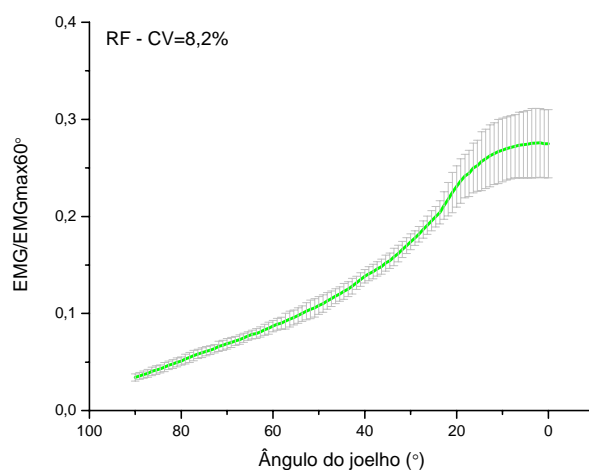
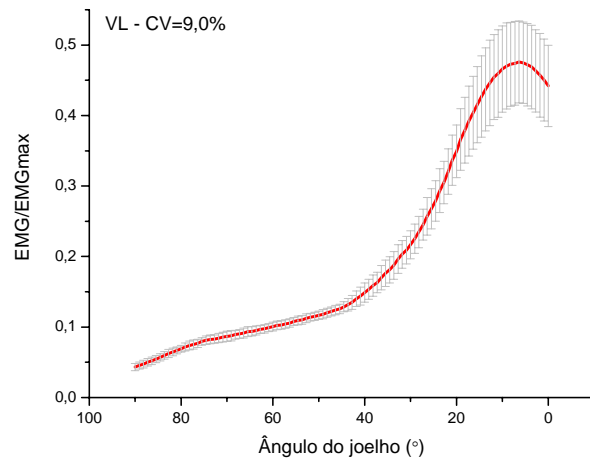


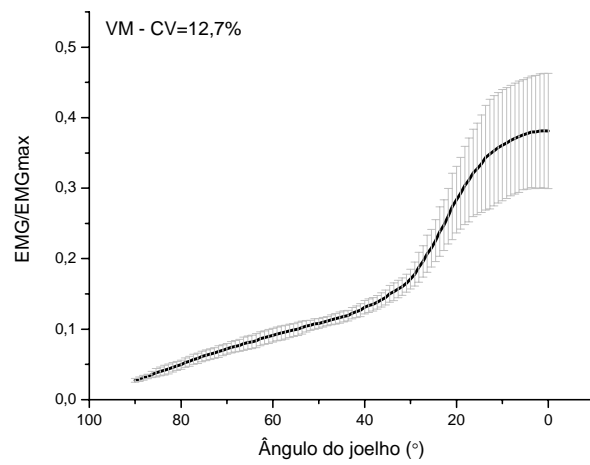
Figura 56: Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado por um valor (RMS em 60° a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com corda elástica.

A seguir, os dados são normalizados pela curva, de RMS em contração máxima isométrica em rampa a cada ângulo ( $EMG/EMG_{max}$ ). Para tanto, são utilizadas as mesmas curvas de normalização, como a exemplificada na figura 44. Coincidentemente, somente o perfil da curva do músculo VL sofreu modificações com esse procedimento, com uma maior alteração em torno de 0°.

a)



b)



c)

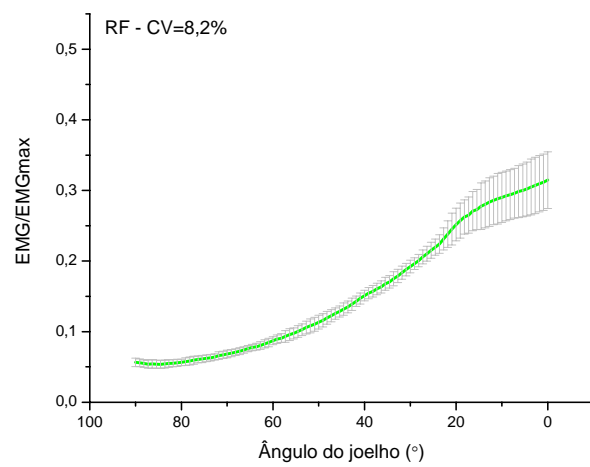


Figura 57: Sinal de EMG dos músculos a) VL, b) VM e c) RF normalizado pela curva (RMS em cada ângulo a 100% da CIVM) do indivíduo 1 em exercício com corda elástica.

A fim de se comparar a EMG com a  $F_q$ , recorre-se novamente ao modelo biomecânico. A  $F_q$ , gerada durante o exercício com a corda elástica, calculada por simulação (equação 1) é mostrada na figura 58. Para este cálculo são consideradas a aceleração média instantânea (cujo cálculo é ilustrado na figura 49), as características antropométricas do sujeito e a força aplicada pela corda elástica utilizada no experimento.

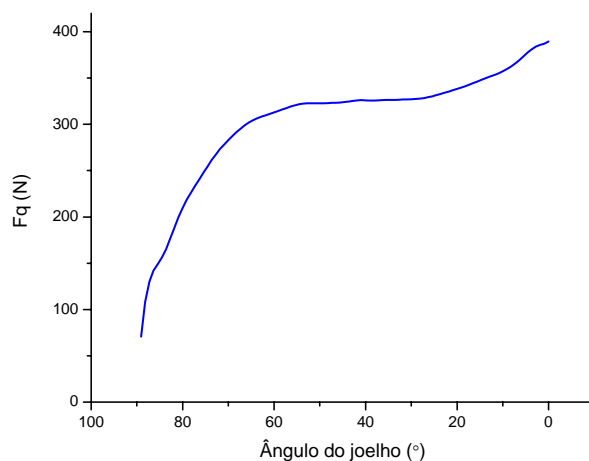
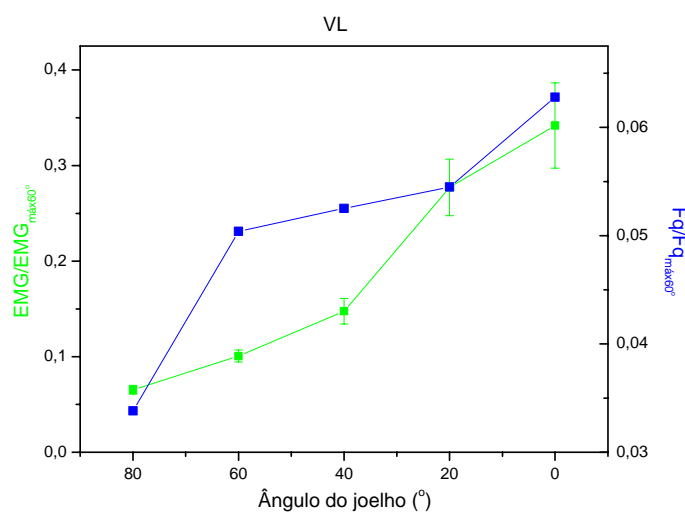


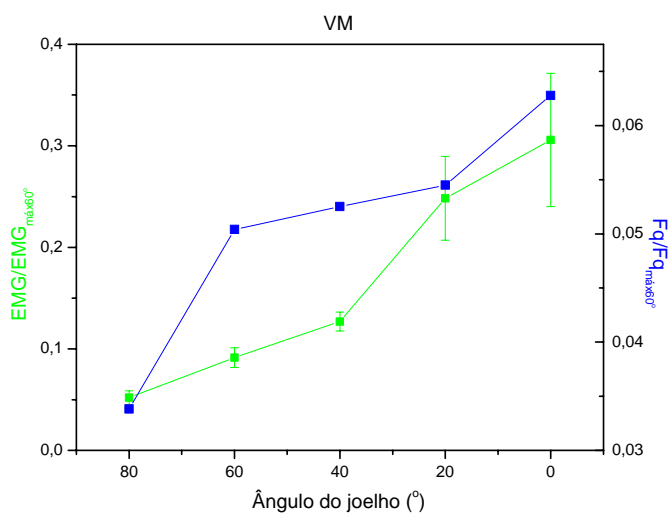
Figura 58: Força simulada do músculo quadríceps em função do ângulo articular do indivíduo 1 em exercício com a corda elástica.

Ao contrário da  $F_q$  em exercício com peso fixo, a força do músculo durante o exercício com a resistência elástica é crescente, quando se aproxima da extensão total do joelho, assim como a EMG.

a)



b)



c)

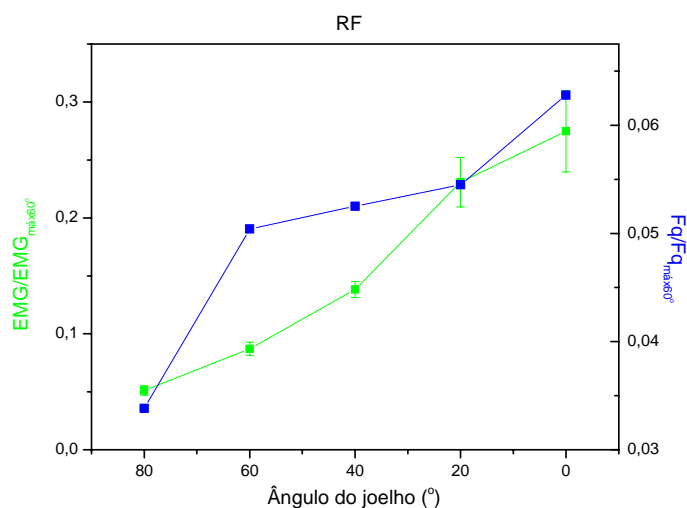
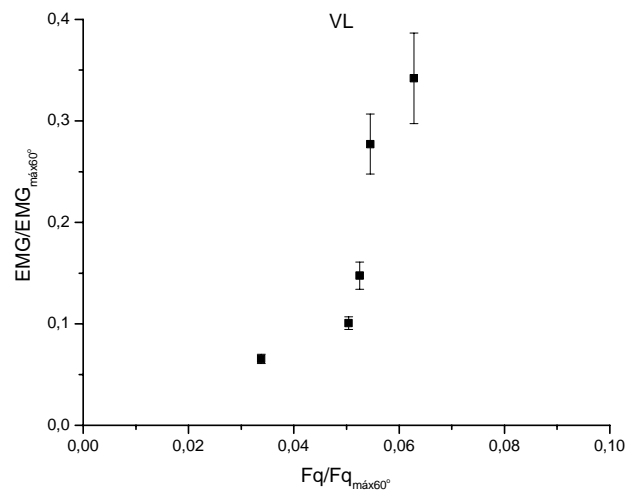


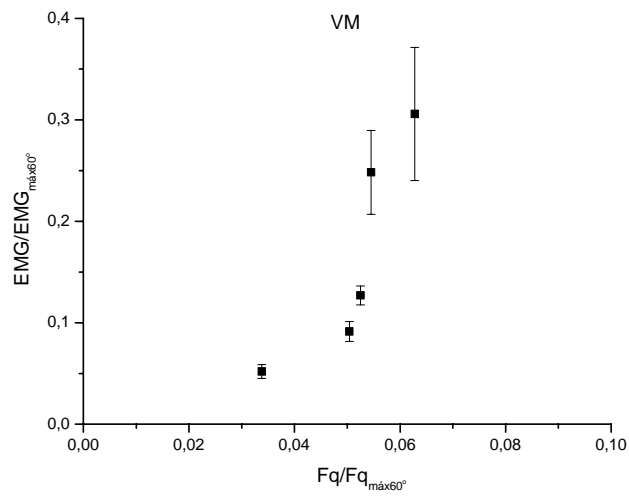
Figura 59: Relação da força muscular ( $Fq/Fq_{\max60o}$ ) e da EMG ( $EMG/EMG_{\max60o}$ ) normalizados por um valor, dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com corda elástica).

Os gráficos da figura 60 mostram os valores da relação entre os dados, normalizados por um valor, dos sinais de EMG ( $EMG/EMG_{\max60o}$ ) plotados em função da relação entre as forças musculares obtidas do modelo biomecânico ( $Fq/Fq_{\max60o}$ ), apresentando um baixo coeficiente de correlação R.

a)



b)



c)

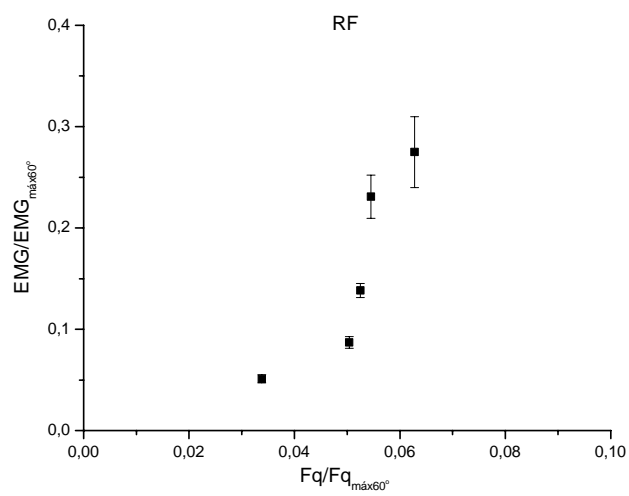
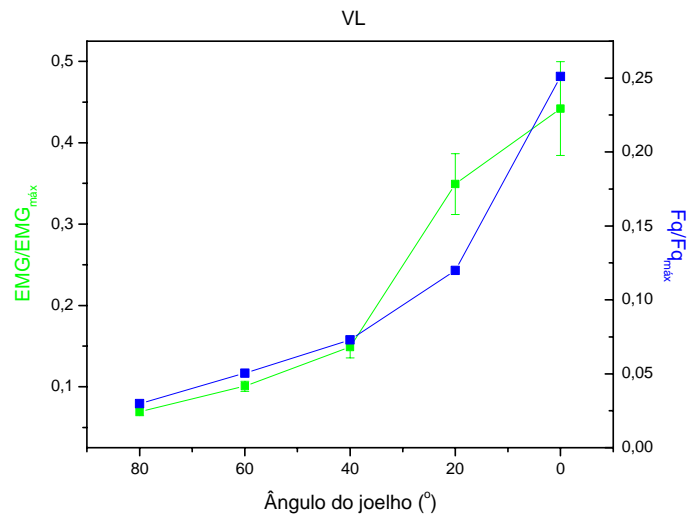


Figura 60: Relação  $EMG/EMG_{\max 60^\circ}$  dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação  $Fq/Fq_{\max 60^\circ}$  (exercício com corda elástica)

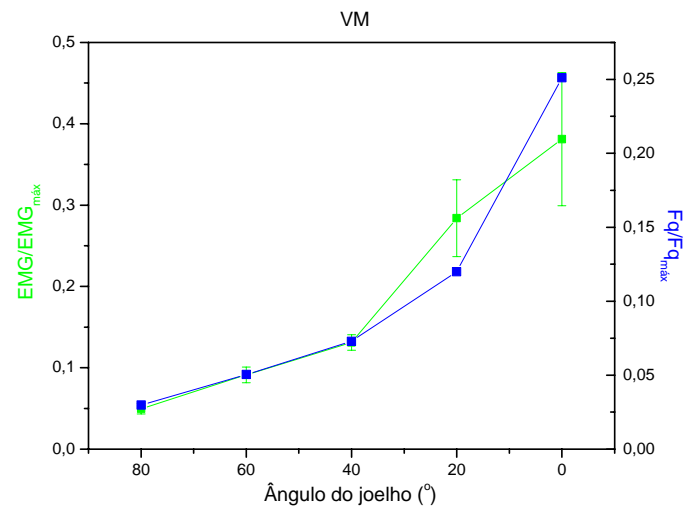


Porém, assim como para os exercícios com o peso fixo, a relação entre os dados normalizados pela curva dos sinais de EMG ( $EMG/EMG_{max}$ ) aproxima-se da relação entre as forças musculares obtidas do modelo biomecânico ( $Fq/Fq_{max}$ ), como mostra a figura 61.

a)



b)



c)

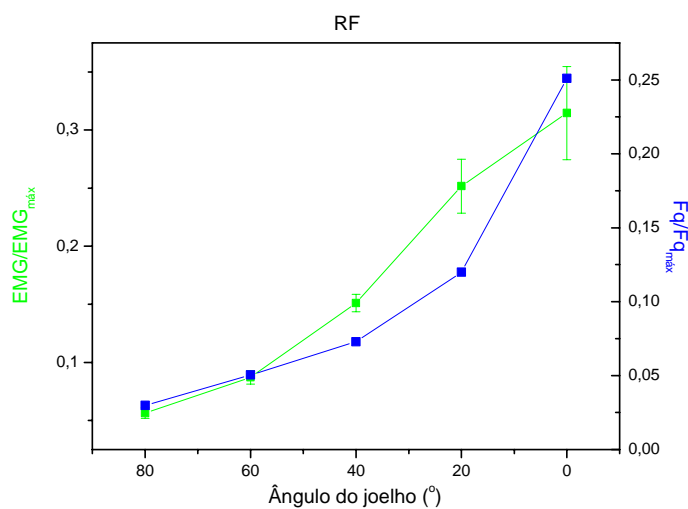
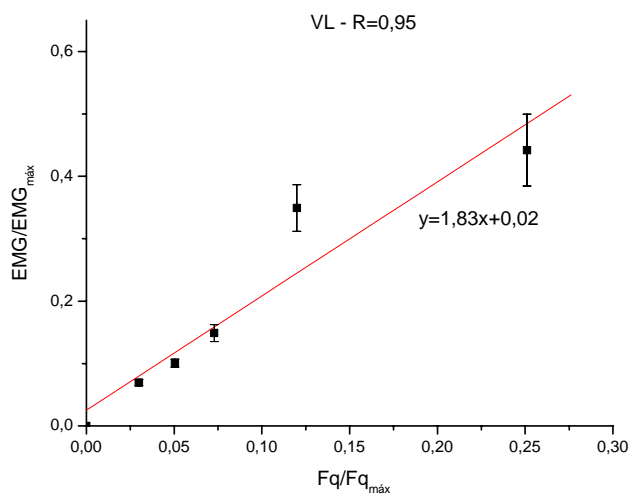


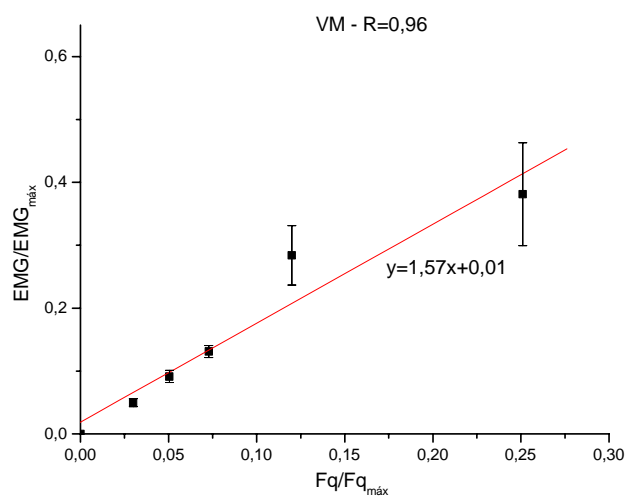
Figura 61: Relação da força muscular ( $Fq/Fq_{\max}$ ) e da EMG ( $EMG/EMG_{\max}$ ) dos músculos a)VL, b)VM e c)RF, em função do ângulo articular (exercício com corda elástica).

