



**COPPE/UFRJ**

QUANTIFICAÇÃO DE TÔNUS MUSCULAR EM UMA POPULAÇÃO ADULTA  
SAUDÁVEL

Bruna Maria de Paula

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Márcio Nogueira de Souza  
Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro  
Dezembro de 2008

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

QUANTIFICAÇÃO DE TÔNUS MUSCULAR EM UMA POPULAÇÃO ADULTA  
SAUDÁVEL

Bruna Maria de Paula

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

---

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Prof<sup>a</sup>. Ana Paula Fontana, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

DEZEMBRO DE 2008

Paula, Bruna Maria de

Quantificação de Tônus Muscular em uma População Adulta Saudável/ Bruna Maria de Paula. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2008.

IX, 103.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Márcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2008.

Referências Bibliográficas: p. 99-102.

1. Tônus Muscular. 2. Quantificação. I. Souza, Márcio Nogueira de *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*"... a vida é de fato escuridão, exceto lá onde houver impulso, e todo impulso é cego, exceto onde há sabedoria, e toda sabedoria é vã, exceto onde há trabalho, e todo trabalho é vazio, exceto onde há amor, e quando você trabalha com amor, você se liga com você mesmo e com o outro e com Deus."*

Khalil Gibran

*Ao final dessa jornada, acumulo não somente conhecimento, experiência e uma dissertação. Acumulo também amigos. Todos, de sua maneira, contribuíram para que eu chegasse ao fim dessa etapa. A eles, meu muito obrigada.*

*Ao Marco Antonio Cavalcante Garcia, pelo entusiasmo e incentivo, meu querido amigo.*

*Ao André Dantas, pela grande apoio que me foi dado e por me mostrar que há flores no caminho.*

*À Danielle Polato, que muito me ajudou durante as coletas, e rapidamente se tornou minha velha amiga de infância.*

*Ao João Marcos Yamasaki Catunda, mais que amigo, meu companheiro de todas as horas. Sem sua ajuda, tudo teria sido muito mais difícil.*

*Aos companheiros do GRM, de risadas e desespero: Carolina Antunes, Ivan Marques, André Avelino, Juliana Marins.*

*Aos amigos do LIB: Edgar, Henrique, Madjer, Alexandre, Fernando.*

*Àqueles que me acompanharam no início da caminhada: Thaís Omena, Vinícius Martins, Ricardo Gaudio, Olivassé Nasario.*

*Aos professores Márcio Nogueira de Souza e Alexandre Visintainer Pino, pelo exemplo de profissionalismo, amor à pesquisa, companheirismo e pela excelente orientação que me foi oferecida.*

*À minha família, meu alicerce, que em certo momento desistiu de perguntar por que eu estudava tanto e simplesmente me apoiou.*

*À Deus, que me deu força, saúde, paciência e discernimento.*

*Meu agradecimento será sempre pequeno perto da ajuda me foi dada por vocês.*

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

## QUANTIFICAÇÃO DE TÔNUS MUSCULAR EM UMA POPULAÇÃO ADULTA SAUDÁVEL

Bruna Maria de Paula

Dezembro/2008

Orientadores: Márcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

Esse trabalho apresenta um Sistema de Quantificação Mecânica e o desenvolvimento de protocolo de avaliação do tônus muscular que foram aplicados em 42 pessoas jovens e sem alterações músculo-esqueléticas, articulares e neurológicas. Foram adquiridos sinais de eletromiografia dos músculos bíceps e tríceps braquial, deslocamento angular do antebraço e força de resistência ao movimento passivo de extensão de cotovelo, nas periodicidades 8, 4, 2 e 1 s. O modelo massa-mola-amortecedor foi utilizado para análise das variáveis mecânicas e obtenção da resistência elástica ao movimento (coeficiente elástico –  $K$ ), assumida como descritora do tônus muscular. A área muscular transversa do braço (AMTB) foi utilizada como padrão ouro para comparação dos resultados. Os resultados sugerem que na população estudada o coeficiente elástico obtido na periodicidade de 8 s foi sensível às diferenças entre homens e mulheres, mas não entre grupos de diferentes frequências semanais de atividade física, e sua correlação com a AMTB foi 0,54.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

QUANTIFICATION OF MUSCLE TONE IN A HEALTHFUL ADULT  
POPULATION

Bruna Maria de Paula

December/2008

Advisors: Márcio Nogueira de Souza  
Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

This study presents a System of Mechanical Quantification and the development of a protocol of muscle tone evaluation that was applied at 42 young people without musculoskeletal, articular and neurological disorders. Were acquired biceps brachial and triceps brachial muscles electromyography signals, forearm angular displacement and resistance force to the passive movement of elbow extension at periodicities of 8, 4, 2 and 1 s. The mass-spring-damper model was used to analyze the mechanical variables and to obtain the elastic movement resistance (elastic coefficient - K). The arm muscle cross-sectional area (AMTB) was considered a gold standard for comparison of the results. The results suggest that in a studied population an index of the muscle elastic coefficient in the 8 seconds periodicity was sensible to the differences between men and women, but not in different physical activity weekly frequency groups and its correlation with the AMTB was 0.54.

# Sumário

<b>Capítulo 1.....</b>	<b>1</b>
Introdução .....	1
1.2 Objetivos .....	3
<b>Capítulo 2.....</b>	<b>4</b>
Aspectos Fisiológicos Envolvidos na Geração do Tônus Muscular .....	4
2.1 Aspectos Fisiológicos das Fibras Musculares Esqueléticas.....	4
2.2 Aspectos Neurofisiológicos do Sistema Nervoso Motor (SNM).....	8
2.2.1 Neurônios Motores .....	8
2.2.1.1 Neurônio Motor Inferior .....	8
2.2.1.1.1 Neurônio Motor Alfa .....	9
2.2.1.1.2 Fuso Muscular.....	10
2.2.1.1.3 Reflexo de Estiramento e Alça Gama.....	12
2.2.1.1.4 Órgão Tendinoso de Golgi (OTG).....	13
2.2.1.2 Neurônio Motor Superior (Tratos Motores Descendentes) .....	15
2.2.1.3 Circuitos de Controle Motor .....	17
<b>Capítulo 3.....</b>	<b>19</b>
Mecanismos Envolvidos na Geração de Tônus Muscular e Métodos de Avaliação ..	19
3.1 Tônus Muscular .....	19
3.2 Métodos de Avaliação do Tônus Muscular na Prática Clínica .....	21
3.3 Métodos de Avaliação Quantitativa do Tônus Muscular.....	22
3.3.1 Métodos Baseados no Movimento Passivo Articular .....	22
3.3.2 Métodos Baseados na Palpação Indireta.....	34
3.4 Área Muscular Transversa do Braço.....	38
<b>Capítulo 4.....</b>	<b>39</b>
Materiais e Métodos.....	39
4.1 Montagem Experimental.....	39
4.2 Descrição do experimento.....	43
4.2.1 Coleta de Dados Físicos.....	46
4.2.2 Preparação da Pele e protocolo de colocação de eletrodos de EMG. ....	47
4.3 Estimativas Matemáticas .....	49
4.3.1 Coeficientes do modelo I-K-B .....	52

4.3.2 Estimativa da área muscular transversa do braço (AMTB).....	52
4.4 Processamento e análise dos sinais .....	53
4.5 Análise estatística dos resultados.....	54
<b>Capítulo 5.....</b>	<b>57</b>
Resultados .....	57
5.1 AMTB .....	57
5.2 Força .....	59
5.3 Goniometria .....	63
5.3.1 Deslocamento Angular.....	63
5.3.2 Velocidade Angular .....	65
5.3.3 Aceleração Angular .....	66
5.4 Eletromiografia .....	68
5.4.1 Músculo Bíceps Braquial.....	68
5.4.2 Músculo Tríceps Braquial (Cabeça Lateral).....	70
5.5 Coeficientes do Modelo Massa–Mola–Amortecedor .....	72
5.5.1 Coeficiente Elástico (K).....	72
5.5.2 Coeficiente Viscoso (B).....	75
5.5.3 Coeficiente Inercial (I).....	79
5.6 Torques elástico, viscoso e inercial e suas contribuições para o torque total .....	81
5.7 Correlação entre K e AMTB.....	83
<b>Capítulo 6.....</b>	<b>86</b>
Discussão .....	86
<b>Capítulo 7.....</b>	<b>97</b>
Conclusão.....	97
<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>99</b>
<b>Anexo 1.....</b>	<b>103</b>

# Capítulo 1

## Introdução

O estudo do tônus muscular foi iniciado pelas observações de Sir Charles Sherrington (1857–1952) em 1909, usando modelos animais descerebrados ou com a medula seccionada (GURFINKEL *et al.*, 2006; MASI e HANNON, 2008). Sua caracterização clínica é de extrema importância, uma vez que muitas desordens de movimento são acompanhadas de alteração no tônus muscular, podendo ser uma ferramenta útil para diagnóstico de patologias do Sistema Nervoso. No entanto, sua definição e quantificação permanecem subjetivas e discordantes.

Tônus muscular é usualmente definido como a resistência sentida pelo examinador durante o movimento imposto a um membro voluntariamente relaxado (LANCE, 1980). Essa definição é amplamente difundida em estudos clínicos, principalmente em estudos que abordam a Síndrome do Neurônio Motor Superior, patologia que causa alterações no controle motor. Alguns autores afirmam que essa resistência é resultante da interação entre as características elásticas e viscosas do tecido contrátil muscular, tecido conectivo intramuscular, tendão e tecidos articulares; do controle reflexivo orientado ao músculo no qual o principal reflexo envolvido seria o de estiramento e da inércia do membro, produzindo forças de reação proporcionais à aceleração do movimento (LEONARD *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 1996; TEIXEIRA e FONOFF, 2004). É necessário, no entanto, estabelecer que neste texto, assim como na maioria dos textos que tratam sobre tônus muscular, o termo resistência (ou resistência articular) é relativo à força realizada pelo examinador para impor o movimento a uma determinada articulação para o exame do tônus da musculatura posta em estiramento.

A importância do tônus reside nas suas várias funções associadas ao controle motor e estabilidade articular. Os elementos elásticos e viscosos conferem ao músculo um comportamento semelhante ao de uma mola em série com um amortecedor, permitindo o armazenamento de energia em tarefas como andar ou correr, suavizando movimentos súbitos, pois o músculo atinge o comprimento de equilíbrio de maneira gradual. Com isso, pequenas instabilidades mecânicas são contidas passivamente, diminuindo a necessidade de contrações musculares. Além disso, o tônus é importante na manutenção da postura, em decorrência da combinação das características acima, economizando energia e resistindo a um estiramento inesperado (KANDEL *et al.*, 2003; MASI e HANNON, 2008).

Ainda que suas alterações sejam amplamente estudadas, a mensuração clínica do tônus é feita principalmente de duas maneiras subjetivas: pela palpação indireta muscular e pelo movimento passivo da articulação em diferentes velocidades (CAMERON, 1999; YLINEN *et al.*, 2006). No primeiro método, busca-se avaliar indiretamente o turgor muscular e no segundo, a resistência passiva gerada pelo movimento. Ambos os métodos dependem altamente da experiência e subjetividade do examinador, podendo ser influenciados pela contração ativa do examinado, trofismo e patologias articulares. São métodos pouco sensíveis às pequenas mudanças do tônus, além de seus resultados somente poderem ser aplicados a uma escala ordinal (YLINEN *et al.*, 2006). A avaliação indireta também pode ser feita através da estimação da resposta muscular ao reflexo de estiramento, onde uma resposta normal à percussão tendínea seria relacionada ao tônus normal (CAMERON, 1999).

A necessidade do estudo quantitativo do tônus muscular fez com que alguns autores desenvolvessem equipamentos para mensurar a resistência ao movimento passivo (LEONARD *et al.*, 2001; PANDYAN *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 2000;

YLINEN *et al.*, 2006). Técnicas eletrofisiológicas e biomecânicas têm sido utilizadas para o estudo dos componentes intrínsecos e neurais envolvidos em alterações do tônus, principalmente na hipertonia resultante de lesão neurológica (PANDYAN *et al.*, 2001). Porém, poucos estudos foram realizados abordando a população saudável. Com isso, pouco se sabe sobre a flutuação do tônus muscular em uma população normal, bem como diferenças decorrentes do envelhecimento, do sexo ou do treinamento físico.

## 1.2 Objetivos

Em decorrência do exposto acima, este trabalho tem como objetivo geral avaliar quantitativamente o tônus da musculatura flexora de cotovelo em indivíduos sem alterações osteo-mio-articulares e neurológicas a partir de dados de dinamometria e eletrogoniometria.

De modo a atingir o objetivo geral foram estipulados os seguintes objetivos específicos:

- Adaptar e aperfeiçoar o método e o sistema desenvolvidos por DANTAS (2008) às características da população a ser estudada;
- Estabelecer um protocolo de aquisição de dados que permita quantificar o tônus muscular de pessoas saudáveis;
- Investigar uma forma de avaliação de tônus muscular que tenha ampla aceitação na literatura e que possa ser aplicada a todos os sujeitos, sendo esta adotada como padrão ouro na presente pesquisa;
- Realizar a coleta, pós-processamento e análise dos dados, buscando a melhor forma de correlacionar a quantificação do tônus pelo método proposto e pelo padrão ouro escolhido;

# Capítulo 2

## Aspectos Fisiológicos Envolvidos na Geração do Tônus Muscular

Alguns autores estabelecem o tônus muscular como resultante de interações entre impulsos enviados do Sistema Nervoso Central (SNC) ao músculo e propriedades biomecânicas e bioquímicas do tecido muscular e conectivo circundante. Por esta razão se faz necessário apresentar a morfologia e a fisiologia das fibras musculares e seu controle pelo Sistema Nervoso Motor como uma base para a plena compreensão do tônus e os elementos que podem estar envolvidos em sua formação.