Na figura 61 apresenta-se o gráfico de  $EMG/EMG_{\max}$  versus  $Fq/Fq_{\max}$ . O perfil dos gráficos é similar ao do peso fixo e, neste caso também não se trata de grandezas diretamente proporcionais. Mas também fizemos um ajuste linear para uma primeira aproximação.

a)



b)



c)

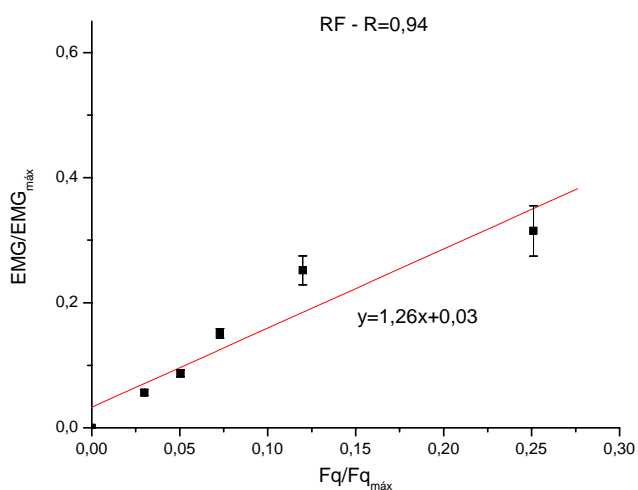


Figura 62: Relação  $EMG/EMG_{max}$  dos músculos a)VL, b)VM e c)RF em função da relação  $Fq/Fq_{max}$  (exercício com corda elástica).

Confirma-se pelo ajuste linear que  $EMG/EMG_{max}$  é aproximadamente proporcional a  $Fq/Fq_{max}$  também no exercício com a corda elástica, pois se observa um bom coeficiente de correlação R (figura 62). Nos gráficos são mostradas as equações que definem a reta, e neste tipo de exercício, as constantes C também diferem entre os músculos, sendo  $C \cong 1,83$  para o VL,  $C \cong 1,57$  para o VM e  $C \cong 1,26$  para o RF.

Os gráficos de  $EMG/EMG_{max}$  versus  $Fq/Fq_{max}$  dos 8 indivíduos analisados, tanto dos exercícios com peso fixo quanto dos com corda elástica, são mostrados no apêndice D.

Para verificar se existe alguma diferença da constante  $C$  entre exercícios com peso fixo (PF) e exercícios com corda elástica (CE), analisamos os resultados do músculo vasto lateral. Para uma avaliação aproximada foram considerados apenas os pontos iniciais que apresentam maior linearidade, fazendo um ajuste linear das curvas excluindo o último ponto. Assim prioriza-se a relação em pequenas forças. Os valores de  $C$ , obtidos dessa forma, são apresentados na tabela 4.

Tabela 4: Valores da constante  $C$  em exercícios com peso fixo e corda elástica, do músculo VL.

Indivíduo	$C$ em exercícios com peso fixo (PF)	$C$ em exercícios com corda elástica (CE)
1	5,16	2,84
2	1,24	1,23
4	2,67	1,88
5	3,74	2,36
6	2,98	2,96
8	3,22	2,20
9	3,58	2,16
10	2,46	1,89

Nesses dados, referentes a PF e CE dos 8 indivíduos, aplicou-se o teste de normalidade “Shapiro-Wilk”, e pôde-se verificar que eles apresentam uma distribuição normal. Assim, em seguida, foi aplicado o teste  $t$  simples para a diferença entre PF e CE e concluiu-se que os coeficientes  $C$  dos dados ajustados referentes ao PF são diferentes dos valores de  $C$  para CE, com  $P=0,0109$ ; sendo  $C$  em PF maior que  $C$  em CE.

Lembrando que a equação 14 define a razão entre os parâmetros  $r$  do exercício isotônico com o do exercício isométrico máximo, como:

$$\frac{r(\theta, F, v, w)_{isot}}{r(\theta, F, v, w)_{max}} = C \quad (14)$$

Neste ponto a pergunta é: o que poderia mudar em  $C$  em função de ser o exercício realizado com peso fixo ou corda elástica? Todos os dados foram normalizados pela força máxima em cada posição; as forças são pequenas em ambos os casos, não ultrapassando 15% da CIVM, faixa em que não se espera grande diferença; e a velocidade angular é aproximadamente a mesma em todos os exercícios. Assim, nesta

avaliação aproximada parece que a principal diferença estaria na velocidade de contração  $v$ , possivelmente associada a diferentes estratégias de recrutamento. Isto parece razoável, uma vez que no exercício com a corda elástica a força aumenta gradativamente.

#### 4.5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, em cada etapa, pôde-se discutir diversos achados interessantes, que são apresentados sumariamente neste item.

Um primeiro aspecto abordado no trabalho diz respeito à medida da força máxima durante a contração isométrica em degrau. Os 10 indivíduos avaliados apresentaram um pico máximo por volta de  $60^\circ$  de flexão do joelho. Os resultados das medidas de força máxima em contrações em rampa parecem não diferir daqueles obtidos numa contração em degrau. O conhecimento desta curva padrão normalizada pelo valor em  $60^\circ$ , permite que, a partir de uma única medida de força máxima nessa mesma posição, em um indivíduo, possamos estimar qual a força que ele será capaz de desenvolver em cada ângulo.

Embora seja possível obter uma curva padrão da força máxima exercida pela perna em diferentes posições, com os resultados de vários indivíduos, o mesmo não acontece com os dados eletromiográficos, a não ser quando são normalizada pela força aplicada em cada posição ( $F_a$ ) ou pela força do quadríceps ( $F_q$ ).

Uma forma interessante de mapear a atividade eletromiográfica em função da força e da posição é olhar para a família de curvas de EMG normalizada pela atividade máxima em cada posição, em função da força normalizada pela força máxima, ou seja, pela %CIVM em cada ângulo. Desta forma todas as curvas iniciam em zero e terminam em um. Observa-se um comportamento padrão ligeiramente diferente para cada porção muscular, para o grupo de voluntários estudados. Isto quer dizer que, embora não seja linear, a atividade eletromiográfica aumenta com o aumento da força e a proporção entre os diferentes níveis de força é mantida nos diferentes indivíduos; senão, não seria

possível obter uma curva padrão. Ressalta-se que os resultados de EMG *versus* %CIVM, apresentados nesta dissertação foram obtidos através de contrações em rampa.

Concluimos também que é viável comparar a EMG de cada porção muscular do quadríceps com a força total interna, que, por exemplo, para o vasto lateral, pode ser expressa como:

$$\frac{EMG_{VL}}{F_q} = r_{VL}(\theta, F, v, w), \quad (12)$$

A comparação de resultados de EMG obtida em exercícios isotônicos com os de EMG em exercícios isométricos passa pela compreensão da expressão acima e de suas dependências com a posição ( $\theta$ ), força muscular ( $F$ ), velocidade angular da perna ( $w$ ) e velocidade de contração ( $v$ ).

Nos experimentos apresentados nesta dissertação, a comparação da EMG captada em exercício isotônico com aquela captada em exercício isométrico em rampa não produziu resultados coerentes, pois leva a uma interpretação errada da %CIVM. Isto talvez porque a intensidade de EMG depende fortemente da velocidade de contração, que não foi bem controlada nos exercícios isométricos em rampa. Outro aspecto que pode ser importante é que a velocidade angular não foi tão pequena. Talvez, para comparar-se o exercício isométrico, onde  $w=0$ , com o isotônico, deve-se conhecer bem a dependência com a velocidade angular, ou impor uma condição experimental em que ela seja tão pequena que possa ser considerada isométrica em cada posição, condição essa que pode ser chamada de “quase-isométrica”.

Sugerimos aqui, para continuidade deste estudo, que as mesmas análises sejam feitas em exercícios isotônicos com velocidade angular bem menor que a utilizada neste estudo (30°/s). Também é importante conhecer melhor as relações da eletromiografia em situação isométrica em diferentes níveis de força, em contrações em rampa e em degrau. Assim, controlando melhor estes padrões poderíamos obter a % CIVM em atividade isotônica, durante todo o arco de movimento a partir da EMG, objetivo ainda não atingido neste trabalho.

Uma outra contribuição está relacionada a um processo coerente de se normalizar o sinal eletromiográfico para uma melhor comparação entre EMG e força. Para tanto, notamos ser importante que todos os parâmetros sejam controlados; mas, neste experimento não se controlou a velocidade de contração. Parece que seria

interessante usar a contração em degrau, pois assim todas as variáveis da equação acima (equação 12) estariam sob controle. Em síntese, para utilizar a normalização, deveria haver um controle total, da seguinte forma: quanto ao ângulo  $\theta$ , a normalização seria feita em cada ângulo; quanto à força, deveria ser utilizada a força máxima; quanto à velocidade angular,  $\omega$ , deveria ser isométrica, isto é zero; e, quanto, à velocidade de contração, deveria ser a máxima que é obtida, utilizando-se a contração em degrau.

Ao analisar os exercícios isotônicos através do sinal de eletromiografia normalizado por um valor único, em função da força do quadríceps, não foi possível verificar uma proporcionalidade padrão para os músculos e os indivíduos, nas duas modalidades de exercícios estudadas. Mas, ao proceder a normalização pelos valores máximos em cada posição, pôde-se verificar que há uma similaridade no comportamento da EMG e da força muscular, assim normalizados, de acordo com a variação do ângulo articular no exercício. Tal forma de relação ainda carece de refinamentos de metodologia e de fundamentos, mas já representa um avanço no estudo da correlação entre EMG e força.

## 5. LIMITAÇÕES EXPERIMENTAIS

Por se tratar de um trabalho que compreende vários procedimentos experimentais e cálculos matemáticos importantes para os resultados finais, julgamos necessário explicar aqui as limitações metodológicas do estudo apresentado e as lacunas deixadas nos protocolos realizados, algumas já citadas no decorrer do texto.

São várias as aproximações utilizadas, como aquelas para se calcular a força aplicada pela corda elástica e para o cálculo da força muscular, cuja formulação inclui variáveis obtidas de estudos para se tentar identificar um padrão, e não determinadas para o voluntário específico. Algumas das variáveis em questão seguem o modelo antropométrico adotado (DE LEVA, 1996), que obteve medidas de jovens caucasianos, diferente da população deste estudo.

Em relação aos erros referentes ao protocolo experimental, pode-se citar a ausência de um controle fidedigno da velocidade, parâmetro crítico para a determinação da relação EMG-força, bem como da força muscular; e também a não-mensuração da rampa em 90°, tornando incompleta a análise do exercício isotônico, que deveria ser feita em todo o arco de movimento realizado, ou seja, de 90° a 0°. Cabe mencionar aqui os possíveis erros inerentes à instrumentação utilizada, como a calibração dos sensores de força e posição e a possível captação de artefatos nos sinais eletromiográficos.

Outro ponto limitante está na impossibilidade de mensurar a fadiga, fator que comprovadamente interfere nos sinais eletromiográficos. No entanto, acreditamos ser suficiente o período de repouso entre as contrações para que não ocorresse a fadiga. O fato de os exercícios serem realizados em diferentes ângulos articulares dificulta a comparação dos parâmetros espectrais de forma a avaliar a fadiga, pois as situações biomecânicas são totalmente distintas entre uma angulação e outra.

Mesmo diante das limitações, pode-se considerar alcançado o objetivo proposto, visto que a forma de processamento do sinal apresentada nesse estudo possibilita, dentro de uma aceitável margem de erro, comparar a EMG com a força muscular em dois tipos de exercícios: com o peso fixo e com a resistência elástica.



## 6. CONCLUSÃO

As análises contidas neste trabalho permitem conclusões importantes sobre os aspectos envolvidos na relação entre EMG e força.

A respeito da medida da força máxima exercida pela perna, em contração isométrica em degrau e em rampa em diferentes posições articulares, verificou-se que o comportamento de vários indivíduos é similar, com um máximo por volta de  $60^\circ$ , de forma que uma curva padrão pode ser obtida.

Ao contrário, para a atividade de EMG, não é possível obter uma curva padrão. Porém quando a EMG é normalizada pela força exercida pela perna em cada posição ( $F_a$ ) ou pela correspondente força desenvolvida pelo quadríceps ( $F_q$ ), também se observa um padrão. A relação EMG/ $F_q$  tem menor variabilidade do que a EMG, depende do ângulo articular, e apresenta a maior variabilidade em torno de  $0^\circ$  de flexão do joelho.

Este trabalho contribui também para o entendimento da normalização de sinais eletromiográficos. Quando se normaliza um sinal, além de buscar parâmetros que permitam uma comparação entre diferentes medidas e indivíduos, deve-se considerar o objetivo da análise. Se o objetivo é relacionar o sinal de EMG com a força muscular, a normalização do sinal pela curva mostra-se interessante. Por esse procedimento, consegue-se estabelecer uma relação e fazer uma avaliação para todos os indivíduos estudados. Isso permitiu verificar que as relações entre eletromiografia e força do quadríceps, normalizadas pelos seus valores máximos em cada posição, nos exercícios com a corda elástica e com peso fixo são diferentes para os indivíduos estudados.

Mesmo ao se comparar os dados de EMG normalizados pela curva, a relação direta entre EMG e força interna foge da linearidade. Porém, para o procedimento

adotado, não importa se a relação entre EMG e força é linear ou não, mas sim quais fatores a influenciam ( $\theta$ ,  $F$ ,  $v$  e  $w$ ), e como influenciam. Assim, pode-se concluir que o grupo avança na compreensão dos principais fatores que influenciam a relação entre força e eletromiografia. Portanto, pode-se dizer que avança em direção ao objetivo de se obter um meio não-invasivo que forneça informações aproximadas sobre a força interna do quadríceps.

A metodologia apresentada necessita de melhores fundamentações sobre como a velocidade de contração interfere no sinal eletromiográfico. Assim, espera-se poder comparar exercícios isotônicos com exercícios isométricos, e avaliar como o músculo é solicitado durante um exercício. Então, o procedimento aqui desenvolvido poderia tornar-se interessante para analisar diferentes tipos de exercícios, em equipamentos diversos, para verificar se o mesmo atende aos objetivos a que se propõe. Dessa forma, seria possível prever, a partir do registro da atividade mioelétrica, se a sobrecarga em cada posição é efetiva ou não, de acordo com a finalidade do terapeuta.

## REFERÊNCIAS

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

AMADIO, A.C. (1996). *Fundamentos biomecânicos para análises do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / EEFÉ-USP.

\_\_\_\_\_. (2002). *Esporte e atividade física: interação entre rendimento e saúde*. São Paulo: Manole.

AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J. (Org.). (2000). *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação da Liberdade.

ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. (2000). *Reabilitação física das lesões desportivas*. Tradução de Giuseppe Taranto. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

AZEVEDO, F.M. (2003). *Estudo da força e da atividade elétrica gerada pelo músculo quadríceps femoral submetido a exercícios com resistência elástica*. 90 p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Programa Interunidades EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003.

BARBANTI, V.J. (1986). *Treinamento físico – bases científicas*. São Paulo: CLR Baleiro.

BARBANTI, V.J. et al. (2002). *Esporte e atividade física: interação entre rendimento e saúde*. São Paulo: Manole.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkins.

BENATTI, L.N. (2005). *Estudo da força gerada pelo grupo muscular isquiotibial em exercícios resistidos*. 115p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Programa Interunidades EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

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

BIGLAND-RITCHIE, B. (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise Sport and Science Reviews*, v.9, p.75-117.

BILODEAU, M. et al. (1997). Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.7, n.2, p.87-96, June.

\_\_\_\_\_. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.13, n.1, p.83-92, Feb.

DE LEVA, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, New York, v.29, n.9, p.1223-1230, Sept.

DE LUCA, C.J. (1979). Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, New York, v.BME-26, n.6, p.313-325.

\_\_\_\_\_. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign, v.13, n.2, p.135-163, May.

\_\_\_\_\_. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*. DelSys Incorporated.

DEMPSTER, M. (1973). *The biomechanics and motor control of human movement*. In: MILLER, D.I.; NELSON, R.C. *Biomechanics of sport*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973.

DOORENBOSCH, C.A.M.; HARLAAR, J. (2004). Accuracy of practicable EMG to force model for knee muscles: short communications. *Neuroscience Letters*, Clare, v.368, n.1, p.78-81, Sept.

DOORENBOSCH, C.A.M.; JOOSTEN, A.; HARLAAR, J. (2005). Calibration of EMG to force for knee muscles is applicable with submaximal voluntary contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.15, n.4, p.429-435, Aug.

DVIR, Z. (2002). *Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. São Paulo: Manole.

EKSTROM, R.A.; SODERBERG, G.L.; DONATELLI, R.A. (2004). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.15, n.4, p.418-428, Aug.

ENOKA, R.M. (2000). *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2.ed. São Paulo: Manole.

ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. (1998). Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v.3, n.1, p.15-20.

FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R. (2002). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.92, n.1, p.235-247, Jan.

FOSS, M.L.; KETEVIAN, S.J. (2000). *Fox: bases fisiológicas do exercício e do esporte*. Tradução de Giuseppe Taranto. 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

GERDLE, B. et al. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, Stockholm, v.142, n.4, p.457-465, Aug.

GORDON, K.D. et al. (2004). Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. *Journal of Orthopaedic Research*, New York, v.22, n.1, p.208-213, Jan.