### 2.1 Aspectos Fisiológicos das Fibras Musculares Esqueléticas

O músculo esquelético constitui a maior parte da massa muscular corpórea, sendo responsável pelo movimento das articulações, expressões faciais, além do controle da respiração e produção da fala, entre outras funções. Cada músculo é formado por centenas de fibras musculares, e cada fibra é inervada por uma ramificação de um axônio do SNC (BEAR *et al.*, 2002). Essas fibras têm em torno de 50  $\mu\text{m}$  de diâmetro no indivíduo adulto e podem aumentar com o treinamento físico (MCCOMAS, 1996). São células longas, multinucleadas e envolvidas por uma membrana celular excitável denominada sarcolema (BEAR *et al.*, 2002). Ao microscópio apresentam uma série de estriações (linhas) claras e escuras alternadas (Figura 1a). Cada linha clara corresponde à banda I e a linha escura à banda A. O disco Z corresponde a uma densa linha escura que atravessa a banda I. O conjunto de fibras situadas entre dois discos Z recebe o nome de sarcômero e compreende também a zona H e a linha M.

Cada sarcômero tem o comprimento aproximado de  $2\ \mu\text{m}$ , sendo que o número de sarcômeros varia de músculo para músculo, com valores em membro inferior abrangendo desde  $1,1 \cdot 10^4$  sarcômeros no músculo tibial posterior até  $15,3 \cdot 10^4$  sarcômeros no músculo sartório (MCCOMAS, 1996). O conjunto de sarcômeros contidos na fibra muscular recebe o nome de miofibrila (BEAR *et al.*, 2002).

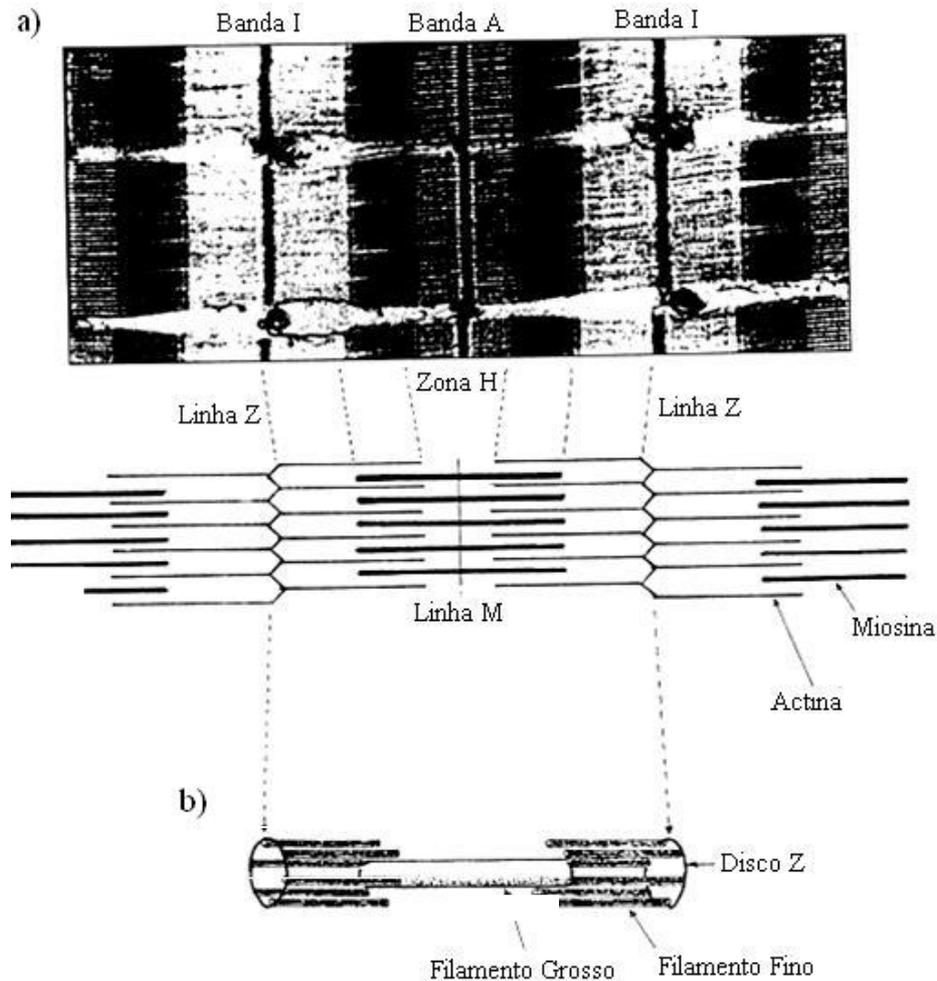


Figura 1 – Estrutura do músculo esquelético (Modificado de MCCOMAS, 1996).

Os sarcômeros são as estruturas responsáveis pela contração e relaxamento da fibra muscular. A banda A é dada pela presença de miosina (filamento grosso), enquanto que a banda clara, ou banda I, contém actina (filamento fino). A zona H corresponde à parte central da banda A, onde não há superposição de actina e miosina. A linha M, também chamada de região M, é constituída por filamentos finos de

miomesina e creatina quinase que interligam filamentos de miosina. Esses são estabilizados longitudinalmente pela titina, uma grande proteína que liga a miosina aos discos Z adjacentes. A titina é apontada por alguns autores (GAJDOSIK, 2001; LUNDY-EKMAN, 2004) como sendo o principal fator que contribui para a resistência passiva à distensão em músculos relaxados.

Cada filamento de miosina é envolvido por filamentos de actina (Figura 1b). O disco Z é composto principalmente por  $\alpha$ -actinina, desmina, vimentina e sinemina, que ligam os discos Z entre si, tanto no eixo longitudinal quanto transversal. Estes são ligados também ao esqueleto celular, à membrana basal e ao endomísio, tecido conectivo que envolve a fibra muscular. Segundo GAJDOSIK (2001), a desmina também tem papel importante na geração da resistência passiva, junto com a titina.

As miofibrilas são envolvidas pelo retículo sarcoplasmático, cuja função é armazenar íons  $\text{Ca}^{2+}$ . O potencial de ação vindo do Sistema Nervoso atinge o sarcolema e chega ao retículo sarcoplasmático por meio dos túbulos T. Cada túbulo T está em continuidade com o líquido extracelular e justaposto ao retículo sarcoplasmático, onde existe um canal protéico de cálcio. Quando o potencial chega ao túbulo T, uma proteína dependente de voltagem aciona esse canal de cálcio, provocando a liberação de íons  $\text{Ca}^{2+}$  do retículo (BEAR *et al.*, 2002).

A contração ocorre quando o  $\text{Ca}^{2+}$  liga-se à troponina, causando a exposição do sítio de ligação da actina para a miosina (ponte cruzada). A ligação ocorre junto com um movimento de rotação da extremidade da miosina, causando diminuição da largura das zonas H e bandas I, e é desfeita na presença de ATP. O ciclo é refeito enquanto o  $\text{Ca}^{2+}$  e o ATP estiverem presentes (BEAR *et al.*, 2002).

Mesmo na ausência de geração de força algumas cabeças miosínicas estão ligadas a actina. Essas são chamadas de ligações fracas, que não estão relacionadas à

contração muscular, mas segundo LUNDY-EKMAN *et al.* (2004), geram resistência à distensão.

A tendência dos filamentos de actina e miosina permanecerem unidos quando inativos por muito tempo é responsável por uma propriedade fisiológica chamada tixotropia. Uma substância tixotrópica comporta-se como um sólido sob certa força de cisalhamento e como fluido em forças maiores. Portanto, depois de um movimento inicial, sua viscosidade diminui. No caso dos músculos, a resistência ao estiramento passivo pode ser maior em um músculo que está em repouso por muito tempo do que em um músculo que está em repouso seguinte a um estiramento prévio (KNUTSON, OWENS, 2003). Isso ocorre devido à separação das pontes fracas entre actina e miosina durante o estiramento ou movimento, que se refazem lentamente quando o músculo é deixado em repouso, voltando a resistência aos seus níveis basais (AXELSON, 2004).

Para ocorrer a contração, é necessário que exista certa sobreposição entre os filamentos. Quando o músculo está em posição encurtada, as extremidades da actina e miosina onde existem os sítios de ligação posicionam-se sobre elementos estruturais da fibra muscular, impossibilitando a formação de pontes cruzadas. Se o músculo está em posição muito estirada, as pontes não podem ser formadas porque não existe a sobreposição. Existe um comprimento ótimo muscular onde os filamentos de actina e miosina estão sobrepostos. Nesse comprimento, a tensão gerada pela contração é ótima. Essa relação comprimento-tensão é uma das propriedades biomecânicas musculares (CAMERON, 1999), assim como o atrito e a elasticidade. O atrito ocorre entre tecidos conectivos e pode ser influenciado pela pressão imposta aos tecidos e sua viscosidade. A elasticidade dos tecidos conectivos resulta em diferentes respostas ao estiramento dependendo do comprimento em que se encontra o músculo em análise (CAMERON, 1999).

## **2.2 Aspectos Neurofisiológicos do Sistema Nervoso Motor (SNM)**

O Sistema Nervoso Motor, ou Sistema Motor Somático, é composto pelos músculos esqueléticos e partes do Sistema Nervoso que os controlam. É responsável por gerar os movimentos voluntários. O controle motor depende das seguintes estruturas: músculos esqueléticos, neurônios motores inferiores, conexões da região espinhal, tratos descendentes, circuitos de controle e áreas de planejamento motor (BEAR *et al.*, 2002; LUNDY-EKMAN, 2004).

### **2.2.1 Neurônios Motores**

Os neurônios motores são células que controlam a atividade dos músculos esqueléticos. Neurônios motores inferiores fazem contato direto com os músculos esqueléticos, originam-se na medula espinhal e tronco encefálico, enquanto os neurônios motores superiores têm seus corpos celulares no córtex cerebral ou tronco encefálico e seus axônios seguem por tratos descendentes para fazer sinapse com neurônios motores inferiores e/ou interneurônios do tronco encefálico ou na medula espinhal. Os circuitos de controle ajustam a atividade dos tratos descendentes, e com isso, a atividade dos neurônios motores inferiores (LUNDY–EKMAN, 2004).

#### **2.2.1.1 Neurônio Motor Inferior**

Existem duas categorias de neurônios motores inferiores: neurônios motores alfa e neurônios motores gama. Ambos têm seu corpo celular no corno ventral da medula espinhal ou no tronco encefálico, saem pela raiz ventral e seguem pelo nervo periférico até chegarem ao músculo esquelético. Os neurônios motores alfa são responsáveis pela geração de força pelo músculo. O conjunto formado pelo neurônio motor alfa e todas as fibras motoras inervadas por ele recebe o nome de unidade motora. O neurônio motor

gama inerva fibras musculares especializadas, chamadas fibras intra-fusais (BEAR *et al.*, 2002; LUNDY–EKMAN, 2004), constituintes do fuso neuromuscular, cuja função será descrita adiante.

#### **2.2.1.1.1 Neurônio Motor Alfa**

A sinapse existente entre o neurônio alfa e a fibra muscular recebe o nome de junção neuromuscular. A comunicação é feita por meio da liberação do neurotransmissor acetilcolina (ACo), que é liberado pelo neurônio em resposta a um potencial de ação pré-sináptico. Esse causa um potencial de ação pós-sináptico que ativa os mecanismos responsáveis pela contração muscular (BEAR *et al.*, 2002). Cada axônio inerva entre seis e 2.000 fibras musculares. Quando o potencial de ação atinge a junção neuromuscular toda a unidade motora se contrai e a magnitude da contração muscular é relacionada com o número de unidades motoras que são recrutadas naquele músculo (CAMERON, 1999).

O neurônio motor alfa recebe informações (e controle) de três fontes. A primeira vem de receptores periféricos, que são os fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi (OTG) e receptores cutâneos. A segunda é gerada pelo contato com interneurônios da medula espinhal, que podem causar excitação ou inibição dos motoneurônios, e a terceira vem do controle supra medular: córtex e gânglios da base, via tratos cortico-espinhais; cerebelo e núcleo rubro, via tratos rubro-espinhais; sistema vestibular, via tratos vestibulo-espinhais e Sistemas Límbico e Nervoso Autônomo, via tratos retículo-espinhais (CAMERON, 1999).

Os motoneurônios alfa, por serem diretamente relacionados com a contração muscular, seriam principais efetores do componente neurologicamente mediado do tônus muscular. GUYTON *et al.* (2001), *apud* KNUTSON e OWENS, 2003 afirmaram que o tônus, a tensão que o músculo apresenta no repouso, é resultante de uma baixa

freqüência de impulsos nervosos vindos da medula espinhal. Porém muitos autores falharam ao tentar provar a influência desse “disparo espontâneo” na manutenção do tônus (KNUTSON e OWENS, 2003), seja por comparação de medidas eletromiográficas de pessoas saudáveis e pessoas com lesão neurológica periférica, seja por estudos em que foram utilizados anestésicos (para suprimir a atividade nervosa medular) e relaxantes musculares.

#### **2.2.1.1.2 Fuso Muscular**

O fuso muscular (Figura 2) é uma estrutura especializada presente no interior da maioria dos músculos esqueléticos, formado por fibras musculares modificadas contidas em uma cápsula, chamadas fibras intra-fusais (FOSS *et al.*, 1998). Existem dois tipos de fibras intra-fusais: as fibras de bolsa nuclear e as fibras de cadeia nuclear. O primeiro tipo apresenta grande número de núcleos em sua região equatorial enquanto no segundo tipo, mais numeroso, os núcleos estão dispostos por toda a fibra (MCCOMAS, 1996). As fibras de bolsa nuclear são subdivididas em fibras dinâmicas, sensíveis à velocidade de estiramento muscular, e fibras estáticas, sensíveis somente à mudança de comprimento muscular. As fibras de cadeia nuclear são principalmente sensíveis à mudança de comprimento muscular (HAINES, 1997).

A região central do fuso é inervada por axônios de neurônios sensoriais do grupo Ia, fibras nervosas altamente mielinizadas com grande velocidade de condução (80 a 120 m/s), que se enrolam principalmente em fibras intramusculares de bolsa nuclear em sua região equatorial, recebendo o nome de terminações primárias. Essas terminações são as principais responsáveis pelas informações dadas pelo fuso. O estiramento da região central da fibra intra-fusal estira também a fibra sensorial e mecanicamente abre os canais iônicos na sua membrana, permitindo o influxo de íons acima do limiar de disparo, gerando potenciais de ação. A freqüência de disparo é diretamente proporcional

ao grau de estiramento do fuso, que acompanha o estiramento do músculo onde está inserido (HAINES, 1997).

Neurônios do grupo II também enviam axônios para os fusos, suas terminações são encontradas principalmente nas fibras de cadeia nuclear, e são chamadas de terminações secundárias (MCCOMAS, 1996). Também ativado por estiramento mecânico, somente é sensível à mudança de posição, e não à velocidade de estiramento (HAINES, 1997).

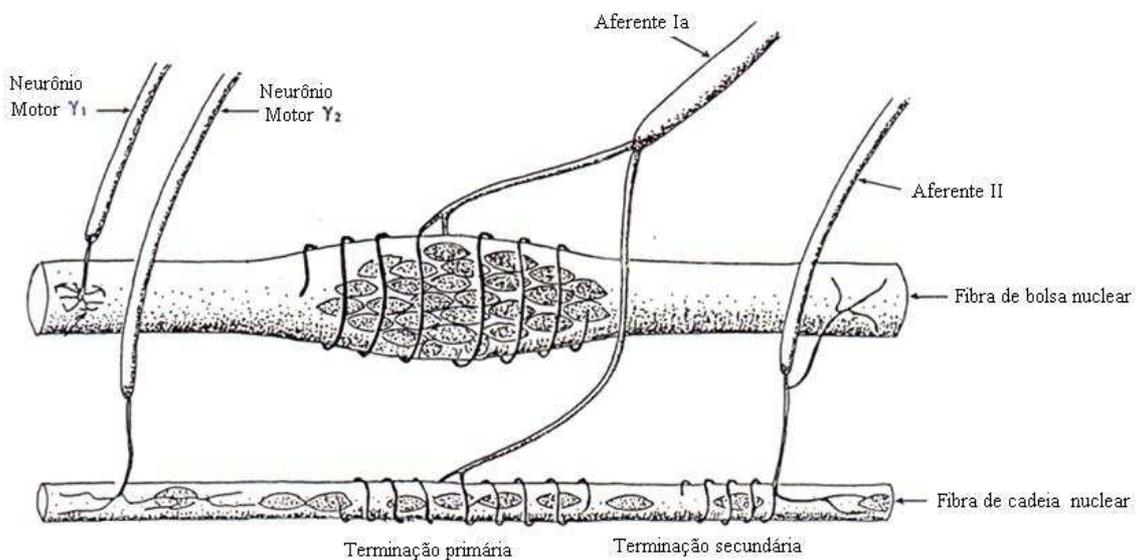


Figura 2 – Fibras musculares intra-fusais, de bolsa e cadeia nuclear, inervadas por fibras sensoriais e motoneurônios correspondentes (Modificado de MCCOMAS, 1996).

As estruturas contráteis das fibras intra-fusais situam-se nos seus pólos e se contraem com estímulos vindos do neurônio motor gama. As fibras dinâmicas das fibras de saco nuclear são inervadas por neurônios motores gama dinâmicos e as fibras estáticas, junto com as fibras de cadeia nuclear, são inervadas por neurônios motores gama estáticos. A função dos motoneurônios gama dinâmicos e estáticos é manter a sensibilidade e o comprimento do fuso, respectivamente (HAINES, 1997).

Quando estimulado, o fuso contrai as extremidades, estirando sua região central, estimulando os axônios sensoriais. Esses retornam à medula pelas raízes dorsais e fazem sinapses excitatórias nos interneurônios e neurônios alfa do corno anterior.

### 2.2.1.1.3 Reflexo de Estiramento e Alça Gama

A literatura aponta como essencial o papel do fuso no controle do movimento e manutenção do tônus muscular (CAMERON, 1999; FOSS *et al.*, 1998; HAINES, 1997; KANDEL *et al.*, 2003). O reflexo de estiramento, ou reflexo miotático, caracteriza-se por ser um reflexo monossináptico, ou seja, é produzido por um circuito formado por dois neurônios, o neurônio sensório Ia e o motoneurônio alfa (Figura 3). Quando o músculo é excessivamente estirado, as aferências do grupo Ia dos fusos entram na medula espinhal pelas raízes dorsais, onde emitem várias ramificações. Algumas dessas comunicam-se com motoneurônios alfa que inervam o músculo que foi estirado. Em resposta ao estiramento, os motoneurônios disparam e o músculo se contrai em oposição ao estiramento (KANDEL *et al.*, 2003).

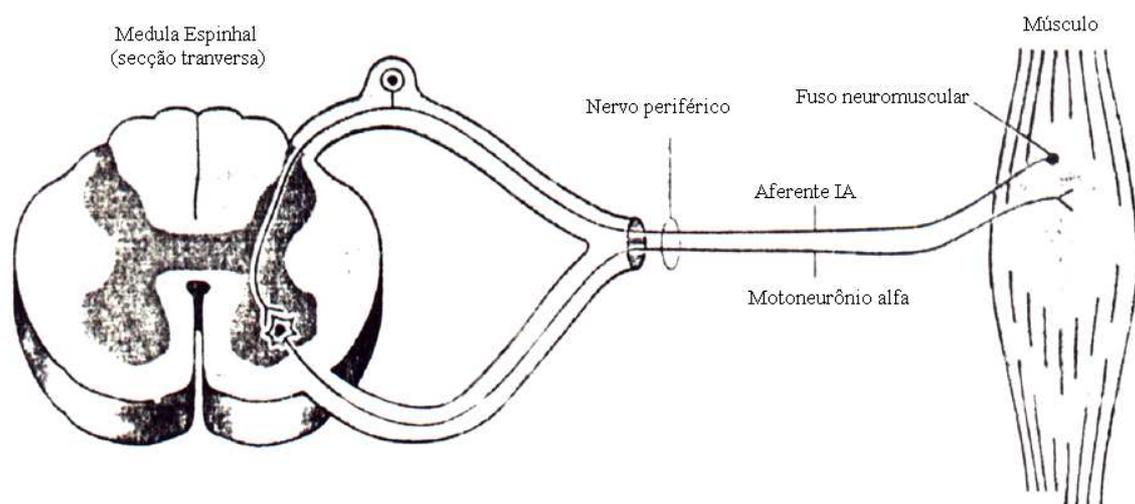


Figura 3 – Reflexo monossináptico de estiramento muscular (Modificado de CAMERON, 1999).

As ramificações do aferente Ia não excitam somente motoneurônios do próprio músculo, mas também motoneurônios que inervam músculos de ação mecânica similar (sinergistas), além de sinapses com interneurônios que inibem motoneurônios da musculatura antagonista (que tem ação mecânica contrária), fazendo com que a mesma relaxe. Esse mecanismo recebe o nome de inibição recíproca. O reflexo de estiramento proporciona um *feedback* negativo que resiste às mudanças do comprimento muscular, contribuindo para o comportamento elástico demonstrado pelos músculos. O SNC também pode influenciar a intensidade da resposta do reflexo, facilitando ou inibindo a atividade interneuronal, modulando o tônus muscular necessário para a tarefa motora requerida (KANDEL *et al.*, 2003).

Segundo HAINES (1997), a manutenção crítica do tônus muscular é feita pela alça gama, que se caracteriza por ser um mecanismo um pouco mais complexo de manutenção do reflexo de estiramento envolvendo motoneurônios gama. Estes recebem controle supra-espinhal (tronco encefálico e córtex cerebral), ativando a contração das fibras intra-fusais. Com isso, a região equatorial da fibra estira-se, aumentando a atividade da fibra Ia, que leva a informação aos motoneurônios alfa, resultando em contração muscular. A importância desse processo reside na manutenção da sensibilidade do fuso em diferentes comprimentos musculares, inclusive durante a contração muscular voluntária. Esse processo de controle da musculatura intra e extra-fusal recebe também o nome de coativação alfa-gama.

#### **2.2.1.1.4 Órgão Tendinoso de Golgi (OTG)**

O OTG é um mecanorreceptor presente nos tendões próximo à junção com as fibras musculares (Figura 4). É sensível ao estiramento tendinoso, e em consequência, ao estiramento muscular, se a tração for transmitida ao tendão. Seu funcionamento é semelhante ao do fuso, o estiramento de suas fibras sensoriais (fibra Ib) faz com que os

canais iônicos presentes na membrana nervosa se abram. Essas fibras têm velocidade de condução tão grande quanto às fibras Ia dos fusos (70 a 110 m/s) e encaminham-se para a medula, onde fazem sinapses excitatórias com interneurônios. Esses têm ação inibitória sobre motoneurônios alfa que inervam o músculo associado ao OTG ativado, fazendo com o músculo diminua a contração. Portanto, apesar de seu funcionamento semelhante, o OTG tem ação oposta a do fuso, inibindo o músculo, ao invés de ativá-lo como o fuso. Essa resposta reflexa é chamada de inibição autógena. Além de inibir o músculo associado, o OTG também leva à inibição dos músculos sinergistas (que exercem a mesma ação) e à ativação da musculatura antagonista. O OTG, portanto, tem como função proteger o tendão do estiramento excessivo (CAMERON, 1999; HAINES, 1997; LUNDY–EKMAN, 2004).

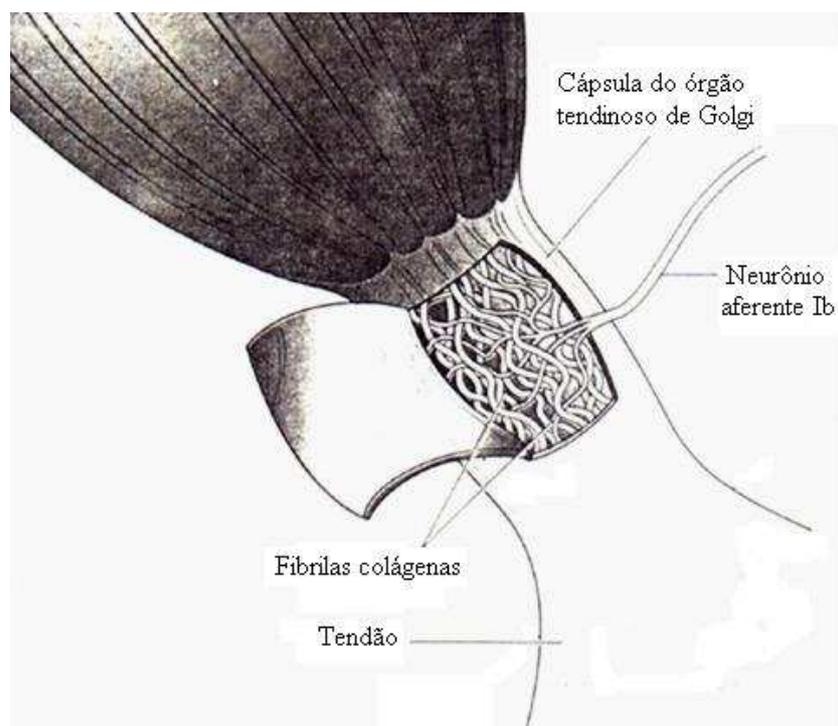


Figura 4 – Órgão tendinoso de Golgi (Modificado de FOSS *et al.*, 1998).