GOULD III, J.A. (1993). *Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte*. Tradução de Alfredo Jorge Cherem. São Paulo: Manole.

GREGOR, S.M. et al. (2002). Lower extremity general muscle moment patterns in healthy individuals during recumbent cycling. *Clinical Biomechanics*, Amsterdam, v.17, n.2, p.123-129, Feb.

GUIMARÃES, A.C. et al. (1994). EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. *Journal of Experimental Biology*, Cambridge, v.186, n.1, p.75-93, Jan.

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D.O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.28, p.560-580, May.

HENNEMAN, E.; OLSON, C.B. (1965). Relations between structure and function in the design of skeletal muscles. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.28, p.581-598, May.

HERMANS, V.; SPAEPEN, A.J.; WOUTERS, M. (1999). Relation between differences in electromyographic adaptations during static contractions and the muscle function. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.9, n.4, p.253-261, Aug.

HERMENS, H.J. et al. (1999). *European recommendations for surface electromyography – Results of the SENIAM project*. Netherlands: Roessingh Research and Development.

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

HINMAN, R.S. et al. (2004). Age-related changes in electromyographic quadriceps activity during stair descent. *Journal of Orthopaedic Research*, New York, v.23, n.2, p.322-326, Mar.

HOF, A.L.; VAN DEN BERG, J.W. (1981). EMG to force processing I: an electrical analogue of the hill muscle model. *Journal of Biomechanics*, New York, v.14, n.11, p.747-758.

HOLLMANN, W.; HETTINGER, T. (1989). *Medicina do esporte*. São Paulo: Manole.  
KAPANDJI, I.A. (1990). *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana*. 5.ed. São Paulo: Manole. v.2.

KARLSSON, S.; GERDLE, B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.11, n.2, p.131-140, Apr.

KARLSSON, J.S. et al. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic

knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.13, n.5, p.461-468, Oct.

KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. (1996). The effects of normalization method on antagonistic activity patterns during eccentric and concentric isokinetic knee extension and flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.6, n.4, p.235-245, Dec.

\_\_\_\_\_. (1999a). In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clinical Biomechanics*, Amsterdam, v.17, n.2, p.118-124, Feb.

\_\_\_\_\_. (1999b). The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. *Journal of Biomechanics*, New York, v.32, n.1, p.19-25, Jan.

KISNER, C.; COLBY, L.A. (1996). *Exercícios terapêuticos fundamentos e técnicas*. 3.ed. São Paulo: Manole.

KOTTKE, F.J.; LEHMANN, J.F. (1994). *Tratado de medicina física e reabilitação de Krusen*. 4.ed. São Paulo: Manole.

LARSSON, B. et al. (1999). Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.9, n.5, p.351-357, Oct.

LAWRENCE, J.H.; DE LUCA, C.J. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.54, n.6, p.1653-1659, June.

LEHMKUHL, L.D.; SMITH, L.K. (1989). *Brunnstrom: cinesiologia clínica*. Tradução de Laura K.Smith. 4.ed. São Paulo: Manole.

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

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

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

MADELEINE, P. et al. (2000). Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.1, p.33-45, Feb.

MARRAS, W.S.; DAVIS, K.G. (2001). A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: part 1 - method development. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.11, n.1, p.1-9, Feb.

MATHUR, S.; ENG, J.J.; MACINTYRE, D.L. (2005). Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.15, n.1, p.102-110, Feb.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. (2002). Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. *Clinical Biomechanics*, Amsterdam, v.17, n.8, p.569-576, Oct.

MORITANI, T.; MURO, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology*, Berlin, v.56, n.3, p.260-265, May.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. (2001). *Biomecânica básica do sistema musculoesquelético*. Tradução de Antônio Carlos Marins Pedroso. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

ONISHI, H. et al. (2000). Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.1, p.59-67, Feb.

\_\_\_\_\_. (2002). EMG-angle relationship of the hamstrings muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.12, n.5, p.399-406, Oct.

PINCIVERO, D.M. et al. (2000). Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.10, n.3, p.189-196, June.



\_\_\_\_\_. (2003). Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.13, n.2, p.159-167, Apr.

\_\_\_\_\_. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of Biomechanics*, New York, v.39,n.2, p.246-254.

POTVIN, J.R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v.82, n.1, p.144-151, Jan.

PRENTICE, W.E.; VOIGHT, M.L. (2003). *Técnicas em reabilitação musculoesquelética*. Tradução de Terezinha Oppido e Maria Alice Quatim Barbosa de Araújo. São Paulo: Artmed.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. (2000). *Fisiologia do exercício*. Tradução de Marcos Iheda. 3.ed. São Paulo: Manole.

RAINOLDI, A. et al. (2001). Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Oxford, v.11, n.6, p.425-438, Dec.

RASH, G.S. (2002). *Electromyography fundamentals*. Gait and Clinical Movement Analysis Society. Disponível em:<[www.gcmas.org](http://www.gcmas.org)>. Acesso em: 17/10/05.

SERRÃO, F.V. et al. (2005). Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sport*, Amsterdam, v.6, n.1, p.15-23, Feb.

SIEGLER, S. et al. (1985). Effect of myoelectric signal processing on the relationship between muscle force and processed EMG. *American Journal of Physical Medicine*, Baltimore, v.64, n.3, p.130-149.

SMIDT, G.L. (1973). Biomechanical análisis of knee flexion and extensi3n. *Journal of Biomechanics*, New York, v.6, n.1, p.79-92, Jan.

SMITH, D.B. et al. (1998). Mechanomyography and electromyography responses to eccentric and concentric isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Muscle & Nerve*, New York, v.21, n.11, p.1438-1444, Nov.

SOLOMONOW, M. et al. (1990). The EMG-force relationship of skeletal muscle dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography Clinical Neurophysiology*, Brussels, v.30, n.3, p.141-152, Apr-May.

TESCH, P.A. et al. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, Stockholm, v.138, n.3, p.263-271, Mar.

VAN EIJDEN, T.M.G.J. et al. (1986). A mathematical model of the patellofemoral joint. *Journal of Biomechanics*, New York, v.19, n.3, p.219-229.

WHITING, W.C.; ZERNICKE, R.F. (2001). *Biomecânica da lesão musculoesquelética*. Tradução de Giuseppe Taranto. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

YAMAGUCHI, G.T.; ZAJAC, F.E. (1989). A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *Journal of Biomechanics*, New York, v.22, n.1, p.1-10.

ZABIK, R.M.; DAWSON, M.L. (1996). Comparison of force and peak EMG during a maximal voluntary isometric contraction at selected angles in the range of motion for knee extension. *Perceptual and Motor Skills*, Missoula, v.83 (3 Pt 1), p.976-978, Dec.

ZHOU, P.; RYMER, W.Z. (2004). Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: a simulation study. *Journal of Neurophysiology*, Bethesda, v.92, n.5, p.2878-2886, Nov.

**APÊNDICE A** – Termo de consentimento livre e esclarecido para participação no trabalho de pesquisa

**Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos**

As informações aqui contidas e fornecidas por **LUCIANA SANAE OTA**, aluna do Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/ FMRP/IQSC – USP/São Carlos, têm por objetivo firmar acordo escrito com o voluntário que participa da pesquisa, autorizando sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos que irá se submeter.

1. Os voluntários não serão submetidos a riscos durante o período experimental. O protocolo de coleta consistirá em exercícios resistidos com corda elástica e/ou peso fixo. A primeira parte do experimento corresponderá à geração de força máxima do músculo quadríceps com o joelho posicionado em diferentes angulações. Em seguida, serão realizados exercícios isométricos e isotônicos. Os equipamentos que serão utilizados: eletrogoniômetro, célula de carga, anilhas (peso fixo), tubo de látex e eletrodos de superfície para EMG, não oferecem possibilidade de risco, visto que a metodologia aplicada não é do tipo invasiva.
2. O voluntário poderá fazer qualquer pergunta ou esclarecimento de dúvidas a respeito dos procedimentos e outros assuntos relacionados com a pesquisa, tendo, ainda a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo a ele próprio.
3. Os procedimentos utilizados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética na Pesquisa com Seres Humanos conforme a Resolução n. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.
4. Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais e envolvidos na pesquisa.
5. A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Fisioterapia Aplicado ao Movimento Humano da FCT/UNESP, Departamento de Fisioterapia, localizado à Rua Roberto Simonsen, 305 – Presidente Prudente, SP. Os telefones para contato são: Prof. Dr. Neri Alves (018) 229-5300- UNESP; Luciana Sanae Ota (18) 229 -5388 (ramal 5416).
6. O voluntário não terá nenhum tipo de despesa por participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

Eu, \_\_\_\_\_, após a leitura e compreensão destas informações, entendo que minha participação é voluntária, de forma livre e esclarecida. Confirmando que recebi uma cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo. (Telefone para contato: \_\_\_\_\_)

Presidente Prudente, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura



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

Presidente Prudente, 09 de novembro de 2005.

Ilmo(a). Sr.(a)  
Luciana Sanae Ota

Ref. projeto intitulado: "Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos".

Processo no. 010/2005

Prezada Senhora,

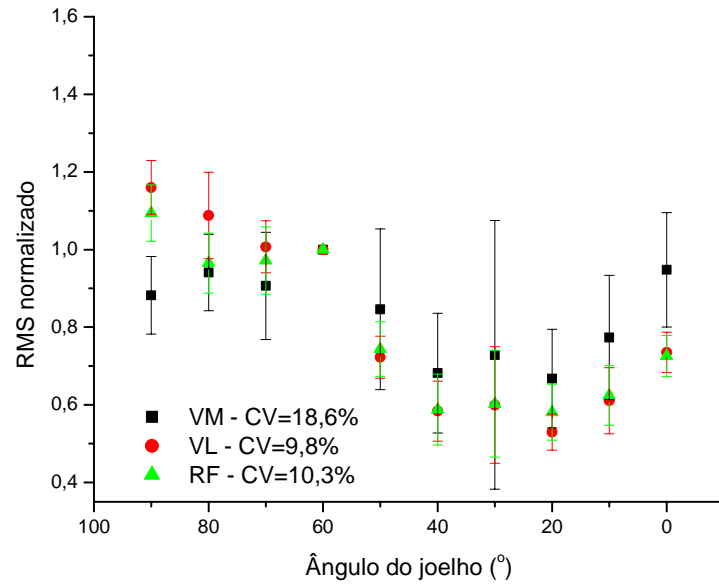
Recebemos os documentos contendo as modificações realizadas no projeto acima.  
Assim sendo este Comitê considera seu projeto aprovado.

Atenciosamente

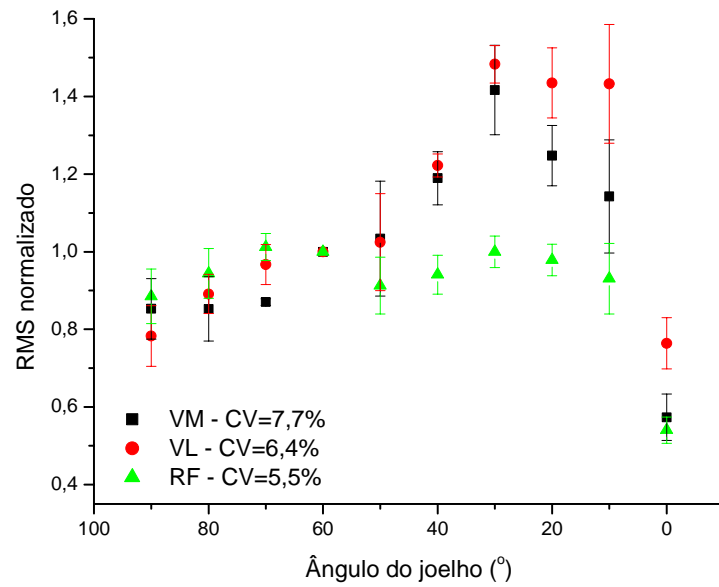
Prof. Dra. Maria de Lourdes Corradi da Silva  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa  
FCT - Unesp - Presidente Prudente