### **2.2.1.2 Neurônio Motor Superior (Tratos Motores Descendentes)**

Das várias vias que se projetam para a medula espinhal, quatro são importantes para a discussão de controle motor (HAINES, 1997). Duas seguem pelo funículo ventral da medula espinhal, são os tratos que formam os sistemas vestibulo-espinhal e retículo-espinhal. Esses fazem parte do sistema ativador medial, que controla os neurônios motores inferiores, que por sua vez inervam músculos posturais. Outras duas vias correm pelo funículo lateral: são os tratos rubro-espinhal e córtico-espinhal lateral. Esses são componentes do sistema ativador lateral, responsável pelo controle de neurônios motores inferiores que inervam músculos distais (HAINES, 1997; LUNDY–EKMAN, 2004).

O trato vestibulo-espinhal medial é formado por axônios que se originam nos núcleos medial e inferior vestibulares e descem bilateralmente pela medula. Recebem informações sobre o movimento e posição da cabeça e afetam a atividade de neurônios motores inferiores que controlam a musculatura do pescoço. O trato vestibulo-espinhal lateral origina-se no núcleo vestibular lateral e desce ipsilateralmente por toda extensão da medula. Suas fibras excitam motoneurônios que inervam extensores paravertebrais e extensores proximais dos membros, os chamados músculos antigravitacionais. Com isso, o trato vestibulo-espinhal lateral tem ação direta sobre o controle postural (atividade relacionada ao tônus postural) e balanço (HAINES, 1997).

As fibras dos tratos retículo-espinhais podem ser encontradas nos funículos medulares lateral e ventral em toda a medula espinhal. Muitas fibras contribuem para a modulação da dor e atividade visceromotora. As fibras que se originam do núcleo vestibular pontino caudal constituem o trato retículo-espinhal medial (ou pontino), as fibras que se originam da porção bulbar da formação reticular formam o trato retículo-espinhal lateral (ou bulbar). O sistema retículo-espinhal, assim como o vestibulo-

espinhal, influencia os motoneurônios da musculatura paravertebral e extensora dos membros; porém, ao contrário do sistema vestibulo-espinhal, emitem ramos para vários níveis medulares e fazem contato monossináptico direto com motoneurônios alfa. Esse sistema é ativado por projeções corticais descendentes (fibras córtico-reticulares) e tem influência direta sobre os motoneurônios gama; portanto, um papel importante sobre a manutenção da postura e modulação do tônus muscular, via fuso muscular. As fibras pontinas tendem a ser excitatórias, enquanto que as bulbares inibem a atividade dos músculos sob sua influência (HAINES, 1997).

O trato rubro-espinhal origina-se do núcleo rubro do mesencéfalo. Seus axônios decussam na ponte e descem lateralmente pela medula, junto com o trato córtico-espinhal lateral. É influenciado pelo córtex cerebral (principalmente região frontal) e cerebelar via tratos córtico-rubral e cerebelo-rubral. Sua função é aparentemente reduzida; porém, estudos animais e observações clínicas indicam que esse sistema exerce influência sobre os movimentos finos das mãos e é importante na recuperação de pessoas com lesão nos tratos córtico-espinhais, assumindo a função de levar informações superiores aos efetores inferiores (BEAR *et al.*, 2002; HAINES, 1997).

O trato córtico-espinhal lateral é o mais importante das vias laterais. Dois terços de seus axônios originam-se no córtex motor (áreas 4 e 6 do lobo frontal). Suas fibras reúnem-se na base do bulbo formando o trato piramidal, que decussa na junção do bulbo com a medula, seguindo pela coluna lateral da medula. Nos cornos ventrais e na substância cinzenta intermediária comunicam-se com motoneurônios e interneurônios que controlam os músculos distais, principalmente os flexores (BEAR *et al.*, 2002).

### 2.2.1.3 Circuitos de Controle Motor

Os circuitos de controle motor são constituídos fundamentalmente por regiões corticais motoras e associativas e pelos núcleos da base e cerebelo.

A área 4, ou córtex motor primário (também conhecido como M1) situa-se no lobo frontal, anteriormente ao giro pré-central, enquanto a área 6 situa-se anteriormente à área 4. Na área 6 organizam-se dois mapas motores: a área pré-motora e a área motora suplementar. As áreas 4 e 6 são responsáveis pelos movimentos voluntários, sendo a área motora suplementar mais relacionada com movimentos distais e a área pré-motora responsável por movimentos proximais. Lesões nas áreas corticais responsáveis pelo movimento (acidente vascular cerebral – AVC – ou trauma crânio-encefálico – TCE – por exemplo) podem causar incapacidade de realizar atos motores complexos (apraxia) e aumento do tônus muscular (espasticidade – ou hipertonia elástica) (BEAR *et al.*, 2002).

Os núcleos da base participam da comparação entre a informação proprioceptiva e os comandos para o movimento, seqüenciação dos movimentos, regulação do tônus e força muscular (LUNDY–EKMAN, 2004). É composto por cinco núcleos: putâmen, caudado, globo pálido, núcleo subtalâmico e substância nigra. Comunicam-se com o córtex motor para a adaptação postural necessária para a tarefa motora requerida. Patologias que afetam os gânglios da base podem causar hipocinesia (diminuição dos movimentos), ou hipercinesia (excesso de movimento), de acordo com a maneira como a mesma afeta as comunicações dos gânglios da base entre si e com o tálamo. Como exemplos dessas lesões, temos a doença de Parkinson, que é caracterizada pela lentidão dos movimentos (bradicinesia), aumento de tônus muscular (rigidez parkinsoniana – ou hipertonia plástica) e tremores nas mãos durante o repouso, sendo causada pela degeneração de neurônios constituintes da substância nigra. Em contraponto, a doença

de Huntington causada por perdas neuronais nos núcleos caudado, putâmen e globo pálido, é caracterizada pela hiperkinesia, entre outras alterações (BEAR *et al.*, 2002). O cerebelo é responsável por comparar o movimento em curso com o movimento pretendido (por meio de informações sensoriais vindas da periferia – fusos musculares e OTGs entre outros) e ajustá-lo, mandando informações ao córtex e núcleo rubro, que mandam o sinal para os efetores periféricos – músculos esqueléticos. A influência direta do cerebelo sobre o tônus muscular e postura pode ser mediada via suas conexões com os tratos vestibulo-espinais (CAMERON, 1999). Lesões cerebelares podem causar redução do tônus muscular (hipotonia) e descoordenação dos movimentos (ataxia) (BEAR *et al.*, 2002).

Apesar de não ser um controlador, o Sistema Límbico pode influenciar o tônus muscular via trato retículo-espinal e conexões com os gânglios da base. Esse sistema é capaz de gerar memória e associar significado emocional a mesma. Com isso, mudanças do tônus podem ser causadas por emoções relacionadas com lembranças. Por exemplo, uma situação que lembra uma experiência ruim pode causar aumento do tônus, como uma preparação do corpo para uma eventual fuga (CAMERON, 1999).

# Capítulo 3

## Mecanismos Envolvidos na Geração de Tônus Muscular e Métodos de Avaliação

Apesar de estudado desde o início do século XX, ainda existem controvérsias quanto a melhor definição para tônus e os elementos que o influenciam. Atualmente, sua avaliação quantitativa é realizada somente em estudos experimentais. Na prática clínica impera somente a avaliação qualitativa do tônus, que permanece atrelada às suas alterações, de maneira que as escalas desenvolvidas detalham seu aumento ou redução; sendo que na ausência desses achados clínicos o tônus é dito normal.

Neste Capítulo serão abordadas diferentes opiniões sobre os mecanismos geradores do tônus muscular bem como os tipos de medidas clínicas e experimentais utilizadas avaliação do tônus muscular normal e patológico (espasticidade).

### 3.1 Tônus Muscular

Apesar de alguns autores concordarem sobre a existência de um componente ativo responsável pela geração do tônus (KANDEL *et al.*, 2003), SHEEAN (2002), afirmou que se uma pessoa estiver relaxada o suficiente, a contração muscular em nada contribuirá para a resistência sentida pelo examinador, sendo resultante somente da interação de componentes biomecânicos: propriedades elásticas dos tecidos, articulações, vasos sanguíneos, músculos, etc, ou seja, somente de componentes passivos. O autor complementa afirmando que alterações do tônus observadas clinicamente muitas vezes são causadas por fraqueza muscular ou contração ativa do paciente, quando este não consegue relaxar o suficiente. LUNDY–EKMAN *et al.*

(2004) concordam com SHEEAN (2002), quando afirmam que o tônus muscular normal em um indivíduo relaxado não envolve atividade reflexa (ativa), nem o tecido conjuntivo. A resistência sentida pelo avaliador, mínima em pessoas saudáveis, segundo os mesmos autores, depende de componentes biomecânicos, como ligação fraca entre as proteínas contráteis musculares e presença de uma proteína muscular chamada titina.

Diferentemente dos autores citados anteriormente e da definição clássica de LANCE (1980), tônus também pode ser definido como o grau de ativação muscular antecedente ao movimento, ou tensão de repouso que serve como base para a contração (CAMERON, 1999). Portanto, seria neurologicamente modulado pelos centros controladores durante o planejamento do movimento. Essa modulação seria responsável pela estabilização e equilíbrio do corpo durante uma tarefa (GURFINKEL *et al.*, 2006), fazendo com que durante o estado relaxado o tônus seja mais baixo do que durante o estado alerta, quando o movimento estaria iminente (CAMERON, 1999). Essa modulação também pode ser influenciada pela memória emocional, visto que o Sistema Límbico apresenta numerosas comunicações com os centros controladores do movimento (LUNDY–EKMAN, 2004).

O tônus, então, seria gerado por dois componentes: um ativo, devido à contração parcial dos músculos através da atividade basal do sistema nervoso, e um passivo, dado pela elasticidade e turgor tecidual, independente da inervação (FOSS *et al.*, 1998; KANDEL *et al.*, 2003). Essa definição considera o tônus como, em parte, um estado de contração muscular, no entanto, segundo a definição clássica, o tônus muscular é observado e avaliado na ausência de contração voluntária, com movimentos em velocidades baixas o suficiente para não excitar o reflexo de estiramento. Logo, durante a avaliação clínica, é de se esperar que a resistência imposta ao movimento passivo seja devida majoritariamente aos elementos biomecânicos elásticos e viscosos postos em

tensão. Essa afirmação é apoiada pelos diversos trabalhos que descrevem o tônus a partir da relação observada entre o torque aplicado e o deslocamento angular da articulação em estudo (DANTAS, 2008; PANDYAN *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 1996; O'DWYER *et al.* 1996), relação essa que descreve as características elásticas do sistema.

### 3.2 Métodos de Avaliação do Tônus Muscular na Prática Clínica

A avaliação do tônus na prática clínica é realizada de forma qualitativa e subjetiva, com a utilização de escalas de gradação. Dentre as principalmente utilizadas podemos citar as Escalas de Ashworth e Ashworth Modificada (Tabela 1), que são conhecidas como escalas de avaliação de espasticidade, consideradas padrão ouro para graduação clínica do tônus muscular alterado por lesões do SNC (LEE *et al.*, 1989, *apud* PANDYAN *et al.*, 2001). A escala é empregada para indicar o grau de dificuldade sentida pelo avaliador ao tentar movimentar um membro que deve estar relaxado. Observa-se que o resultado é uma comparação com o padrão de normalidade o que requer treinamento do avaliador e só permite seu uso em casos patológicos.

Tabela 1 – Escala de Ashworth Modificada (BOHANNON, SMITH, 1987, *apud* PANDYAN *et al.*, 2001)

Escore	Grau do tônus muscular
0	Sem aumento de tônus
1	Leve aumento de tônus
1+	Leve aumento de tônus seguido por uma resistência mínima ao longo do resto do movimento
2	Moderado aumento de tônus
3	Aumento de tônus acentuado
4	Rigidez em flexão ou extensão

Apesar do grande uso na prática clínica, não existem regras que padronizem o uso dessas escalas (velocidade ou frequência de movimentos, número de repetições).

Alguns estudos concordam sobre a confiabilidade da Escala de Ashworth Modificada (EAM); porém diferem quanto à metodologia utilizada nos trabalhos (GREGSON *et al.*, 1999). Outros autores apontam sua limitada reprodutibilidade e grande tendência em agrupar resultados, pois não permite a discriminação entre níveis moderados de alteração tônica. (LEONARD *et al.*, 2001). Percebe-se também que essas escalas não permitem graduações mais refinadas, que seriam necessárias para percepção de diferenças muitas vezes pequenas existentes entre populações distintas, ou da resposta do paciente neurológico à terapêutica utilizada.

### **3.3 Métodos de Avaliação Quantitativa do Tônus Muscular**

Vários pesquisadores têm voltado sua atenção para o estudo quantitativo do tônus e de suas alterações, objetivando, além da padronização de um equipamento passível de ser utilizado rotineiramente, classificar o tônus em uma escala contínua e estudar os mecanismos inerentes à sua regulação (LEONARD *et al.*, 2001; PANDYAN *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 1996). Além disso, existe a necessidade de que ele seja de simples utilização, tenha baixo custo, seja confiável, e apresente resultados comparáveis aos obtidos por métodos tradicionais, como a EAM, por exemplo. Com esse intento, as seguintes grandezas são mensuradas na maioria dos trabalhos: deslocamento angular, velocidade angular, força, torque e sinais de EMG.