**APÊNDICE C – Valores de EMG durante CIVM (em degrau) em função do ângulo articular, dos 10 indivíduos**

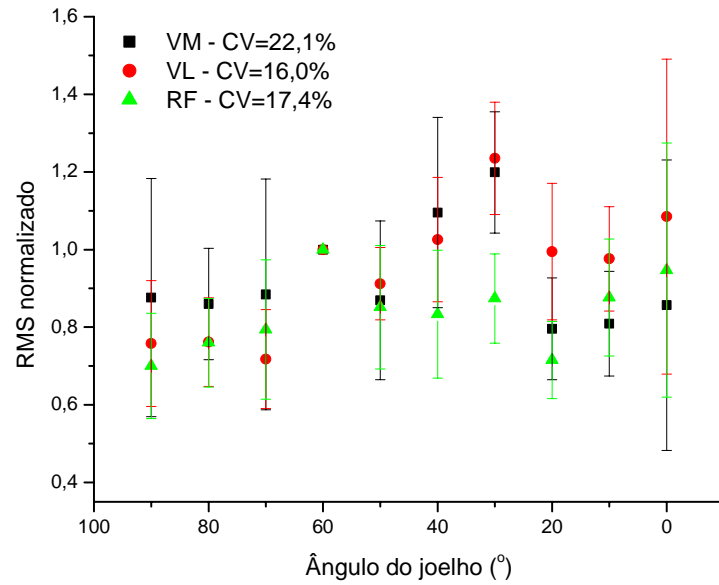
**Indivíduo 1**



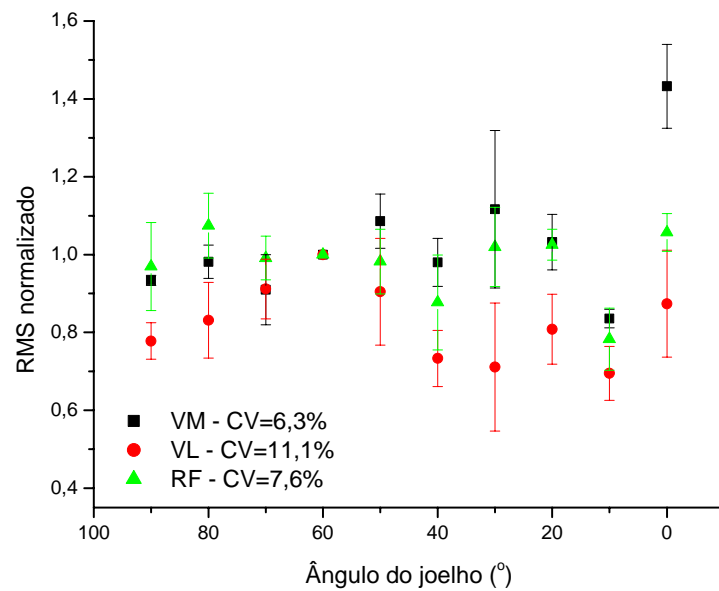
**Indivíduo 2**



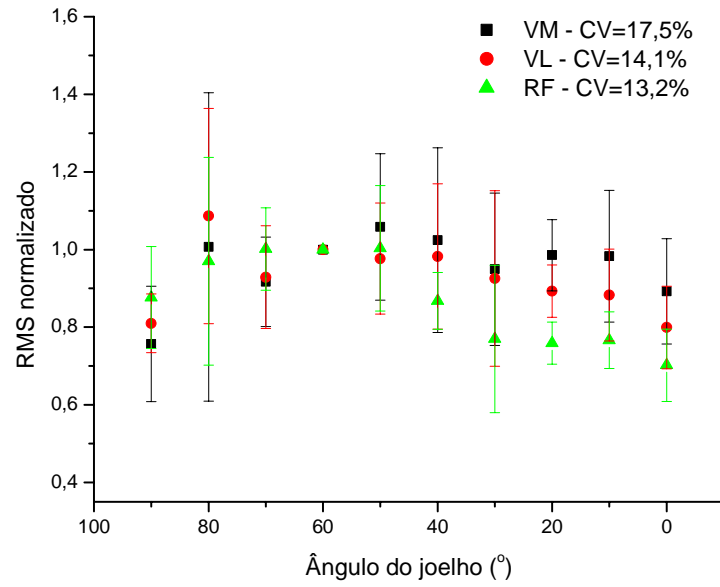
## Indivíduo 3



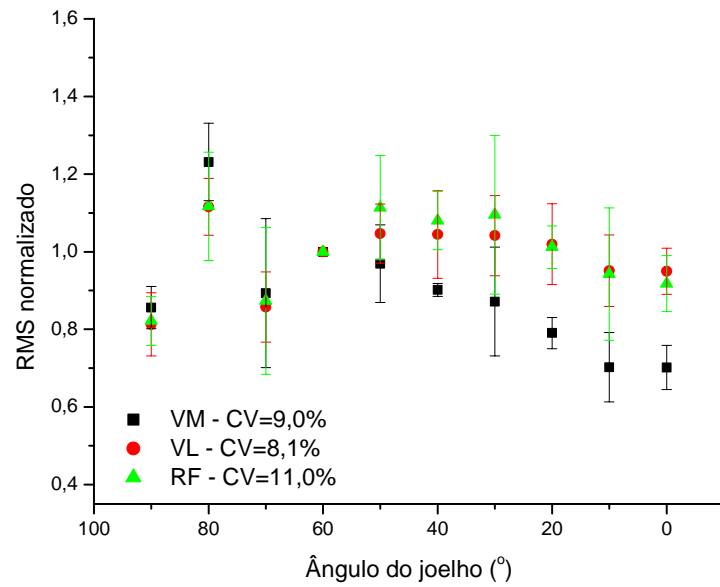
## Indivíduo 4



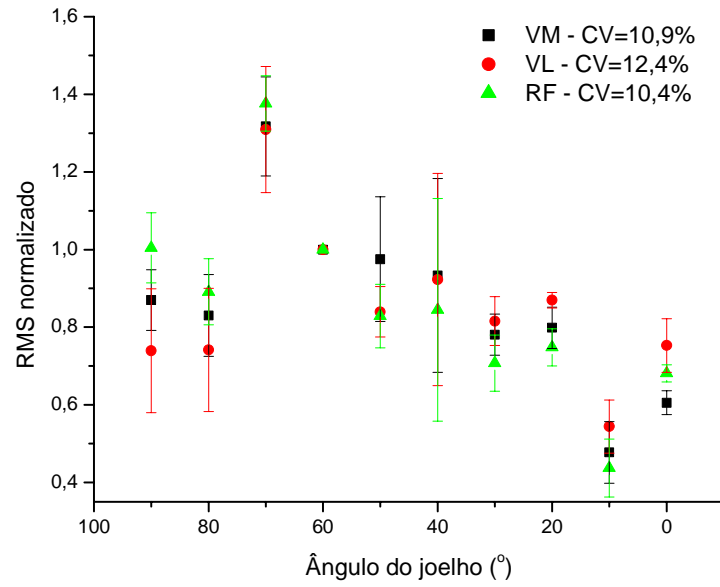
## Indivíduo 5



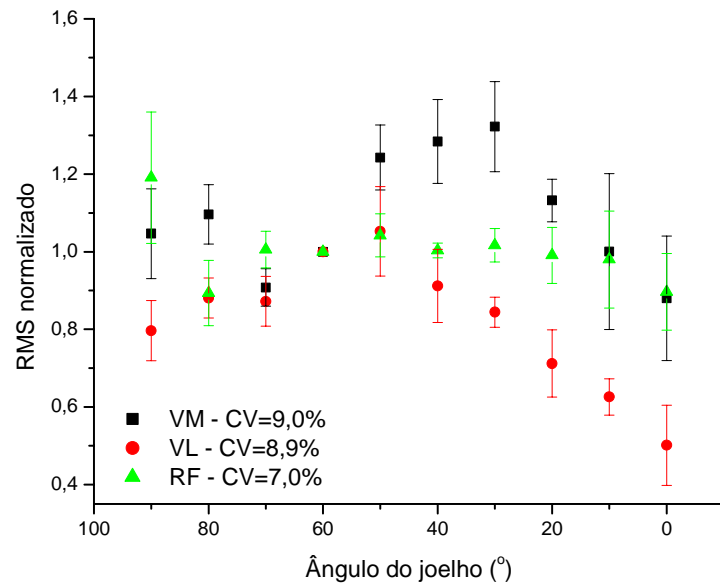
## Indivíduo 6



## Indivíduo 7

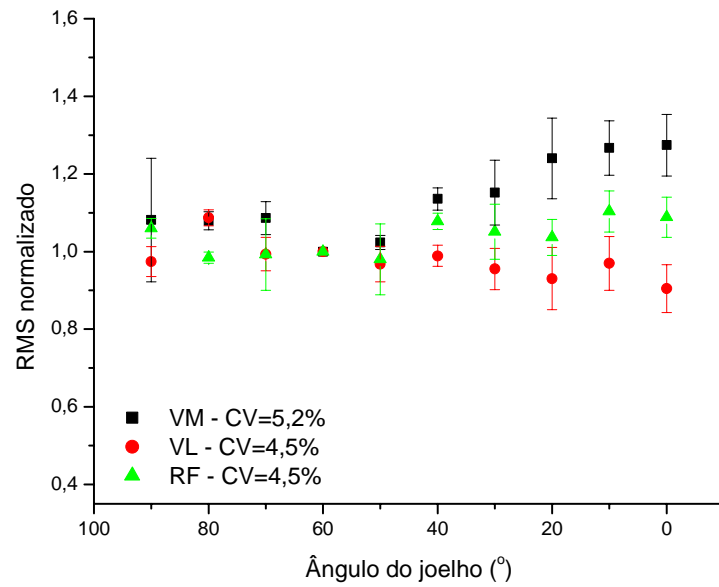


## Indivíduo 8

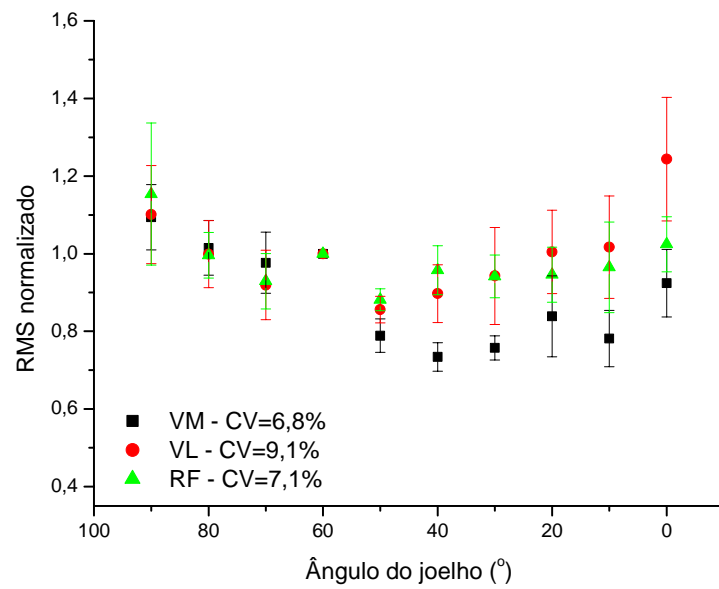




## Indivíduo 9

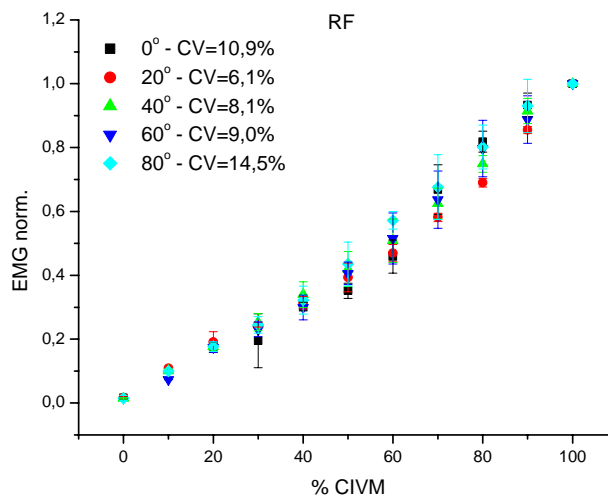
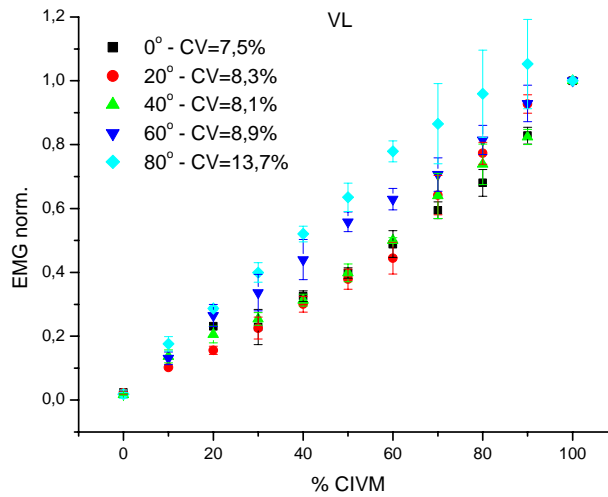
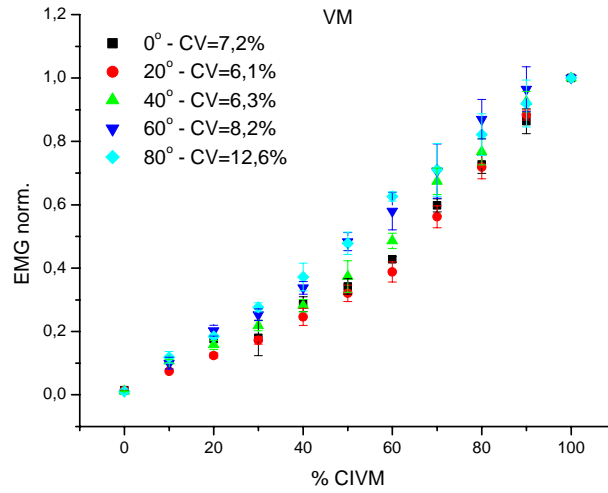


## Indivíduo 10

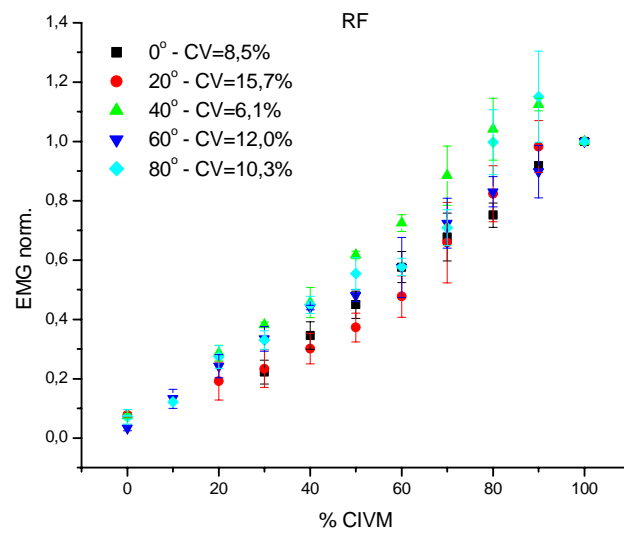
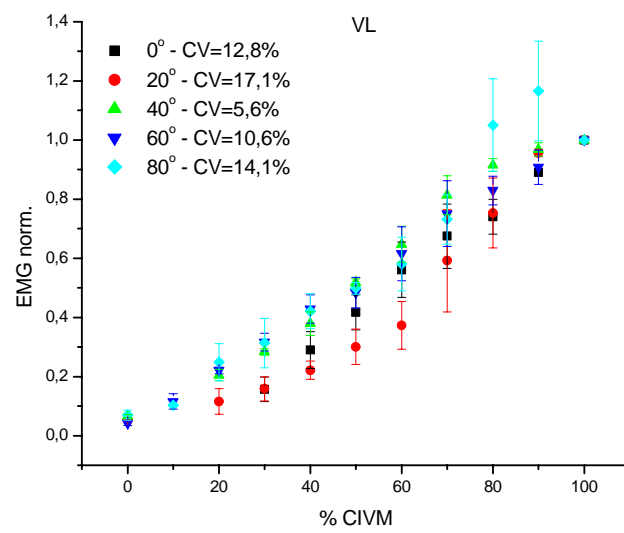
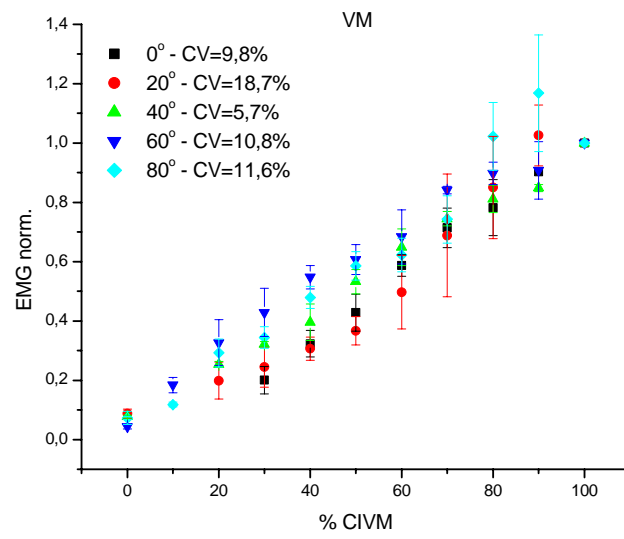


**APÊNDICE D – Valores de EMG durante contração isométrica em rampa em função da % CIVM, dos 10 indivíduos**

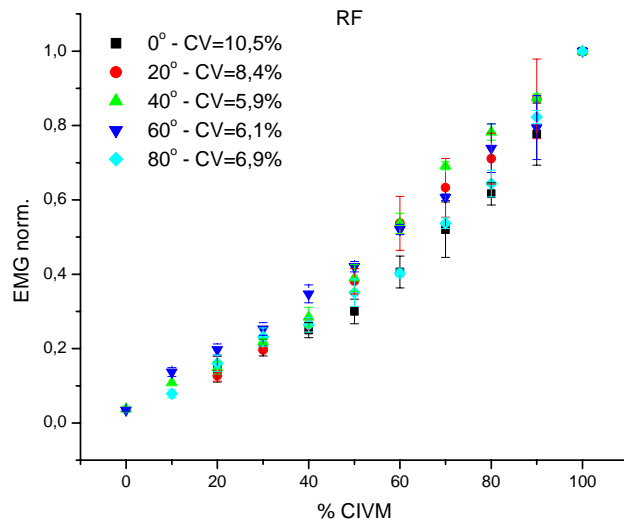
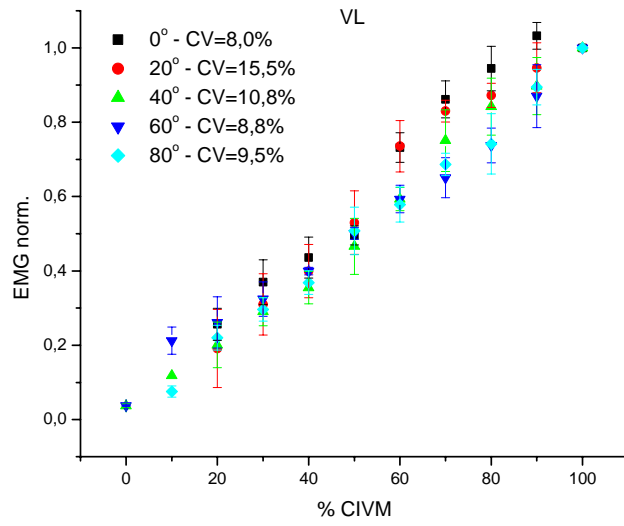
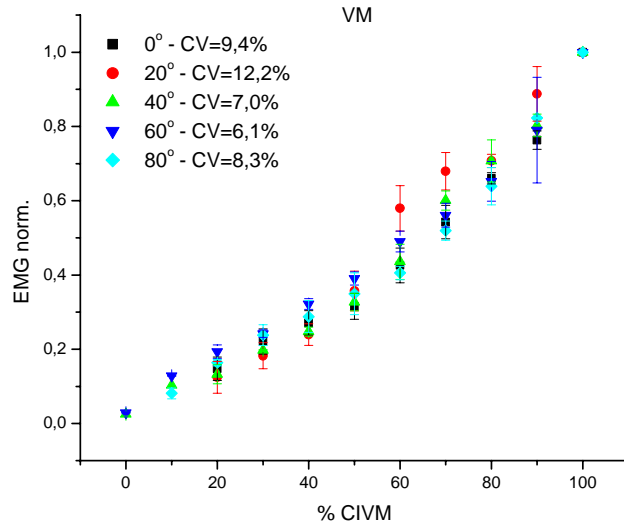
**Indivíduo 1**



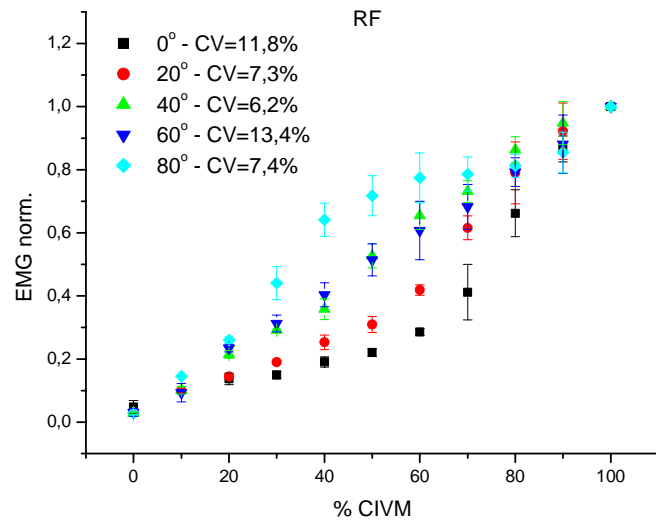
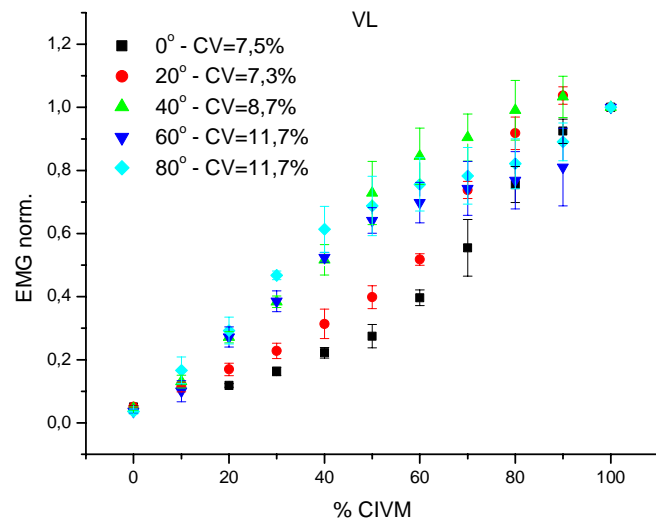
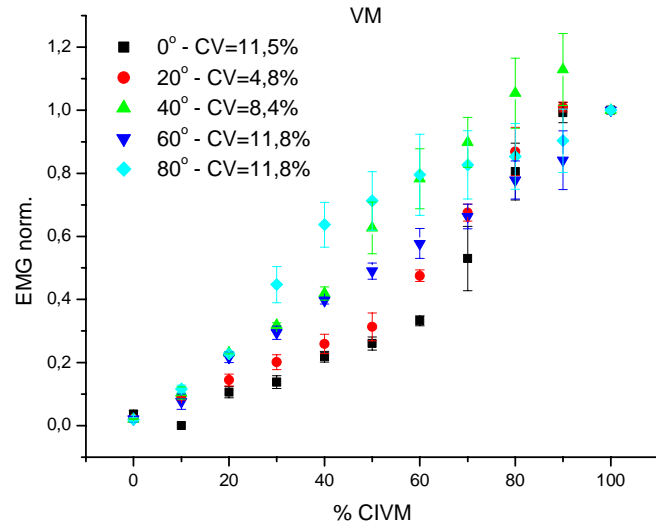
## Indivíduo 2



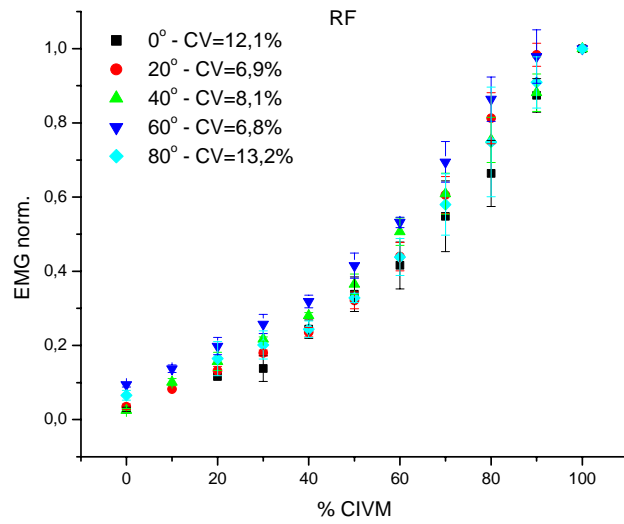
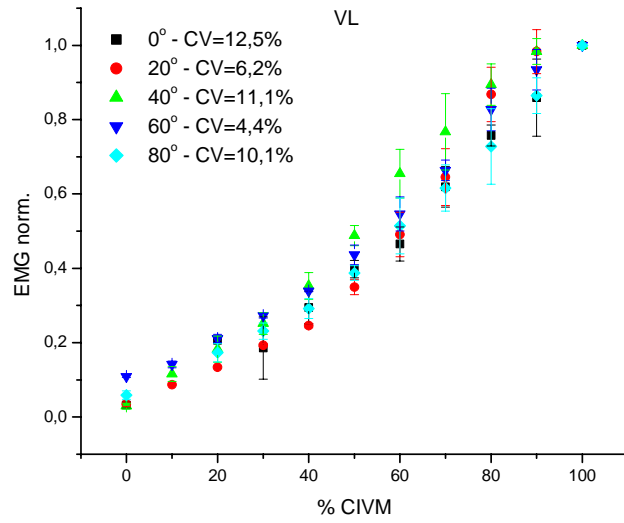
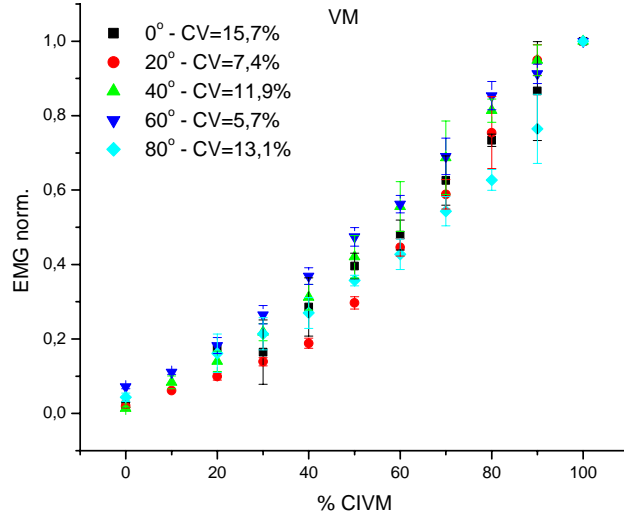
Indivíduo 3



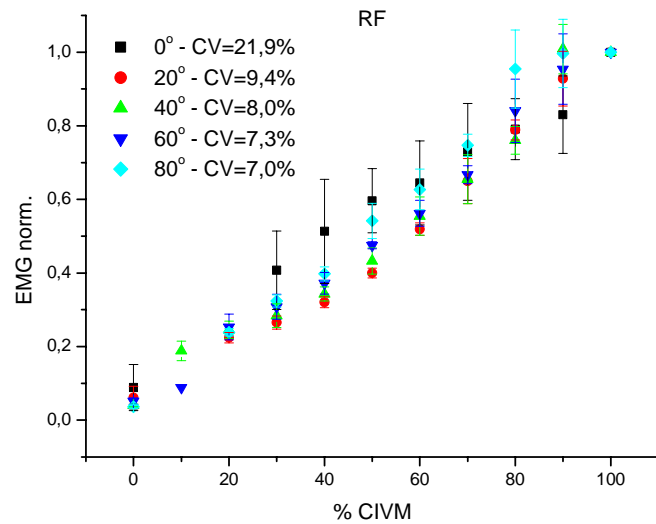
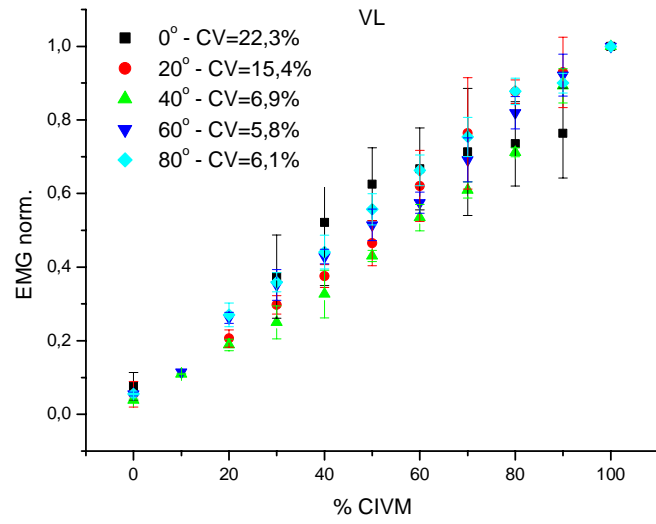
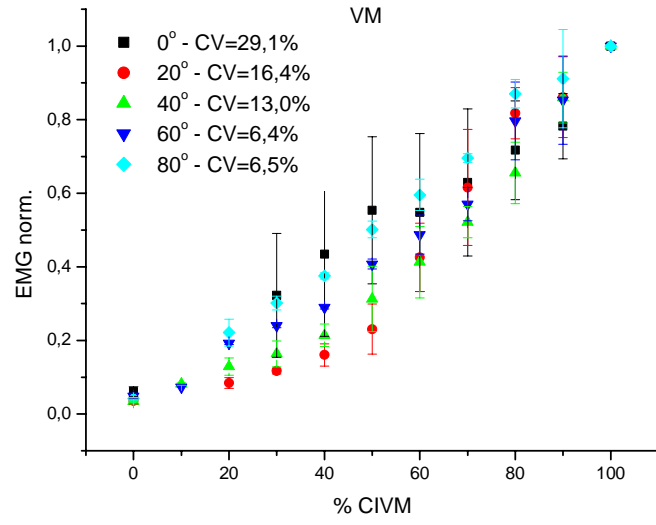
Indivíduo 4



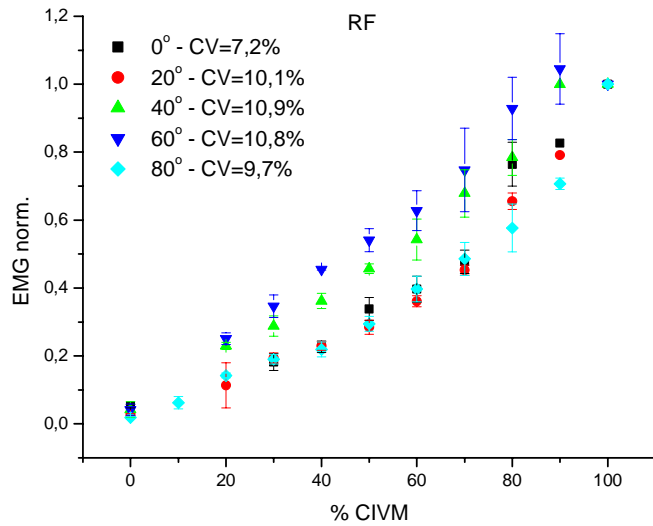
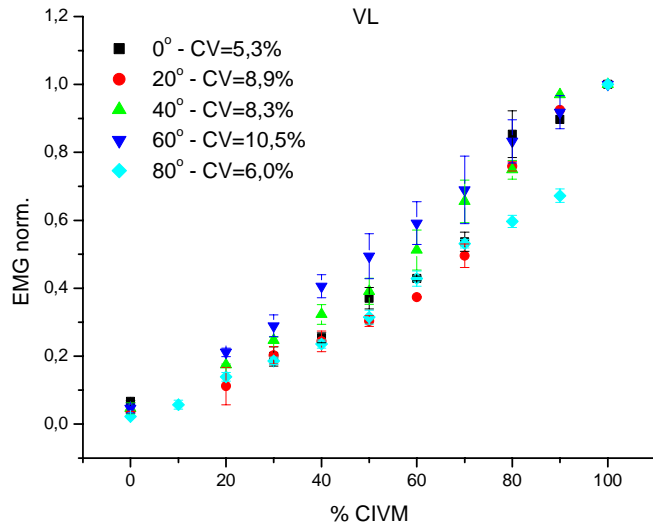
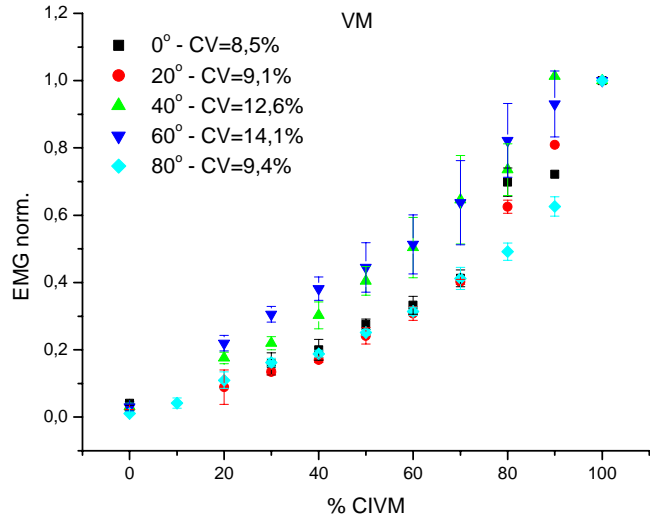
Indivíduo 5



Indivíduo 6

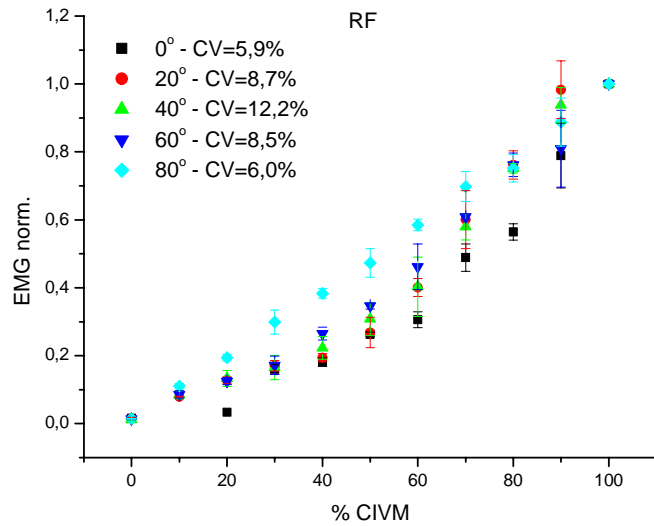
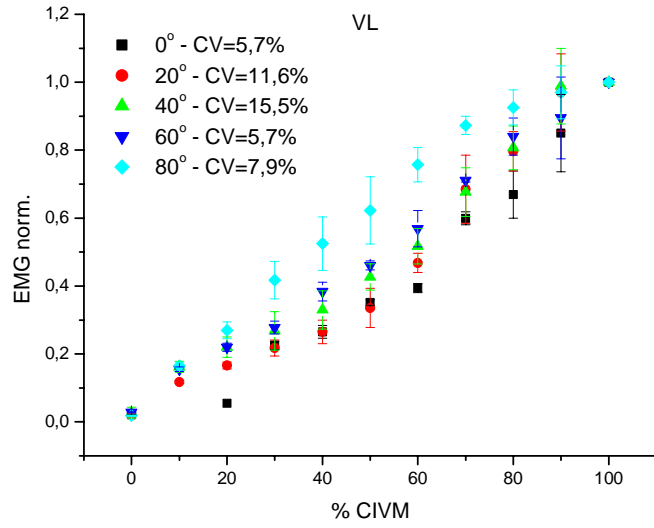
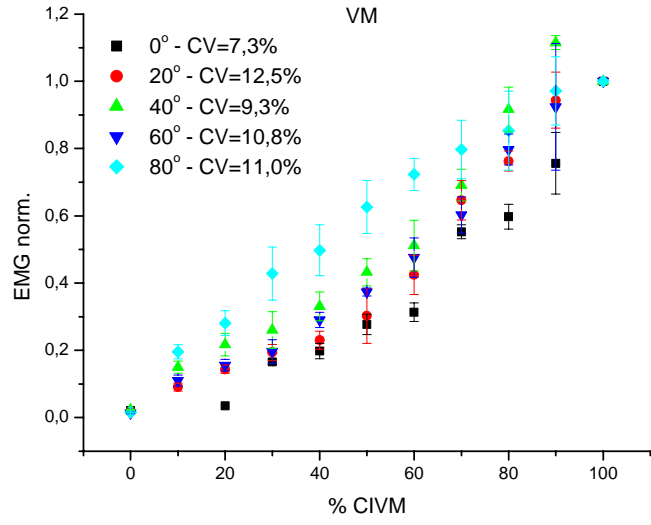


Indivíduo 7

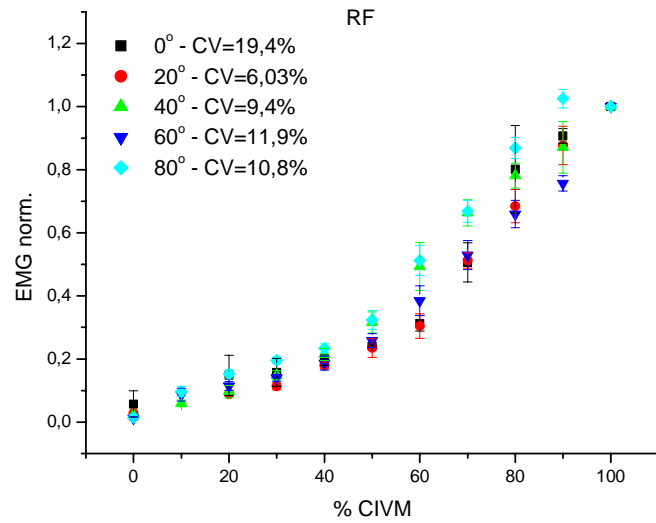
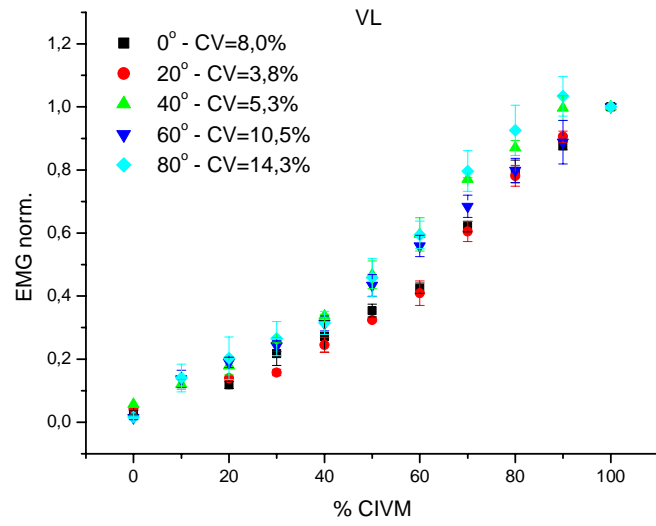
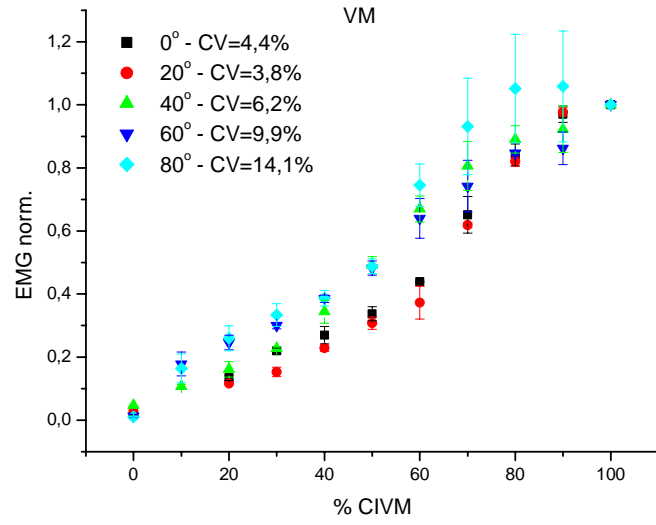




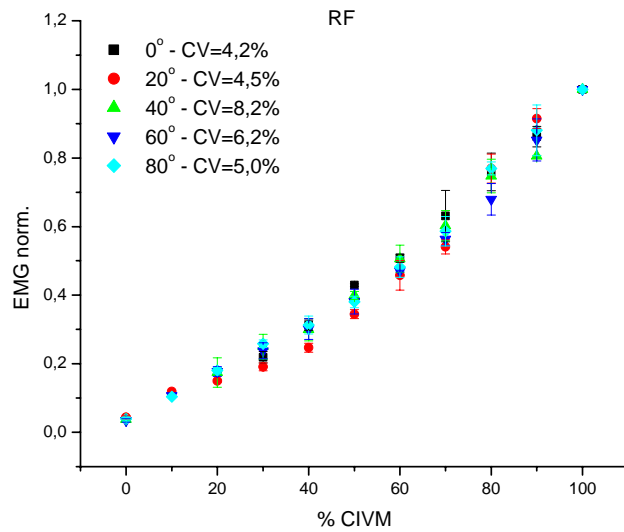
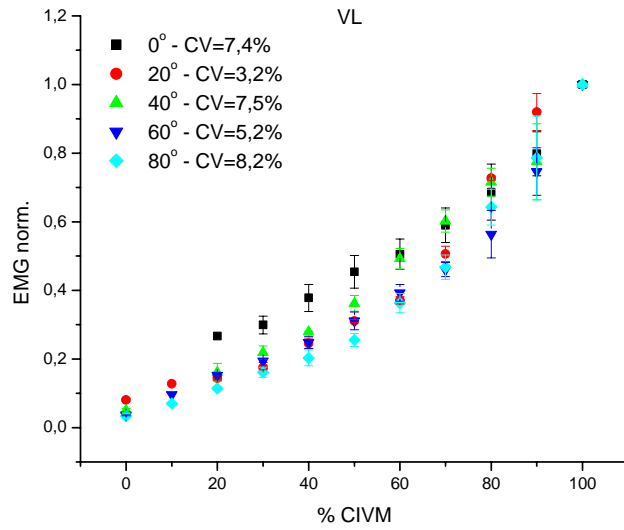
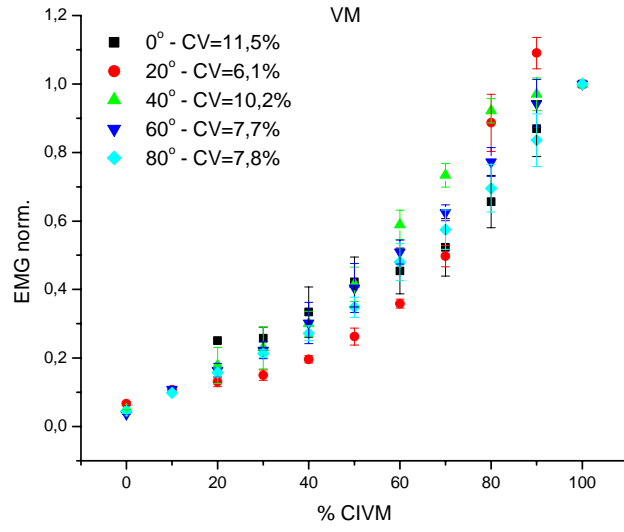
Indivíduo 8