#### **3.3.1 Métodos Baseados no Movimento Passivo Articular**

PISANO *et al.* (1996), avaliaram a variação do tônus muscular em um grupo de pessoas saudáveis e tentaram analisar os fatores responsáveis por essa flutuação. Para isso eles utilizaram um motor de passo controlado por computador que induzia a extensão de punho em uma velocidade constante, com deslocamento angular de 50 °.

Transdutor de pressão, tacômetro e transdutor de torque estavam conectados ao braço motor do equipamento.

A atividade eletromiográfica foi obtida dos músculos flexor radial do carpo e extensor comum dos dedos por meio de eletrodos de superfície conectados a um eletromiógrafo, sendo os sinais de EMG filtrados entre 20 Hz e 2 kHz. Os sinais de posição e torque foram amostrados a 1 kHz.

O experimento foi dividido em três passos. O primeiro consistiu em oito movimentos na velocidade de 10 °/s, para medição do índice de resistência intrínseca (IRI). Após esse, foram realizados 20 movimentos a 500 °/s, para cálculo do índice de resistência total (IRT). Os dois índices foram obtidos pela inclinação da reta de regressão entre o torque aplicado e o deslocamento angular obtido (Figura 5). Em ambos os casos foram excluídos do cálculo os primeiros e os últimos 5 ° do movimento para evitar a influência da aceleração e desaceleração do sistema. O terceiro passo consistiu em deslocamentos em intervalos randômicos, começando com a velocidade de 50 °/s e incremento de 10 °/s a cada repetição, até alcançar a velocidade necessária para incitar o reflexo de estiramento (com a velocidade máxima pré-estabelecida em 500 °/s), identificado por meio do sinal de EMG. Alguns indivíduos (46% da amostra) não apresentaram o reflexo mesmo na velocidade mais alta de movimento (500 °/s). Esse constitui um fator que influenciou alguns resultados, como será visto adiante.

Segundo os autores, o IRI expressa a resistência não neural (tecidual) ao movimento passivo e o IRT representa a resistência total muscular, incluindo um incremento causado por influência neurológica. Os participantes foram orientados a não interferir voluntariamente no movimento. O intervalo entre as repetições foi de 10 s, e os testes foram realizados três vezes por dia para acessar a variabilidade diária do tônus.

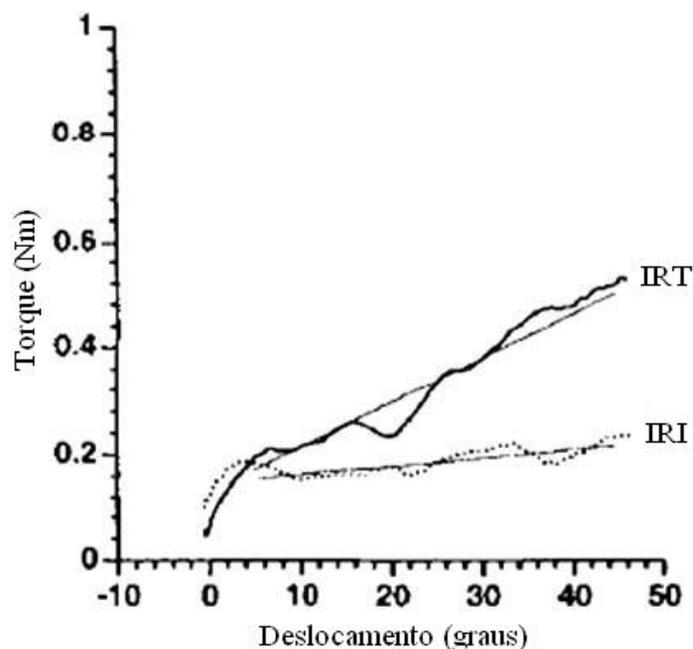


Figura 5 – Curva torque/posição e linha de regressão correspondente durante o movimento em um indivíduo com reflexo de estiramento. A curva superior corresponde ao Índice de Resistência Total (IRT) e a curva inferior corresponde ao Índice de Resistência Intrínseca (IRI) (Modificado de PISANO *et al.*, 1996).

Não houve diferença estatística significativa entre as três sessões de testes, indicando a pouca variação diária do tônus. A idade não foi um fator de influência significativa do IRI; embora esse índice tenha apresentado diferença significativa entre homens e mulheres, o que foi atribuído pelos autores à diferença de massa entre os sexos. O IRT foi influenciado pela presença do reflexo de estiramento, apresentando diferença significativa entre os grupos com e sem reflexo de estiramento. Não houve correlação significativa entre a presença do reflexo de estiramento e a idade ou o sexo.

O IRT mostrou grande variabilidade intra e inter-sessões, o que segundo os autores, pode ter ocorrido em função dos diferentes graus de excitabilidade de repouso do motoneurônio em diferentes momentos do teste. Essas flutuações não foram encontradas no IRI. O IRT apresentou variação significativa em função da presença de diferentes velocidades causadoras de reflexo de estiramento, com média e desvio padrão

maior no grupo onde o reflexo de estiramento foi excitável do que no grupo em que não houve reflexo.

Em trabalho seguinte, PISANO *et al.* (2000), utilizaram um equipamento semelhante para estudo do tônus em pacientes lesionados de acidente vascular encefálico (AVE). Os grupamentos musculares analisados foram os mesmos. O equipamento pode ser observado na Figura 6.

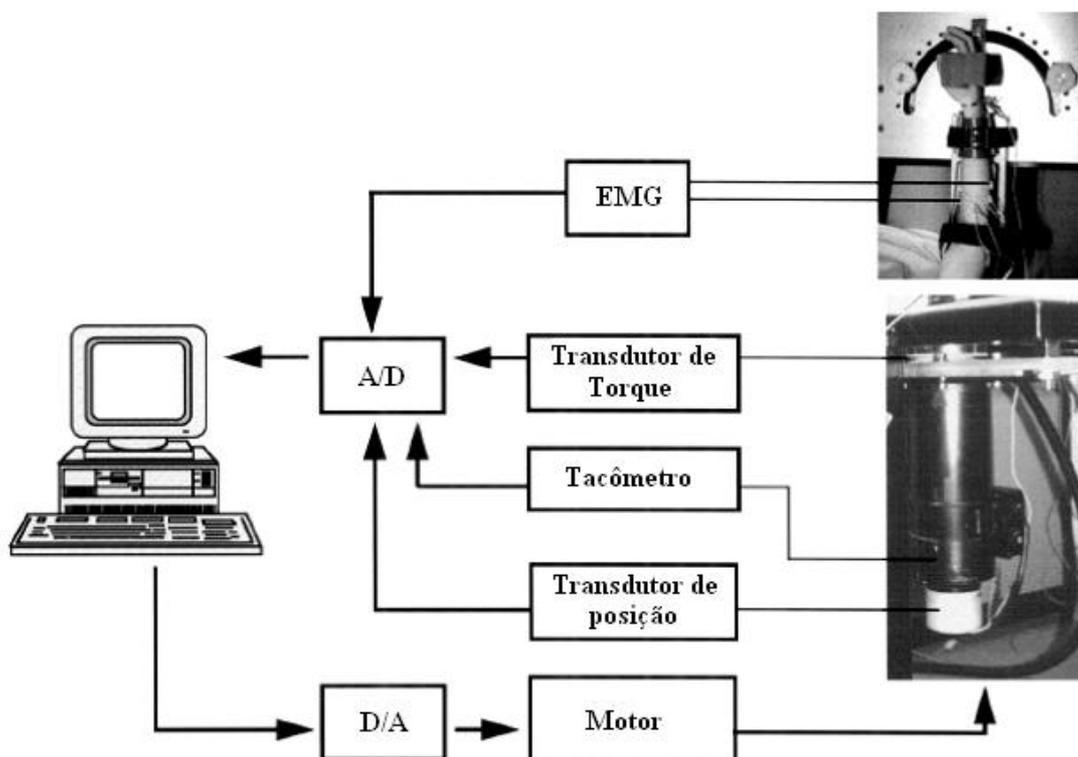


Figura 6 – Diagrama de bloco do sistema de avaliação quantitativa do tônus muscular (Modificado de PISANO *et al.*, 2000).

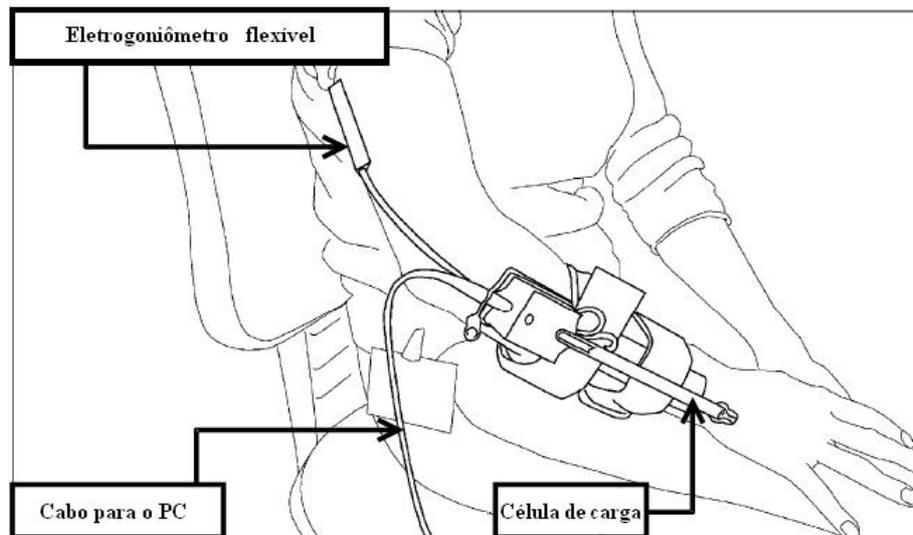
Foi realizada a medida clínica do tônus pela EAM e da força muscular dos flexores de punho pelo Medical Research Council score (Medical Research Council 1996, *apud* PISANO *et al.*, 2000), entre outras medidas. A inclinação da linha de regressão das curvas torque/posição foi considerada uma mensuração indireta da resistência do punho.

Cada paciente submeteu-se a três sessões que aconteceram no mesmo dia e hora. Os movimentos do punho foram realizados nas velocidades de 10 e 200 °/s. Novamente, a inclinação obtida em 10 °/s foi relacionada exclusivamente com a contribuição das propriedades passivas musculares, tendíneas e articulares (índice de resistência intrínseca – IRI) e em 200 °/s esta resistência foi influenciada pelos componentes não-reflexos e neurais (índice de resistência total – IRT). Foram realizados 10 deslocamentos e o valor médio foi considerado para análise. Para verificar o estado relaxado (necessário para realização do movimento passivo) foi mensurada a área basal do EMG ( $\mu\text{V}\cdot\text{ms}$ ) durante os 100 ms precedentes ao movimento.

PANDYAN *et al.* (2001) desenvolveram um equipamento portátil para medição da resistência ao movimento passivo (RMP) com o intuito de obter uma avaliação quantitativa da espasticidade e examinar a validade e a confiança da EAM. Para isso ele contou com um sistema composto por um transdutor de força e um eletrogoniômetro flexível para medição da força aplicada e a amplitude de movimento passivo (AMP). O dispositivo de medida e o posicionamento do braço para realização do movimento são apresentados nas Figuras 7a e b.

Após a colocação do dispositivo de medição no antebraço do paciente, o avaliador abduziu seu úmero em 90 ° (ou dentro da AMP livre de dor), flexionou completamente o cotovelo e o estendeu dentro da AMP. Os movimentos foram realizados três vezes, com intervalos de cinco e 15 s entre eles. As saídas dos transdutores do sistema foram amplificadas, amostradas a uma taxa de 100 Hz e armazenadas em um computador portátil. As mensurações foram feitas em 16 pacientes com seqüela de AVE, nos membros superiores afetado e não afetado, uma semana após o evento.

(a)



(b)

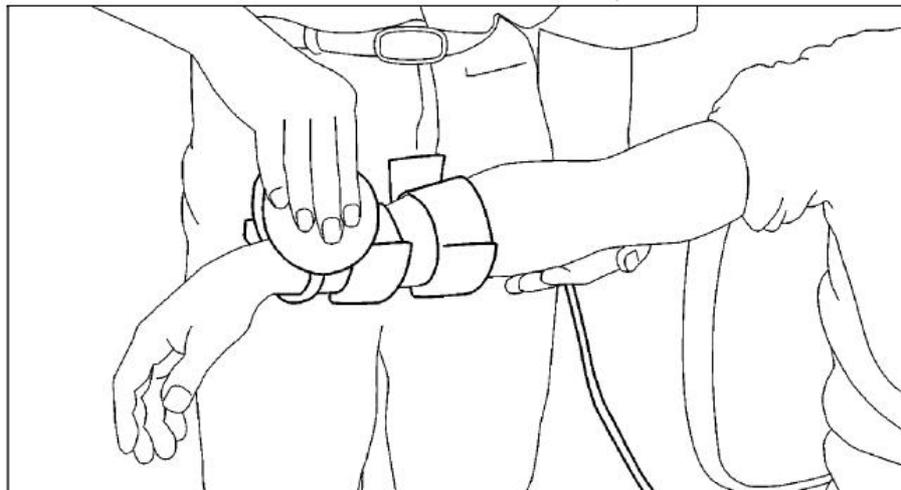


Figura 7 – (a) Dispositivo utilizado para medir a resistência ao movimento passivo (articulação do cotovelo). (b) Posicionamento do braço para aquisição de medidas (Modificado de PANDYAN *et al.*, 2001).