Indivíduo 9

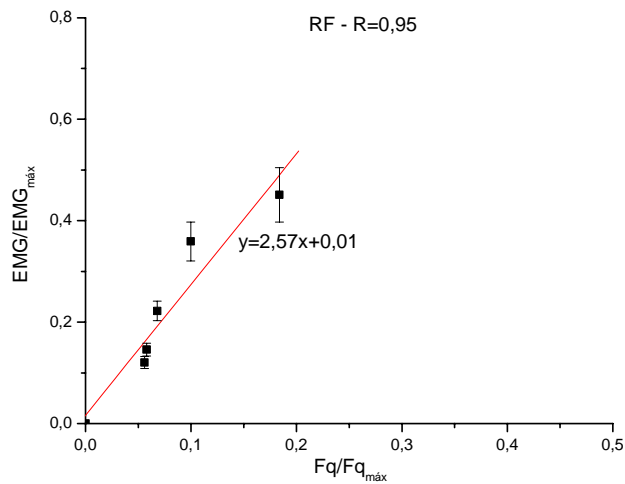
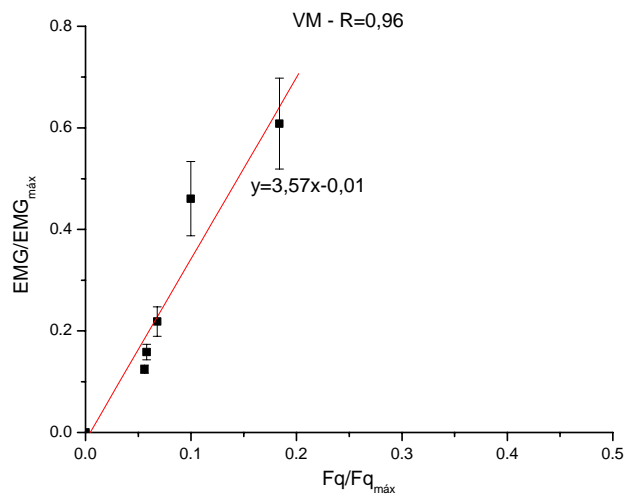
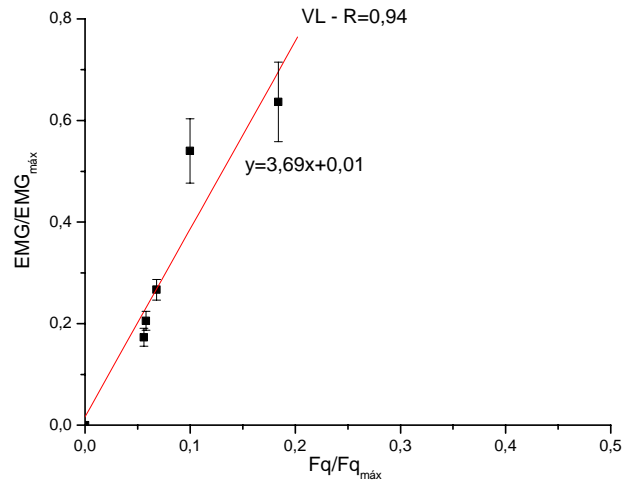


Indivíduo 10

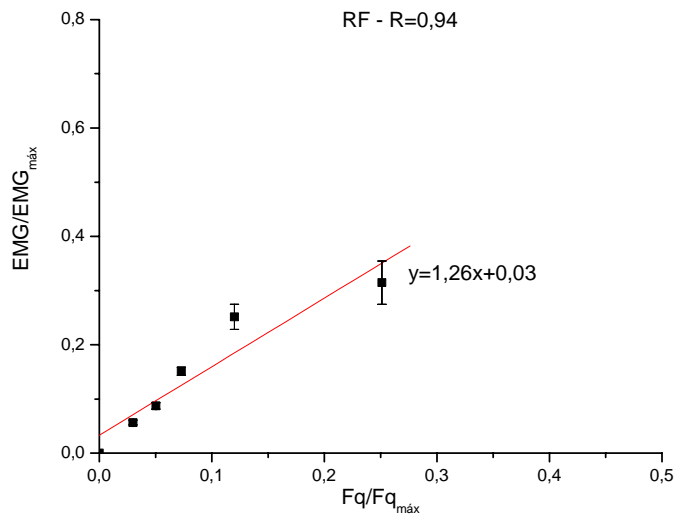
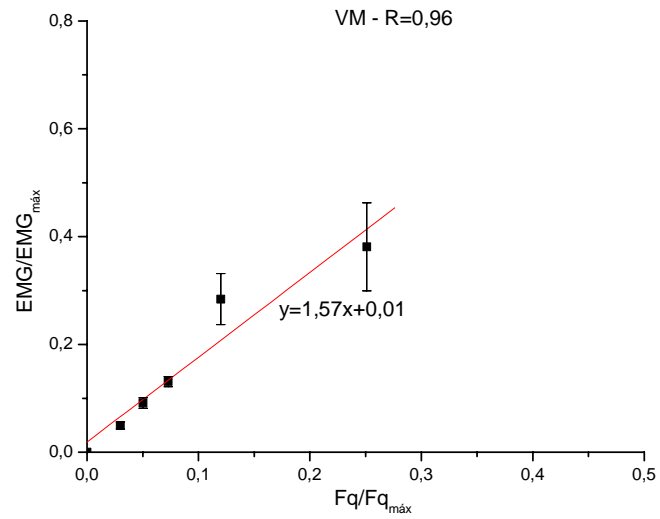
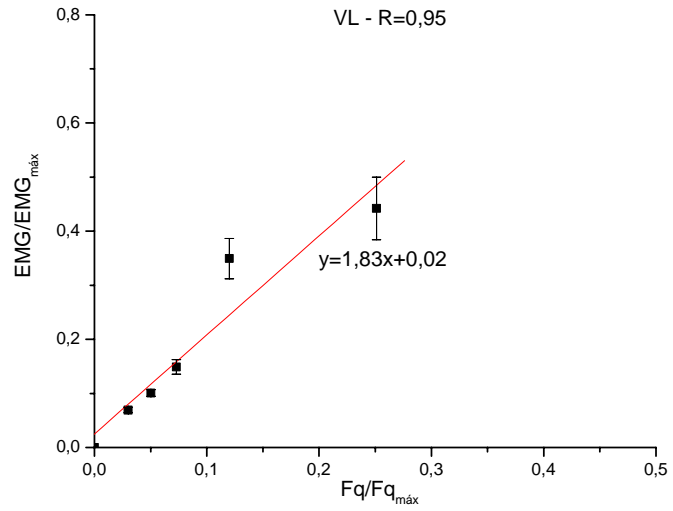


APÊNDICE E – Valores de  $EMG/EMG_{\max}$  em função de  $Fq/Fq_{\max}$ , dos 8 indivíduos analisados

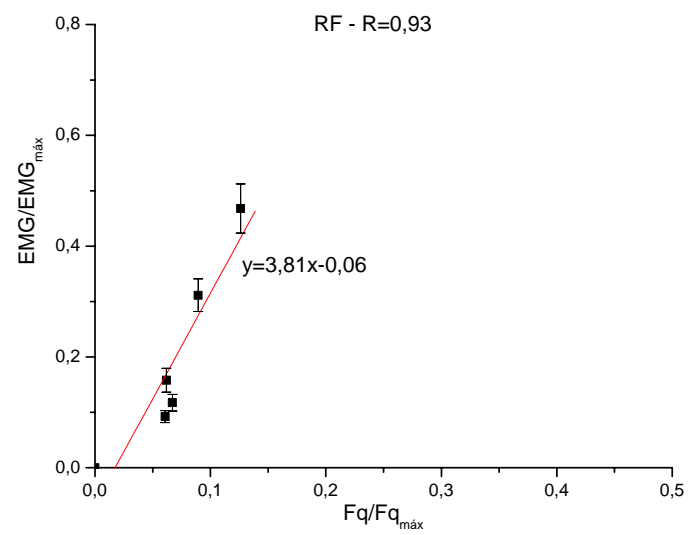
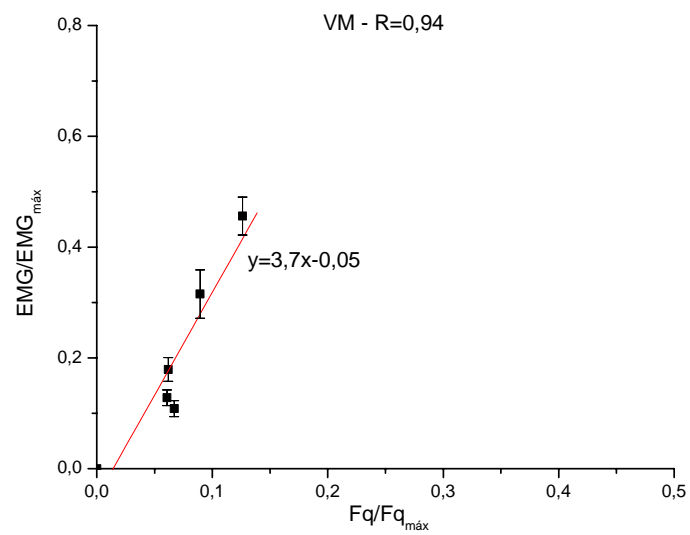
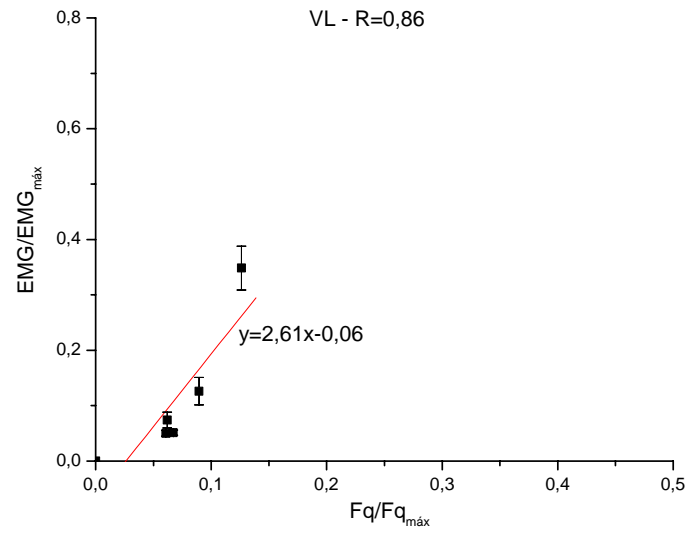
Indivíduo 1 – Peso fixo



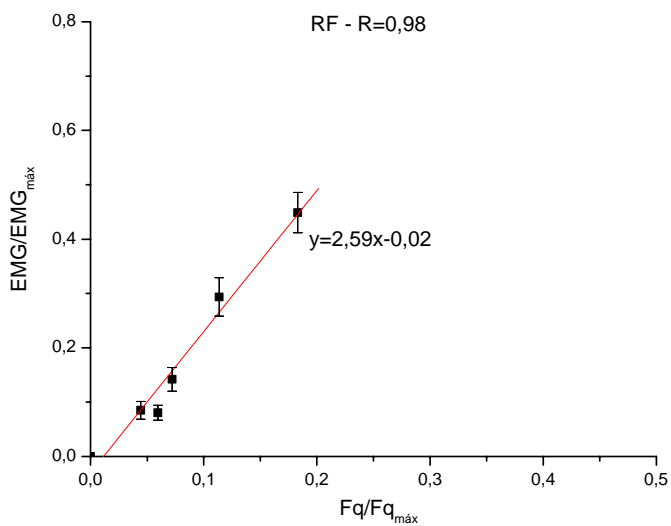
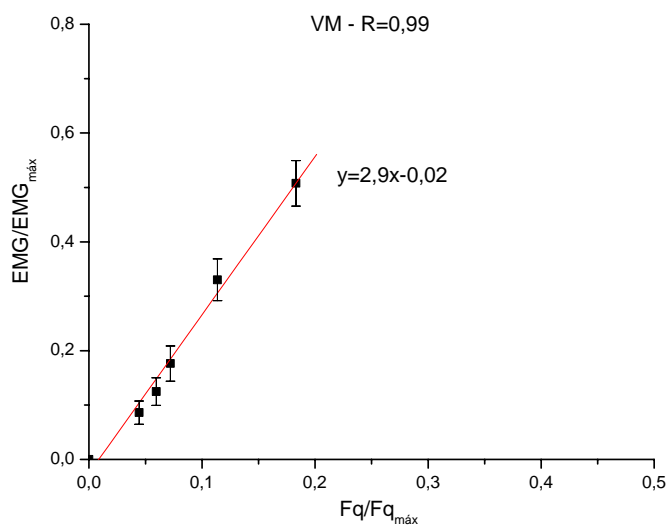
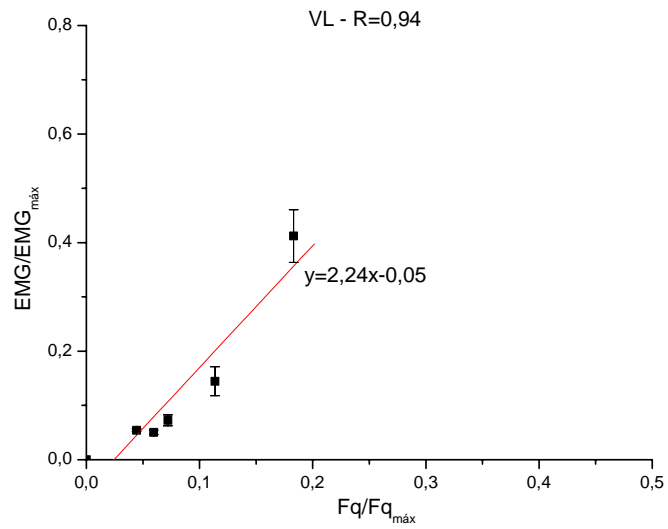
Indivíduo 1 – Corda elástica



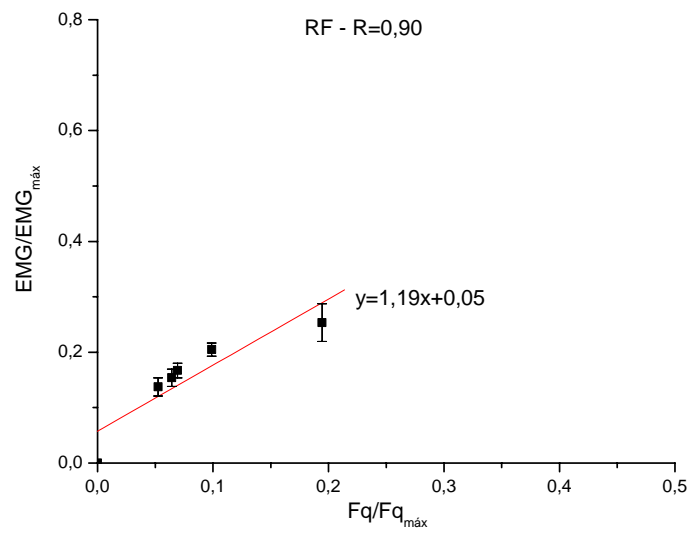
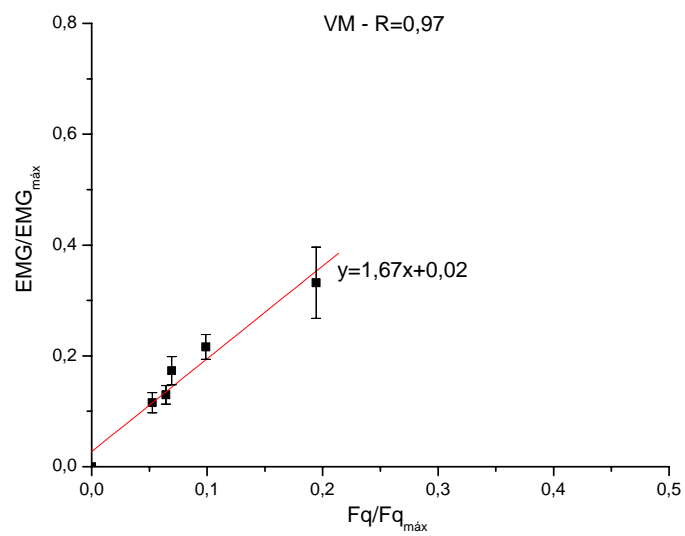
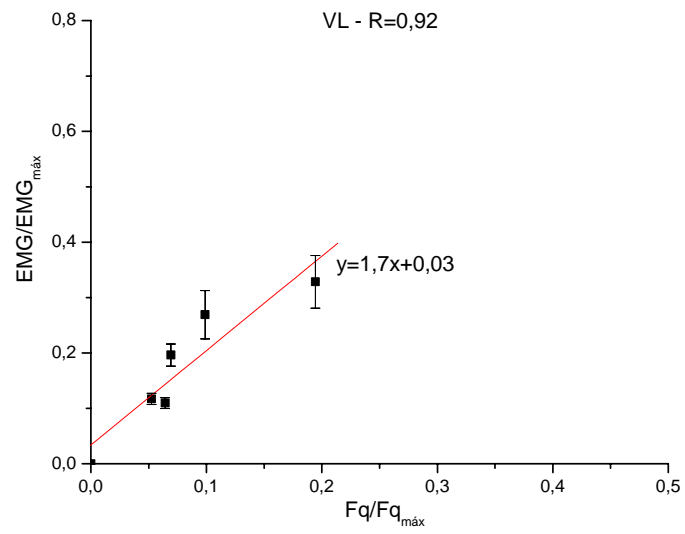
## Indivíduo 2 – Peso fixo



## Indivíduo 2 – Corda elástica

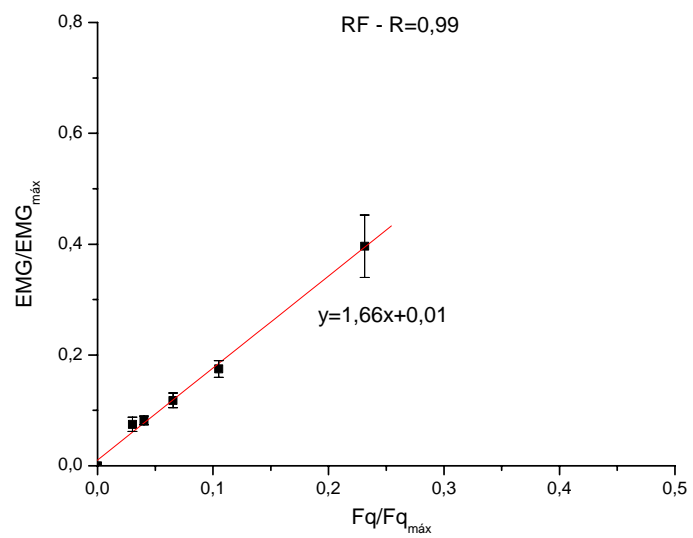
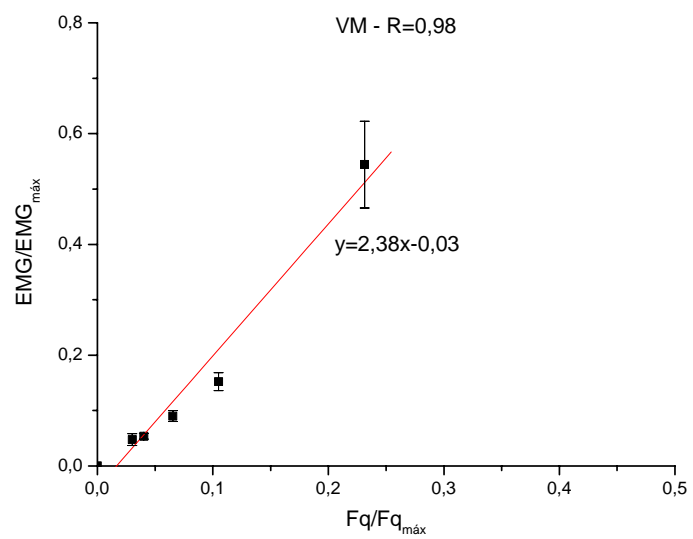
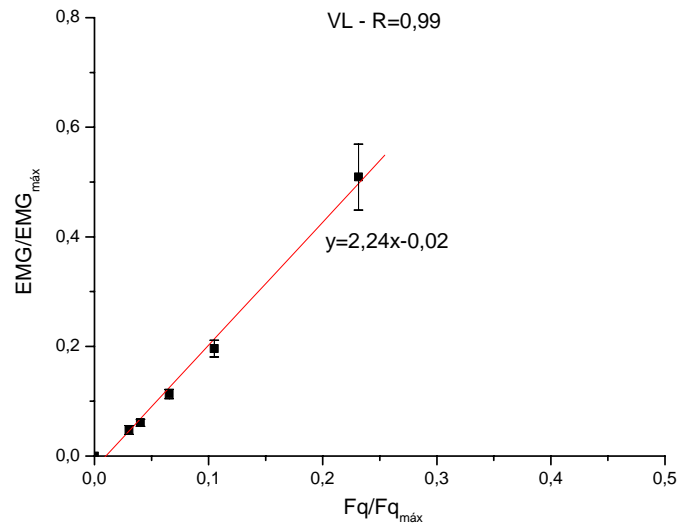


## Indivíduo 4 – Peso fixo

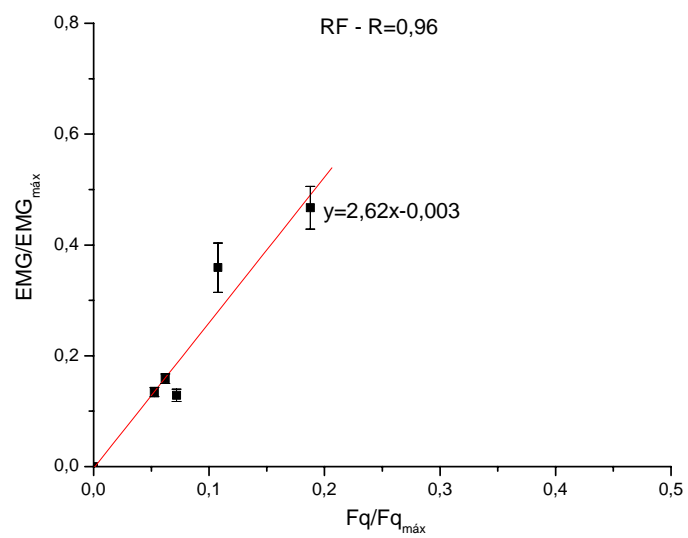
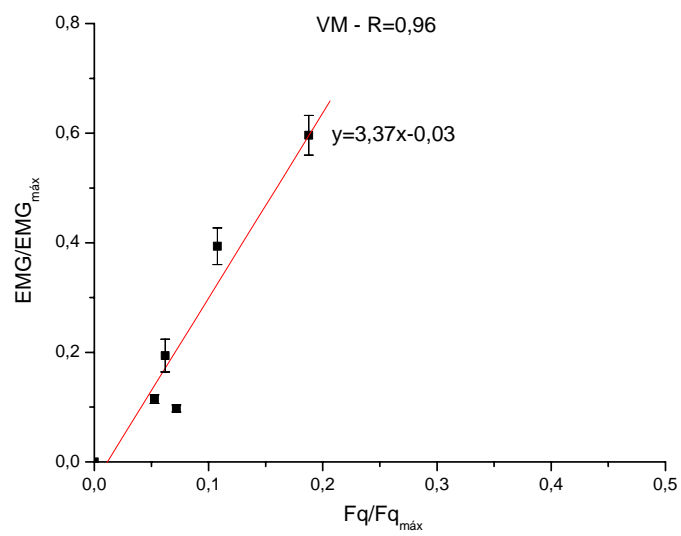
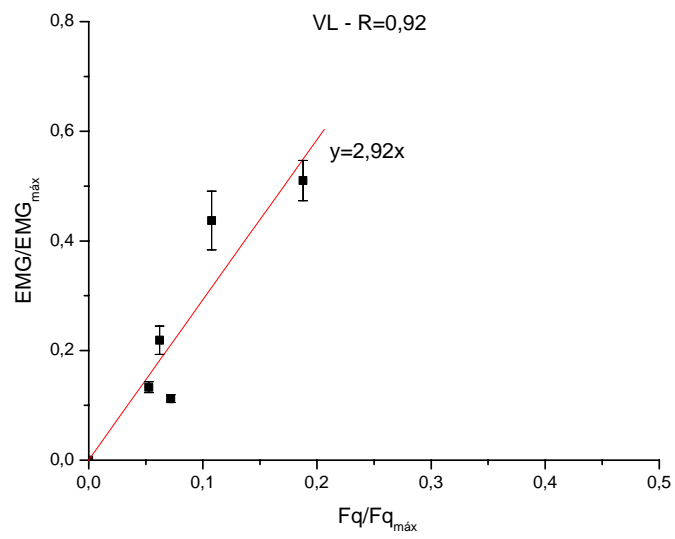




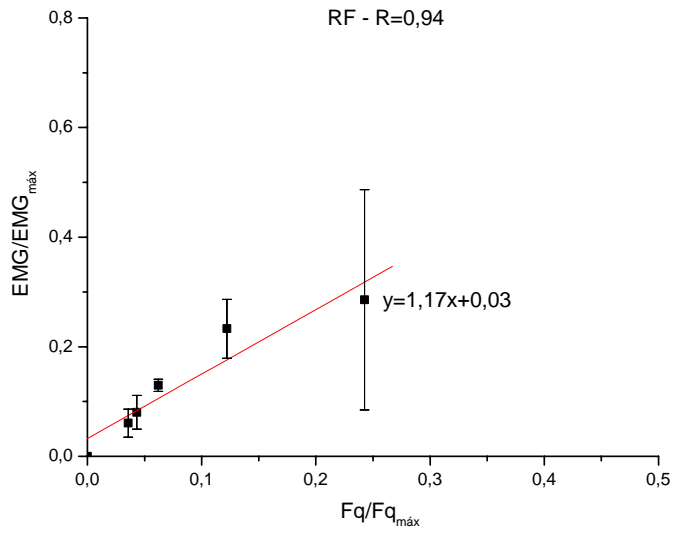
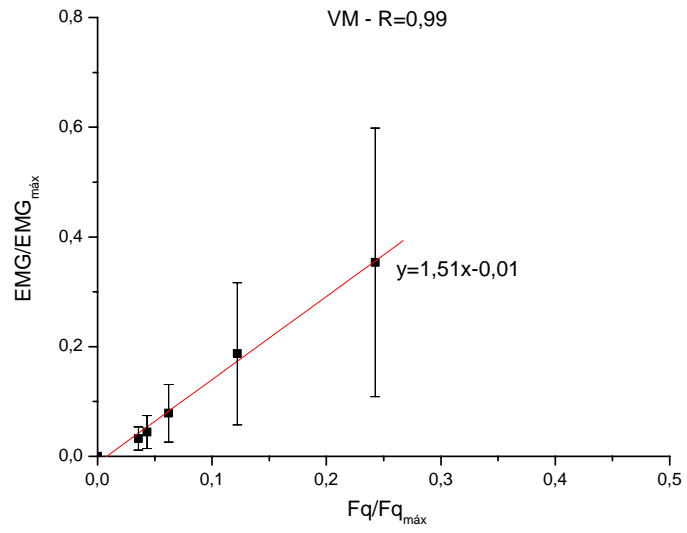
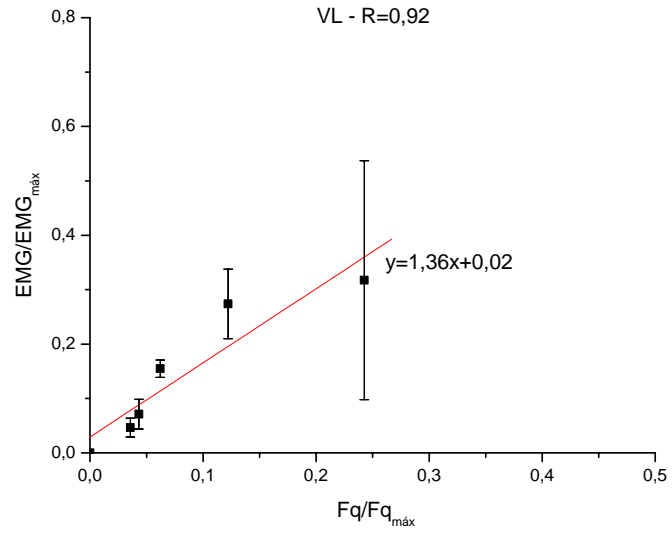
## Indivíduo 4 – Corda elástica



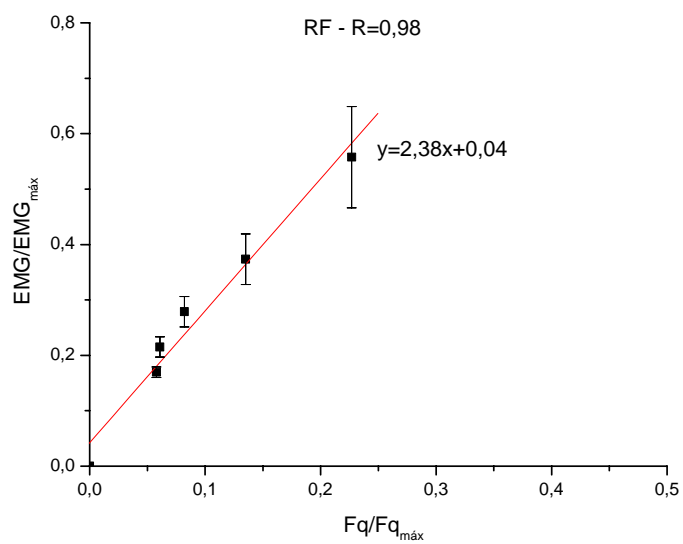
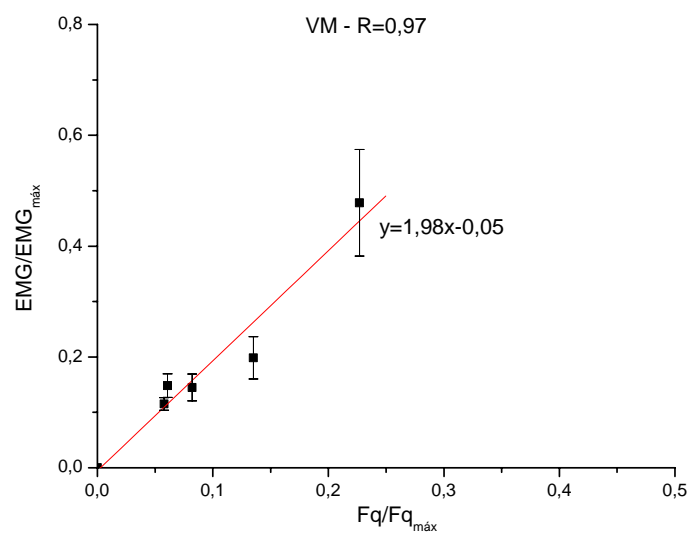
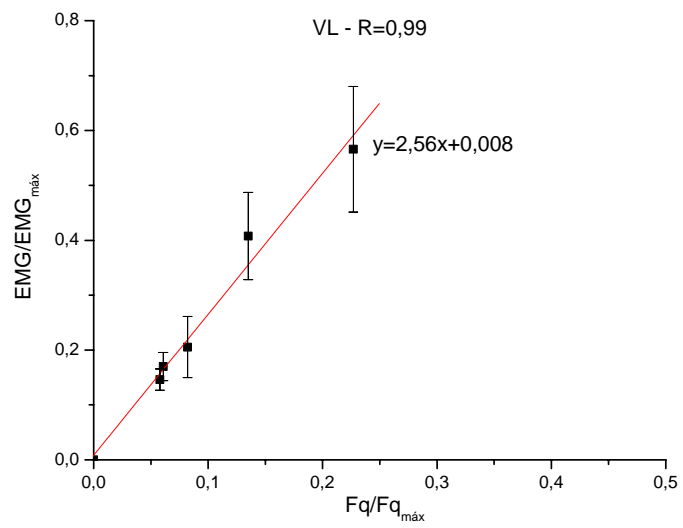
## Indivíduo 5 – Peso fixo



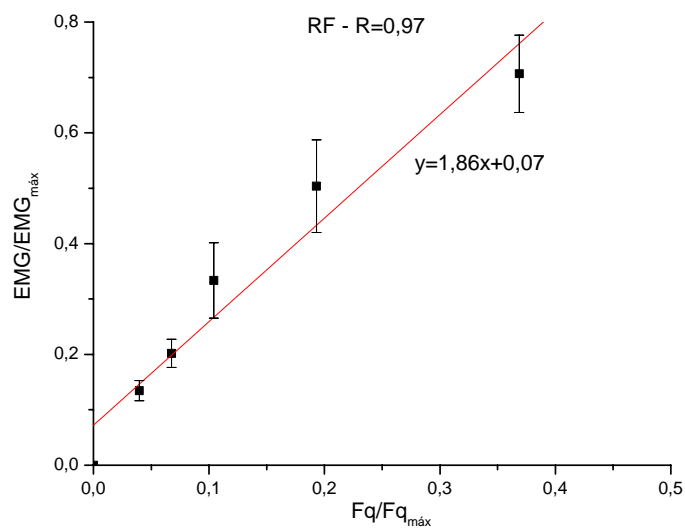
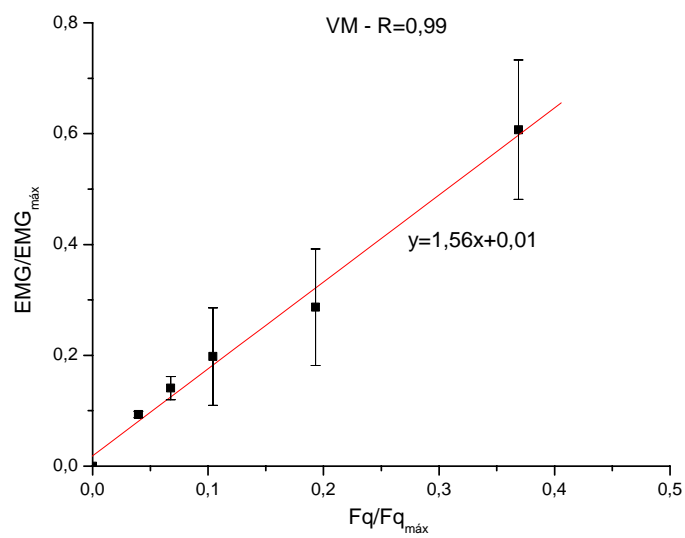
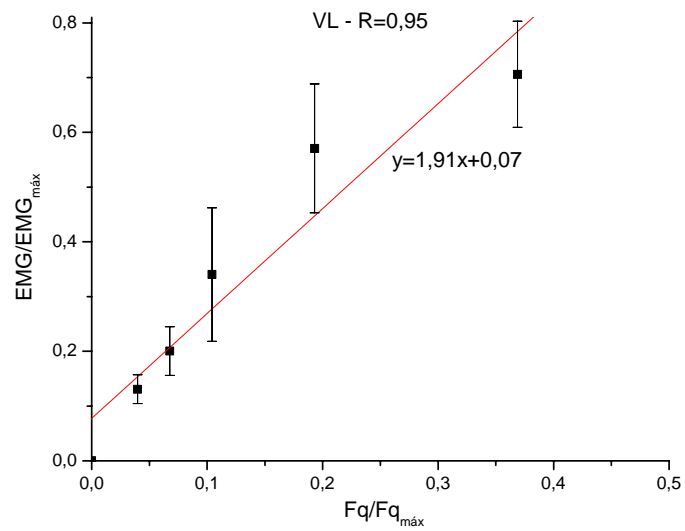
Indivíduo 5 – Corda elástica