A RMP foi obtida de maneira semelhante ao trabalho descrito anteriormente (PISANO *et al.*, 1996), calculando-se a inclinação do gráfico da força aplicada em relação à AMP (Figura 8). A graduação da RMP segundo a EAM foi realizada por um único avaliador (sem acesso aos resultados), simultaneamente à medida quantitativa feita pelo equipamento.

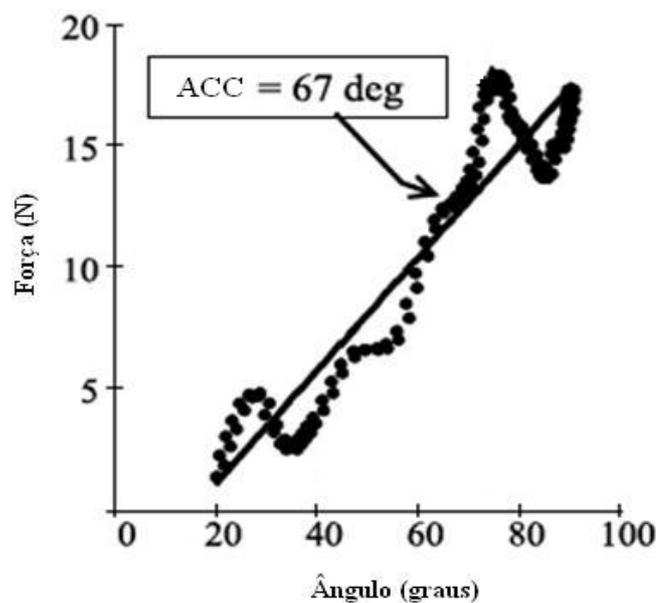


Figura 8 – Resultados obtidos com o dispositivo. Linha contínua obtida por meio de regressão linear. O ACC corresponde ao ângulo de catch, percebido pelo avaliador durante a manobra (Modificado de PANDYAN *et al.*, 2001).

O ângulo onde ocorria um fenômeno denominado *catch*, um aumento transiente na força de oposição à extensão passiva (também conhecido como sinal de canivete), foi determinado tanto pelo avaliador humano quanto pelo sistema eletrônico. Na quantificação utilizando a EAM o avaliador teve que identificar o ângulo em que ocorreu o *catch* (ACC – ângulo do *catch* clínico). No sistema eletrônico o ângulo do *catch* foi calculado como sendo aquele onde a diferença entre os valores real e estimado para a força (usando a equação de regressão linear entre força e ângulo) foi máxima.

A associação entre a EAM e a RMP foi pobre devido ao fato da classificação obtida pela escala ser inferior a 1+ para a maior parte das médias. Isso foi explicado pelo fato do evento (AVE) ser recente em todos os pacientes avaliados e que nesse período o aumento da RMP não seria tão aparente. No entanto, percebeu-se que houve aumento da RMP e da classificação pela EAM e diminuição da AMP. Os resultados são coerentes quanto ao aumento da RMP no membro superior acometido, porém ao

contrário do que seria esperado segundo a definição clássica de LANCE, (1980) observou-se uma diminuição nos valores da RMP com o aumento da velocidade de movimento.

Outro sistema utilizado para avaliação da RMP foi empregado por O'DWYER *et al.* (1996) que analisaram a alteração tônica e a contratura muscular de 24 pacientes com hemiparesia pós-AVE com um tempo mínimo de um mês do evento. Foram mensuradas a atividade muscular evocada pelo estiramento via sinal de EMG e a resistência ao estiramento passivo via célula de carga. Os músculos do braço foram alongados em uma amplitude máxima de  $10^{\circ}$  em estiramentos quase-senoidais em frequências de 2 e 3,5 Hz, por 30 s produzindo velocidades de pico de  $60^{\circ}/s$  e  $110^{\circ}/s$ , respectivamente. O estiramento foi realizado em dois comprimentos musculares:  $90^{\circ}$  e  $20^{\circ}$  de flexão de cotovelo, a partir da extensão completa, em três condições –  $90^{\circ} \pm 5^{\circ}$  a 2 Hz,  $90^{\circ} \pm 5^{\circ}$  a 3,5 Hz e  $20^{\circ} \pm 5^{\circ}$  a 2 Hz. O movimento foi controlado pelo som de um metrônomo, com os dispositivos alocados segundo a Figura 9.

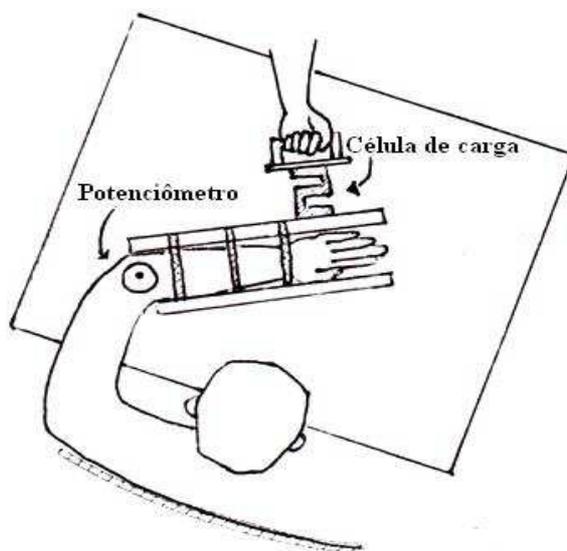


Figura 9 - Equipamento de quantificação da resistência ao movimento passivo (Modificado de O'DWYER *et al.*, 1996).

Uma montagem semelhante foi implementada por DANTAS (2008), em pacientes portadores de espasticidade devido AVE, com o objetivo de medir de forma direta a força aplicada para gerar o movimento passivo de extensão de cotovelo, o deslocamento angular da articulação e os sinais de EMG relacionados ao nível de ativação dos músculos agonistas e antagonistas ao movimento. Os sensores utilizados para medição dessas grandezas são mostrados nas Figuras 10 e 11.



Figura 10 – Eletrogoniômetro e sensores de captação de EMG de superfície, utilizados no equipamento desenvolvido por DANTAS (2008), posicionados sobre cotovelo e braço, respectivamente.



Figura 11 – Dinamômetro, utilizado no equipamento desenvolvido por DANTAS (2008), posicionado sobre o punho.

O protocolo foi baseado na avaliação da RMP ao movimento de extensão de cotovelo. Para isso, os sujeitos foram posicionados deitados em decúbito lateral, com o membro superior saudável para baixo, e o examinador fez movimentos de flexão e extensão do cotovelo do membro superior afetado em toda sua amplitude articular. A periodicidade do movimento foi regida pelo som de um metrônomo, mentalizado previamente, desenvolvido em Labview 6.0i (National Instruments, EUA). Foram realizadas cinco manobras consecutivas de flexão e extensão em cada um dos períodos: um, dois e três segundos; com intervalo de um minuto entre cada seqüência de cinco movimentos. A manobra foi repetida no caso de alteração eletromiográfica indicativa de contração muscular. A partir dos valores de dinamometria, velocidade angular e periodicidade, DANTAS (2008) criou um índice (IRMM – Índice de Rigidez Muscular Médio) que mostrou boa correlação com EAM ( $r = 0,81$ ).

A relação entre o torque aplicado e o deslocamento angular obtido foi analisada por outros autores (LEE *et al.*, 2004; MCCREA *et al.*, 2003; PROCHAZKA *et al.*,

1997) por meio do modelo massa-mola-amortecedor (Equação 1), com algumas alterações, dependendo da metodologia abordada em cada trabalho.

$$TQ(t) = I \cdot \frac{d^2\theta(t)}{dt} + K \cdot \theta(t) + B \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (1)$$

onde  $TQ(t)$  – torque resultante;  $I$  – momento de inércia do antebraço;  $K$  – coeficiente de elasticidade;  $B$  – coeficiente de atrito viscoso;  $\theta(t)$  – deslocamento angular;  $\frac{d\theta(t)}{dt}$  – velocidade angular e  $\frac{d^2\theta(t)}{dt}$  – aceleração angular.

SALAZAR-TORRES *et al.*, (2003) utilizaram um modelo semelhante para quantificar a espasticidade nos músculos flexores de cotovelo de pacientes que sofreram AVE e a influência do reflexo de estiramento na resistência ao movimento passivo. Para isso, foram aplicados quatro valores diferentes de torque (4,56; 6,84; 9,12 e 11,4 N·m) durante o movimento de extensão do cotovelo. Apesar de alguns trabalhos (KEARNEY e MIRBAGHERI, 2001; MIRBAGHERI *et al.*, 2001) apontarem a influência da atividade reflexa na resistência ao movimento passivo de indivíduos com espasticidade, os autores afirmam que nesse estudo, a presença do reflexo de estiramento não teve efeito significativo no torque resistivo (torque relativo à resistência ao movimento), sendo este devido principalmente às propriedades passivas (principalmente elasticidade) musculares e dos demais tecidos envolvidos.

A utilização de equipamento isocinético justificou a retirada da parcela inercial no trabalho de MCCREA *et al.* (2003). Os valores de  $K$  e  $B$  foram normalizados pelo peso dos indivíduos, para comparação dos resultados entre eles. A correlação de  $K$  e  $B$  normalizados com a EAM foi de acima de 80% e a interação entre  $K$  e  $B$  ( $K \cdot B$  – denominado pelos autores como viscoelasticidade) obteve correlação com a EAM de 0,9. Os autores complementam que a adição de um elemento não linear no modelo

poderia melhorar seu ajuste, porém a boa correlação com a EAM indica uma ótima correspondência clínica, sendo provavelmente desnecessária a inclusão de um elemento desse tipo no modelo. Abordagem semelhante foi realizada no trabalho de PROCHAZKA *et al.* (1997), onde a retirada da parcela inercial do modelo foi justificada devido ao fato de os movimentos de extensão de cotovelo terem sido realizados em baixas frequências (<1 Hz).

Outros autores, no entanto, buscaram desenvolver um modelo que contemplasse a influência reflexa na resistência passiva observada em sujeitos com espasticidade. MIRBAGHERI *et al.* (2001) utilizaram o inverso do modelo massa-mola-amortecedor para estimar a complacência intrínseca dos músculos dorsiflexores de pessoas com espasticidade devido lesão na medula espinhal e um modelo de terceira ordem para caracterização da resistência reflexa. Com esses modelos foi possível observar que a influência do torque de origem reflexa no torque resistivo total nos indivíduos controle (saudáveis) foi pequena em comparação ao torque de origem tecidual.

A relação entre o torque resistivo e deslocamento angular foi abordada em alguns trabalhos (LEE *et al.*, 2004; PROCHAZKA *et al.*, 1997) por meio da análise da figura de Lissajous (Figura 12), onde a inclinação da figura corresponde ao componente elástico do sistema (torque proporcional ao deslocamento) e a largura corresponde ao componente viscoso (torque proporcional à velocidade) (PROCHAZKA *et al.*, 1997). WIEGNER e WATTS, (1986) avaliaram a relação entre deslocamento angular e torque resistivo (complacência) e relacionaram ao volume muscular do braço de pessoas saudáveis, obtendo correlação de -0,76. Os autores complementam que a complacência depende não somente das propriedades musculares, mas também da área transversa dos músculos atuando sobre o cotovelo e que estimativas mais acuradas da massa muscular

levam em consideração a dobra cutânea tricipital, que não estava contida em sua estimativa de volume.

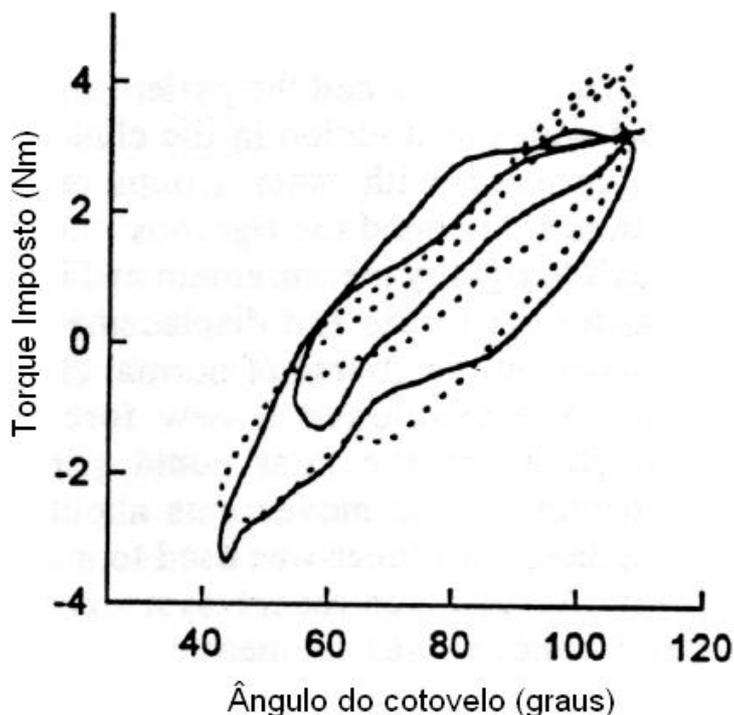


Figura 12 – Gráfico torque-deslocamento, mostrando dois ciclos de movimento imposto ao cotovelo, formando a figura de Lissajous. Linhas sólidas correspondendo aos dados mensurados, linhas pontilhadas correspondendo ao torque estimado por meio do modelo contendo os elementos elástico e de atrito viscoso. A inclinação da figura corresponde ao componente elástico do sistema e a largura da curva corresponde ao componente viscoso (Modificado de PROCHAZKA *et al.*, 1997).

### 3.3.2 Métodos Baseados na Palpação Indireta

Alguns autores desenvolveram equipamentos que quantificam a resposta muscular à uma pressão aplicada externamente. Esses foram utilizados para quantificar tônus tecidual para estudo de efeitos de diferentes terapias (medicações, exercícios, etc) na alteração da consistência tecidual.

FISCHER, em 1987, foi o primeiro a desenvolver um mensurador de complacência tecidual para quantificar a palpação de maneira objetiva (AROKOSKI *et al.*, 2005). Um outro equipamento, chamado Myoton (Müomeetria Oü, Estonia) (Figura 13) utilizou o mesmo princípio para quantificação das propriedades biomecânicas da

musculatura esquelética, com boa confiabilidade teste-reteste. O Myotonometer (Neurogenic Technologies Inc., EUA) (Figura 14), aparelho semelhante ao Myoton, foi utilizado em alguns estudos e se mostrou efetivo na identificação de diferenças nas condições espásticas do músculo bíceps braquial (AROKOSKI *et al.*, 2005).



Figura 13 – Mensuração do tônus do músculo deltóide utilizando o Myoton (Extraído de <http://www.myoton.ee/products.php>).

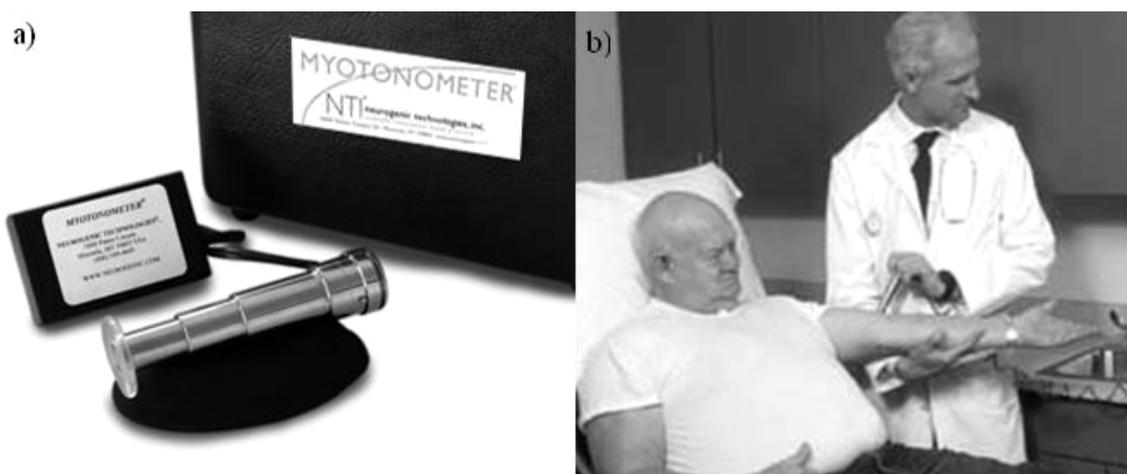


Figura 14 – a) Equipamento de medição de tônus Myotonometer. b) Utilização do aparelho para mensuração de tônus de bíceps braquial (Extraído de [www.neurogenic.com](http://www.neurogenic.com)).

YLINEN *et al.* (2006), avaliaram um tonômetro muscular computadorizado (TMC), um equipamento que quantifica o deslocamento tecidual por unidade de força aplicada por uma ponteira que é pressionada contra o tecido (Figuras 15a e b). Neste trabalho os autores avaliaram a repetibilidade do TMC da Medirehabook Ltd, Finland, e a influência da espessura tecidual em suas medidas (medida com auxílio de um ultrasonômetro).

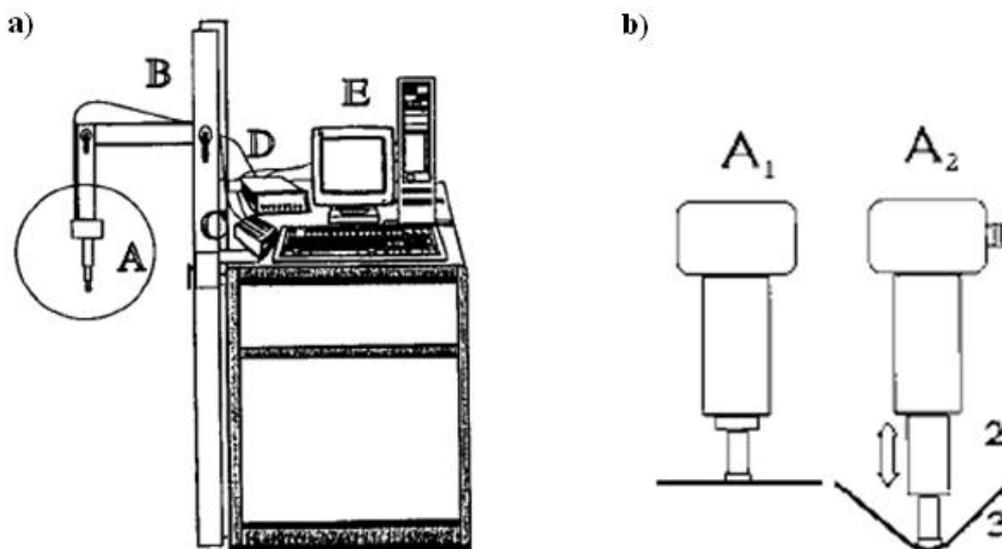


Figura 15 – (a) Tonômetro muscular computadorizado; unidade de mensuração (A), braço ajustável (B), conversor analógico/digital (C), motor (D) e computador (E). (b) Em A<sub>1</sub>, posição inicial, a ponteira é colocada próxima ao tecido testado, em A<sub>2</sub> um motor pressiona a ponta contra o tecido até que a força pré-programada seja alcançada (Modificado de YLINEN *et al.*, 2006).

A velocidade de movimentação da ponteira foi de 1 mm/s. A força de resistência tecidual e o deslocamento foram continuamente registradas, tanto na compressão quanto no retorno. Os tecidos foram pressionados até que o nível de pressão alcançasse 10 N, a partir daí quando a ponteira retornou à posição inicial. O gráfico gerado é mostrado na Figura 16.

O trabalho mecânico produzido quando a ponta comprime o tecido (área sob a curva) é inversamente proporcional à rigidez tecidual, ou seja, aplicada uma força

constante, o trabalho será tão menor quanto menor for o deslocamento da ponta de prova.

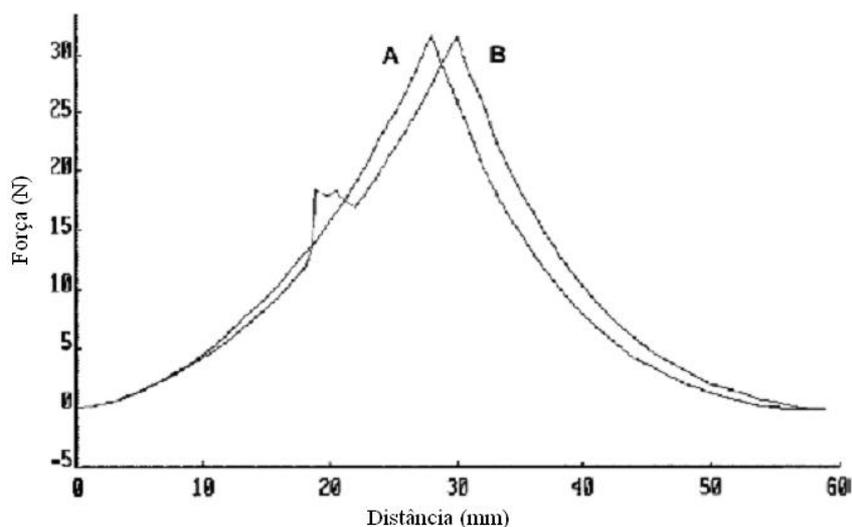


Figura 16 – Tônus muscular mensurado em músculo relaxado em (A). Em (B) uma segunda mensuração sucessiva, deslocada para a direita. O movimento da parte mensurada causa alteração da curva, como mostrado em (B) (Modificado de YLINEN *et al.*, 2006).

Os autores observaram que os dados obtidos proporcionaram uma medida direta e válida de tônus muscular, como resistência muscular à compressão mecânica, que aumenta progressivamente com o aumento da tensão muscular. A espessura da pele e do tecido subcutâneo não se correlacionaram com os resultados; portanto, o trabalho realizado dependeu principalmente da espessura muscular. A atividade elétrica muscular não apresentou correlação com o tônus, sugerindo que este seja mais relacionado a outros fatores que não a atividade elétrica sustentada no repouso.

LEONARD *et al.* (2001) utilizaram o Myotonometer como instrumento de quantificação de espasticidade do músculo bíceps braquial, comparando seus resultados com a EAM e com a avaliação de pessoas saudáveis. Não foi encontrada diferença na medição realizada em pessoas saudáveis e no membro superior afetado de pessoas com espasticidade durante o estado relaxado. A correlação entre os resultados observados em pessoas espásticas durante o repouso e a medida da EAM foi de 0,64. O Myotonometer

foi considerado pelos autores um equipamento capaz de produzir medidas quantitativas mais discriminativas de tónus muscular além de poder ser utilizado na musculatura postural e em membros inferiores.

### **3.4 Área Muscular Transversa do Braço**

De acordo com o exposto, a geração do tónus muscular sofre grande influência de estruturas teciduais musculares e conjuntivas, o que leva a acreditar que sua quantificação esteja relacionada com uma estimativa da massa muscular dos indivíduos. Desse modo, utilizou-se para fins de comparação com os resultados desse trabalho uma estimativa antropométrica da área muscular transversa do braço (AMTB) proposta por FRISANCHO (1974). A técnica antropométrica de inferência da área muscular e do anel de gordura do braço é baseada em aproximações com os cálculos das áreas de círculos concêntricos (FRISANCHO, 1974; 1981). Como as camadas muscular e adiposa não se dispõem homogeneamente, esta técnica pode não ser tão exata quanto os métodos que utilizam medidas de imagens (POMPEU *et al.*, 2004). Apesar disso, o cálculo da AMTB por variáveis antropométricas guarda boa correlação (0,864) com medidas feitas por meio de tomografia computadorizada em pessoas jovens saudáveis, sendo, em geral, a AMTB calculada por antropometria de 4 a 5% menor que aquela mensurada com o auxílio da tomografia computadorizada (JORDÃO JR. *et al.*, 2004).

# Capítulo 4

## Materiais e Métodos

Inicialmente foi realizada uma coleta de dados com indivíduos saudáveis, utilizando o equipamento e o protocolo utilizados por DANTAS (2008), porém com os indivíduos sendo posicionados sentados. Nessa coleta, foi percebido que o acoplamento do sensor de dinamometria no punho e do sensor de goniometria no cotovelo foram instáveis, movimentando-se inadequadamente durante a avaliação. Além disso, junto com o suporte para o braço, mostraram-se desconfortáveis para o examinado, levando ao desenvolvimento de outro suporte e acoplamentos que causassem menos incômodos. O controle da periodicidade de movimento com auxílio do metrônomo também se revelou problemático, motivando o desenvolvimento do outro mecanismo de *feedback* para controle da periodicidade e velocidade de movimento.

Neste capítulo são apresentadas as etapas envolvidas no presente estudo, sendo primeiramente descrito o aperfeiçoamento do Sistema de Quantificação Mecânica (SQM) utilizado em trabalho anterior (DANTAS, 2008) para avaliação de espasticidade e os equipamentos e sensores utilizados no presente estudo. A seguir, será a descrita a avaliação de tônus muscular e as medidas necessárias para esse fim. Em seqüência, serão apresentados a análise matemática do movimento, os métodos de processamento e análise dos sinais e os métodos estatísticos realizados para análise dos resultados.

### 4.1 Montagem Experimental

Um novo suporte mecânico foi construído, visto que o anterior mostrou-se desconfortável para os sujeitos analisados. Isso ocorreu devido à falta de apoio para o

antebraço, o que causou dificuldade de relaxamento do avaliado. O novo suporte (Figura 17) promoveu apoio para o braço e antebraço, sendo que o apoio do antebraço apresentou uma superfície móvel e deslizante, onde se fixou perpendicularmente o dinamômetro, permitindo seu posicionamento na direção do punho do avaliado. O eletrogoniômetro passou a se situar na articulação do apoio do antebraço com a base do suporte, e o braço do avaliado foi posicionado de tal modo que o eixo de rotação do cotovelo ficou na direção do eletrogoniômetro. Com isso, o antebraço ficou apoiado em uma superfície articulada que permitiu sua translação ao redor do eixo onde ficou situado o eletrogoniômetro.