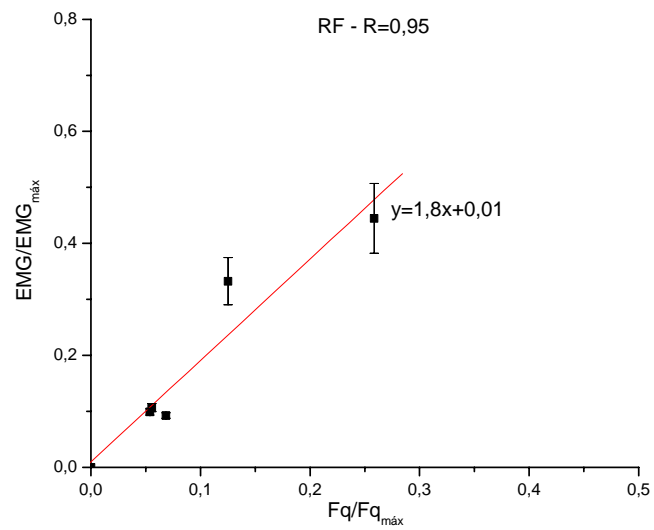
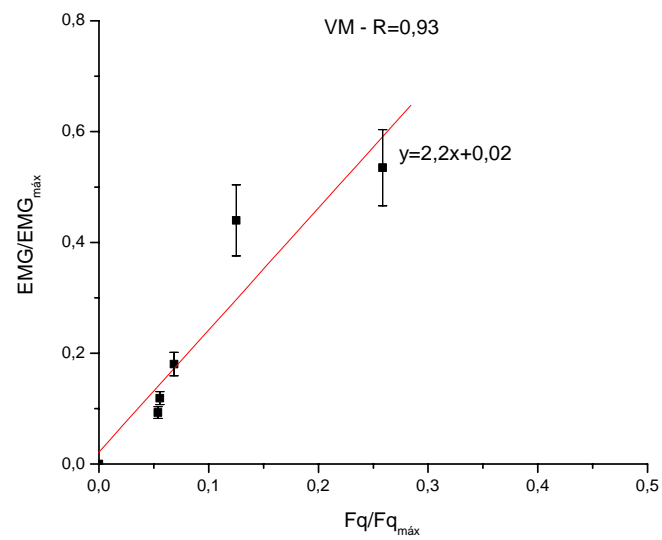
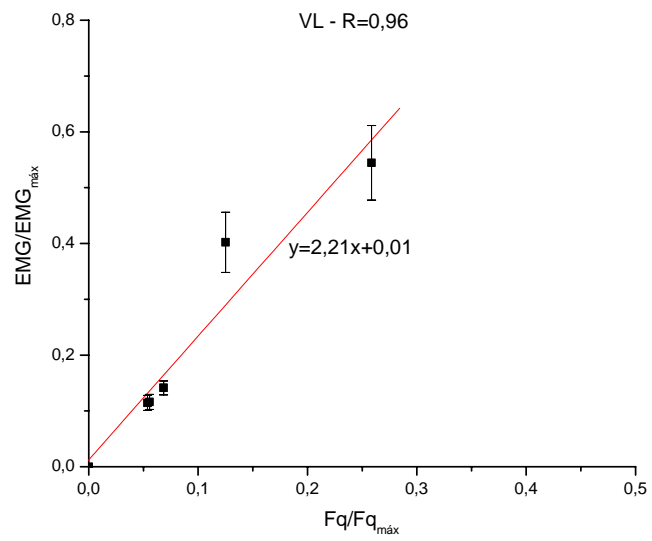
## Indivíduo 6 – Peso fixo



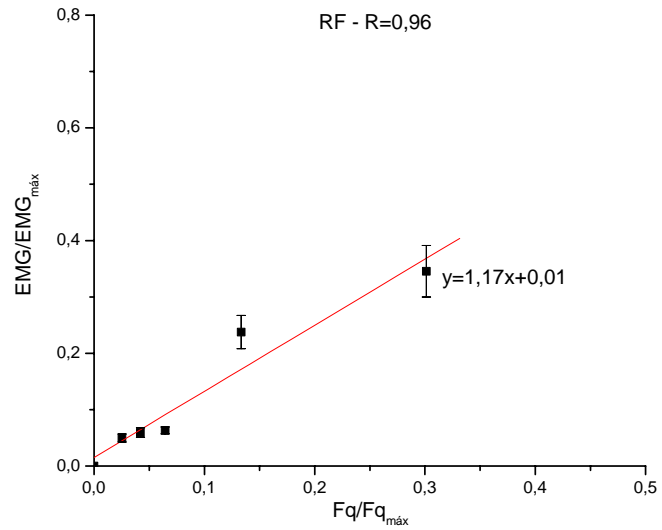
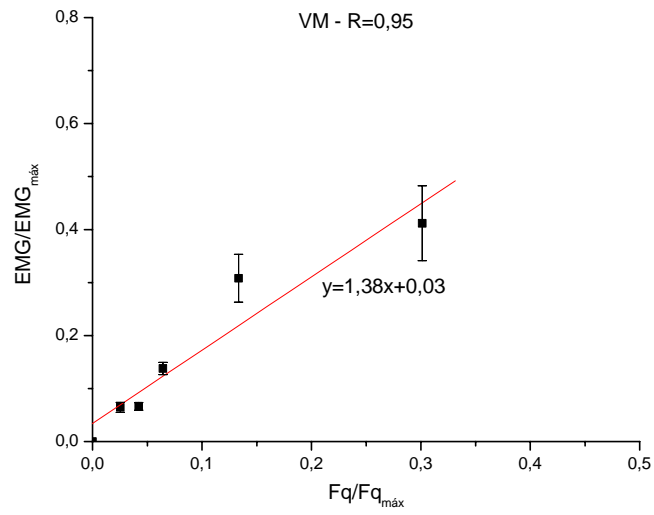
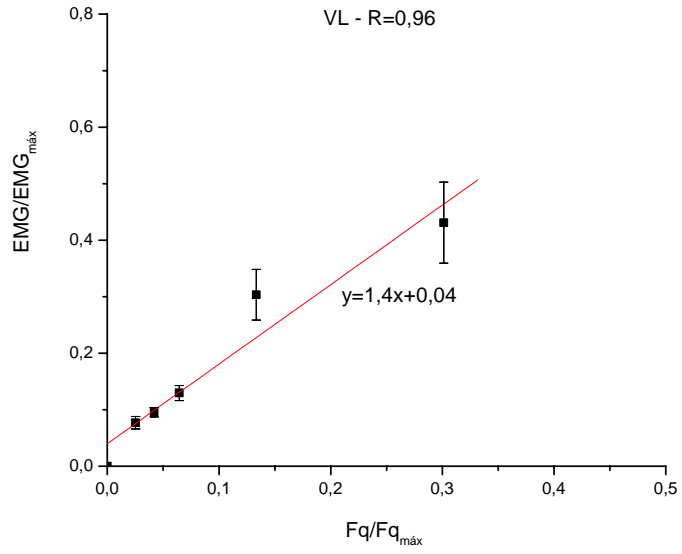
## Indivíduo 6 – Corda elástica



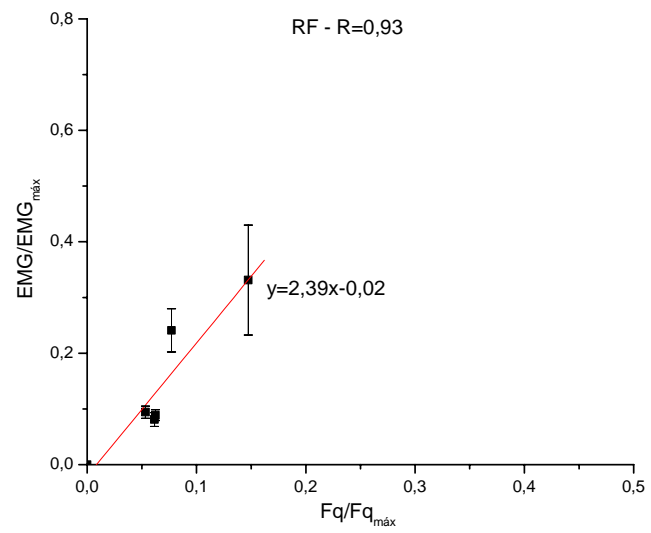
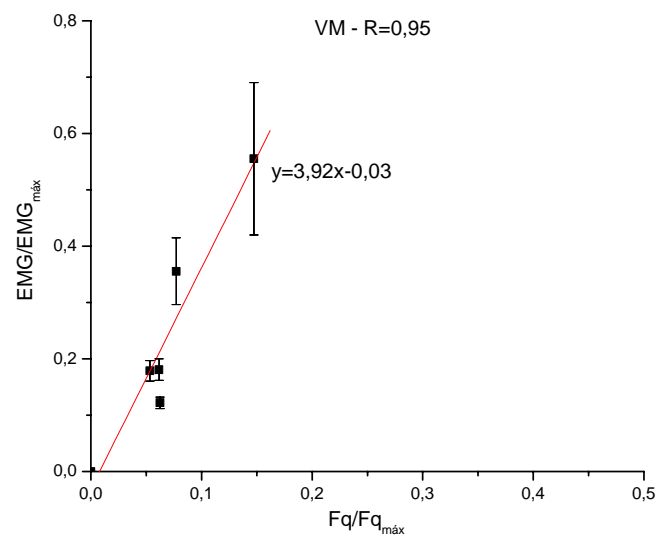
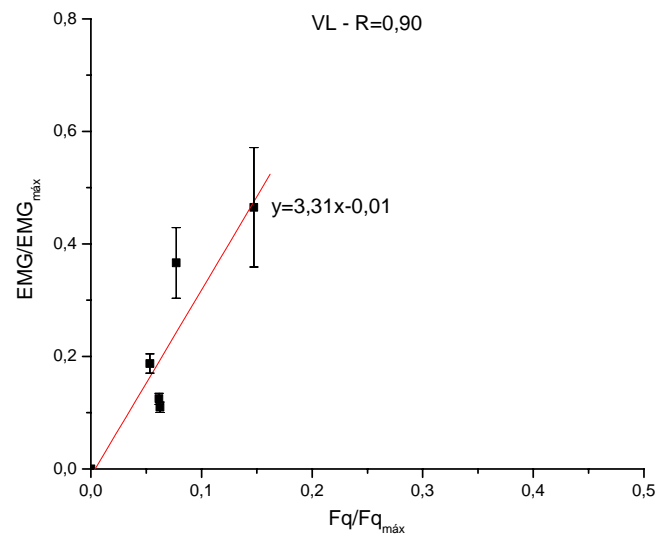
## Indivíduo 8 – Peso fixo



Indivíduo 8 – Corda elástica

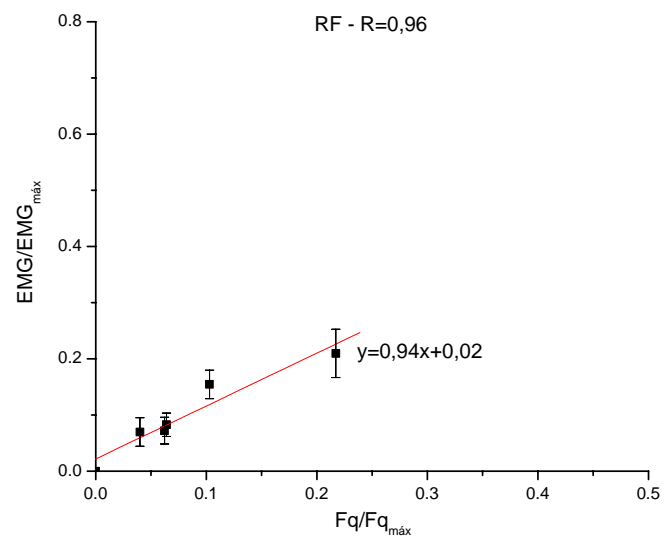
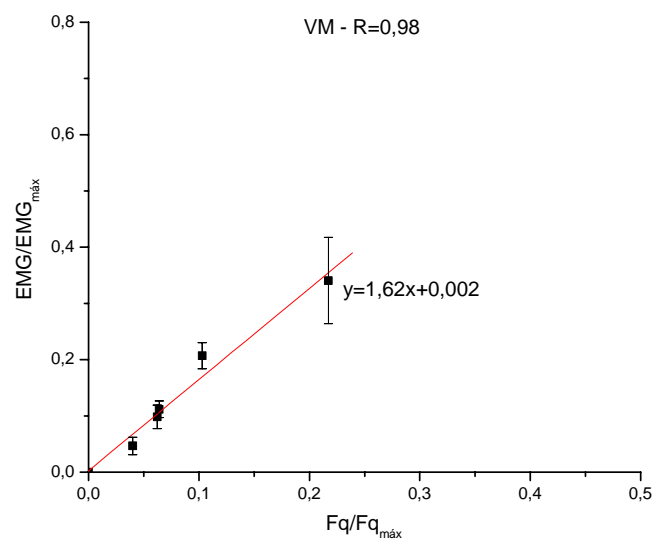
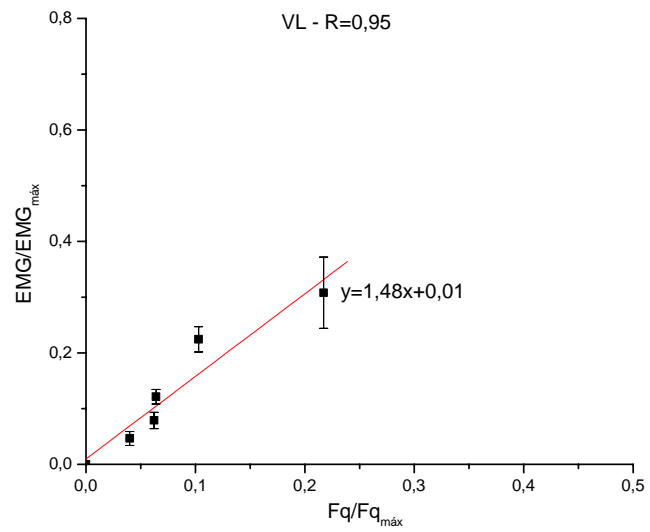


## Indivíduo 9 – Peso fixo

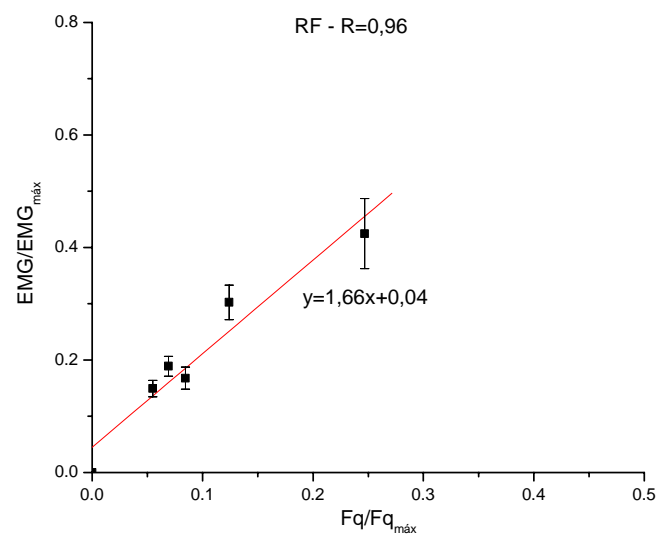
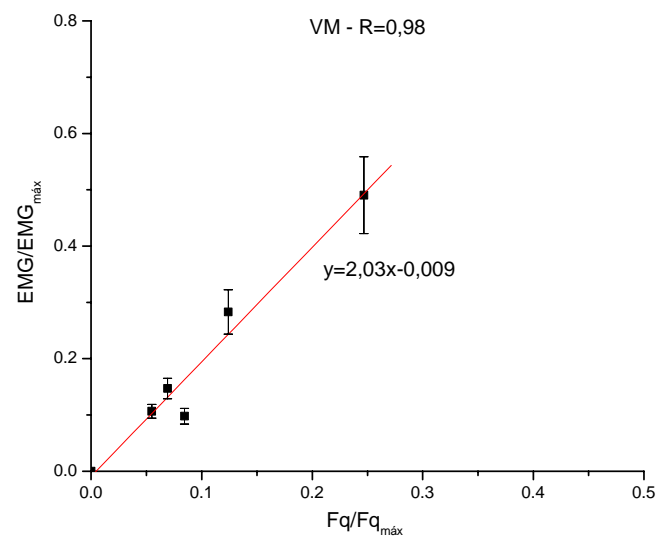
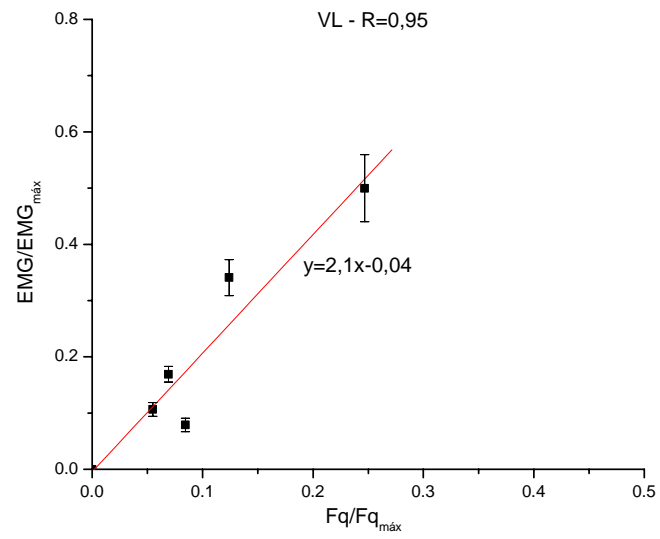




## Indivíduo 9 – Corda elástica



## Indivíduo 10 – Peso fixo



## Indivíduo 10 – Corda elástica