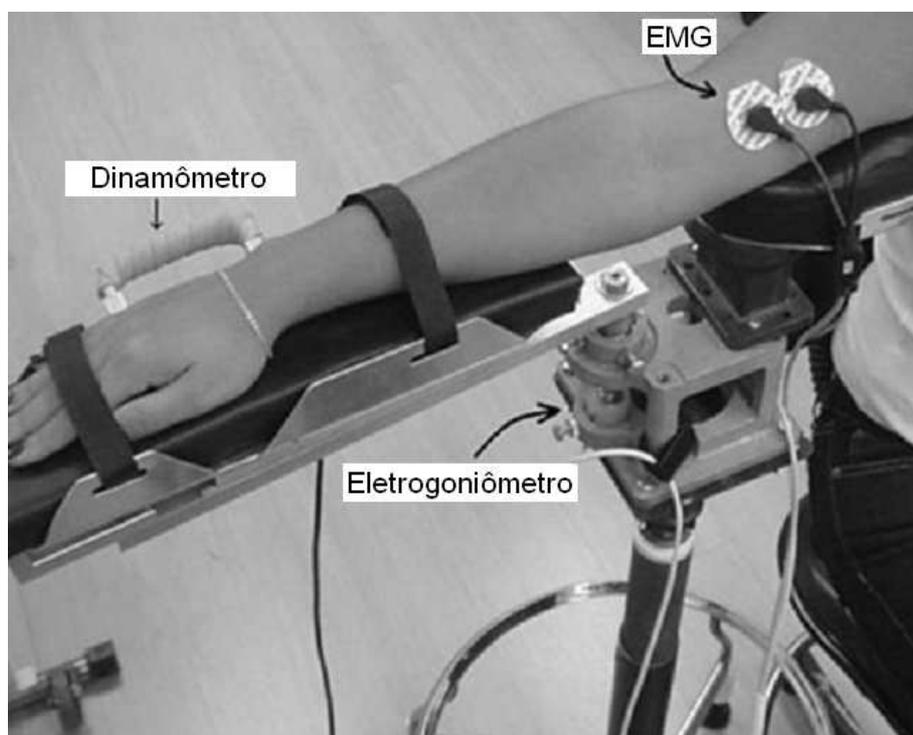


Figura 17 – Braço e antebraço posicionados sobre o suporte e eletrodos de EMG sobre o músculo bíceps braquial, sendo mostrado na figura o posicionamento considerado inicial, ou seja, 0°.

Para melhor controle da periodicidade e velocidade dos movimentos, foi desenvolvido em Labview 6.0i um programa que proporcionou ao avaliador o *feedback* visual necessário para a realização das manobras (Figura 18). Este contou com dois ponteiros (Figura 18a) movendo-se numa velocidade pré-determinada sobre um painel

representando a amplitude de movimento articular. Sobre os ponteiros alvo movia-se outro ponteiro (Figura 18b) de acordo com o movimento realizado pelo avaliador (alimentado pelo sinal de eletrogoniometria), que buscava posicioná-lo entre os dois ponteiros alvo. Esses ponteiros (alvo) indicavam uma região onde o erro de posição estava limitado a 10% do ângulo máximo. Dessa maneira, foi possível controlar a velocidade e alterar a periodicidade do movimento, de acordo com a amplitude de movimento realizada.

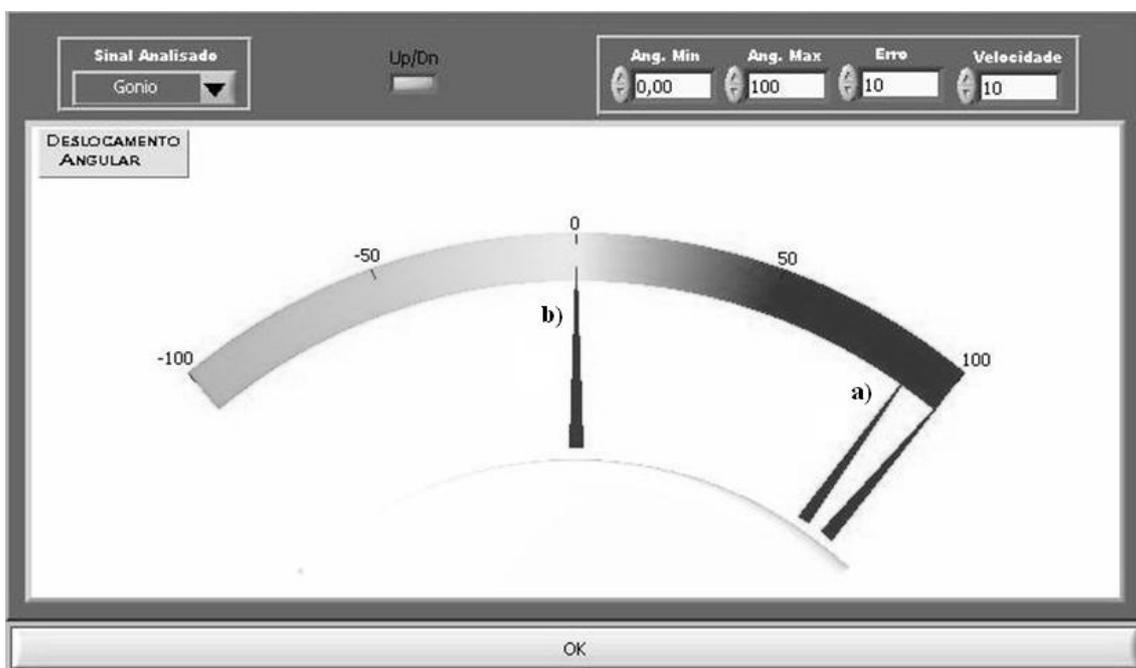


Figura 18 – *Feedback* visual para controle da velocidade angular, sendo o movimento dos ponteiros (a) o alvo para o ponteiro (b).

Foram utilizados os sensores:

- Dinamômetro SV50, ALFA Instrumentos, São Paulo, SP, Brasil;
- Eletrogoniômetro potenciométrico;
- Eletrodos de Ag/AgCl Meditrace 200, Tyco HealthCare Group, United Kingdom.

Os sinais de EMG foram condicionados por um sistema comercial de aquisição de EMG (EMG400CA - EMG System do Brasil LTDA, Brasil) (Figura 19) que utiliza um pré-amplificador (ganho de 1000) e um filtro passa-baixas de 500 Hz e um passa-altas de 20 Hz. O sistema de aquisição foi constituído por um Spider 8 – 600 Hz (HBM, Alemanha) com frequência de amostragem de 9.600 Hz (Figura 20) para os sinais de dinamometria , eletrogoniometria e dinamometria. A relação entre os sistemas de aquisição e os sensores é resumida na Figura 21.



Figura 19 - Sistema de captação de eletromiografia de superfície EMG400CA.



Figura 20 – Sistema de aquisição de sinais Spider 8.

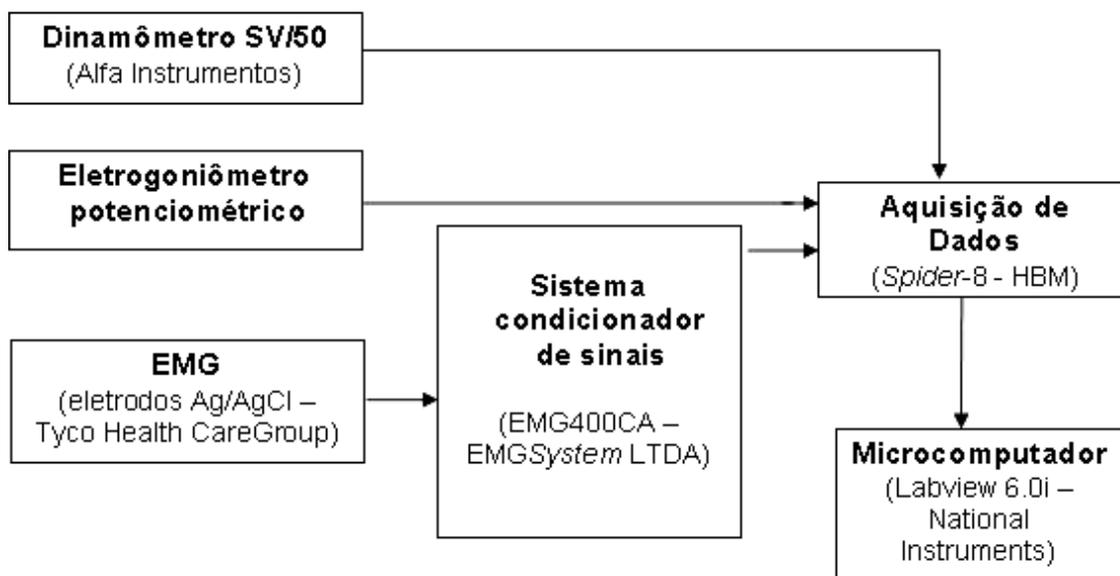


Figura 21 – Relação entre sensores utilizados, sinais e sistemas de captação.

## 4.2 Descrição do experimento

Toda a coleta foi realizada no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB), do Programa de Engenharia Biomédica (PEB), COPPE-UFRJ e no Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física e Desportos – UFRJ, durante o segundo semestre de 2007. O protocolo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa HUCFF/UFRJ sob o número 041/07, seguiu os seguintes passos:

- Assinatura do termo de consentimento de participação no experimento e permissão para divulgação dos resultados;
- Coleta de dados pessoais, físicos e clínicos. A ficha de avaliação pode ser observada no Anexo I. Os protocolos para coleta de medidas antropométricas serão detalhados nas seções seguintes;
- Preparação da pele, marcação dos pontos de referência e posicionamento dos eletrodos de EMG, seguindo protocolo descrito adiante;

- O sujeito avaliado foi posicionado sentado, com o braço abduzido em 90 ° e em posição neutra de rotação e o antebraço em pronação, estando ambos apoiados no suporte desenvolvido especialmente para esse fim;
- O cotovelo foi mantido em extensão, sendo essa posição considerada a inicial da manobra de avaliação;
- A manobra consistiu na flexão passiva de cotovelo, na amplitude e períodos determinados (expostos a seguir), e retorno subsequente à posição inicial com mesmo intervalo de tempo;
- A manobra foi repetida no caso de alguma alteração eletromiográfica indicativa de contração muscular.

Foi adotado como critério de inclusão a ausência de histórico de patologias neurológicas e problemas osteo-mio-articulares no membro superior analisado, que foi selecionado segundo a dominância do avaliado, por meio do *Handedness Questionnaire* (OLDFIELD, 1971). Foram avaliados 42 sujeitos, que foram divididos em três grupos, de acordo com a frequência semanal com que realizavam atividade física, conforme apresentado na Tabela 2.

Tabela 2 – Classificação utilizada para agrupamento dos indivíduos avaliados de acordo com a atividade física semanal

<b>Classificação</b>	<b>Frequência semanal</b>
Grupo 1	Nenhuma ou uma vez
Grupo 2	Duas ou três vezes
Grupo 3	Quatro ou mais vezes

O protocolo de avaliação consistiu em movimentos de flexão-extensão em quatro periodicidades: 8, 4, 2 e 1 s, e é resumido na Figura 22. Para cada periodicidade foi realizada uma seqüência de sete ciclos de flexão-extensão seguidos de um intervalo

de 1 minuto entre cada seqüência. A velocidade de movimento angular foi de  $13^\circ/\text{s}$ , resultando em amplitudes de movimento de  $104^\circ$ ,  $52^\circ$ ,  $26^\circ$  e  $13^\circ$ , respectivamente (Figura 23). Esse valor de velocidade foi escolhido por ser lento o suficiente para não excitar o reflexo de estiramento; porém não demasiadamente lento para o acompanhamento do *feedback* visual. Após a aquisição, os sinais foram observados e a avaliação refeita caso houvesse sinais de contração muscular na EMG do bíceps ou tríceps braquial.

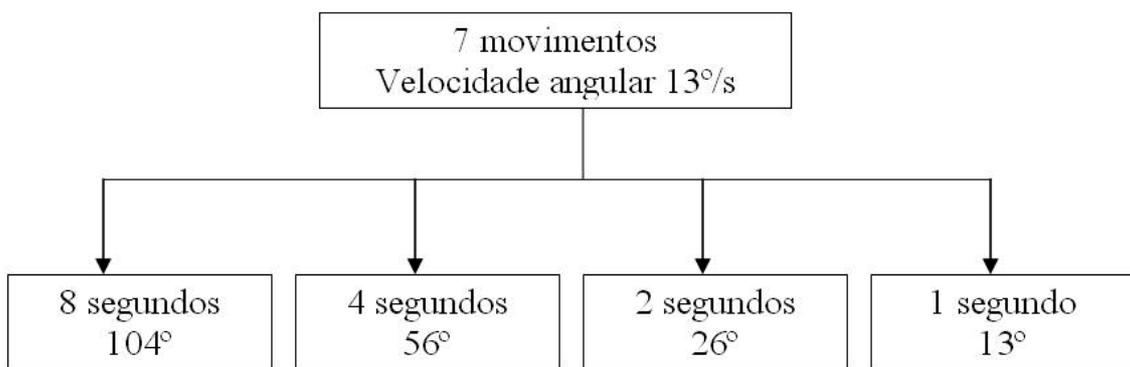


Figura 22 – Detalhamento do protocolo. Em cada periodicidade foram realizados sete movimentos, variando-se o deslocamento angular realizado e mantendo-se a mesma velocidade média.

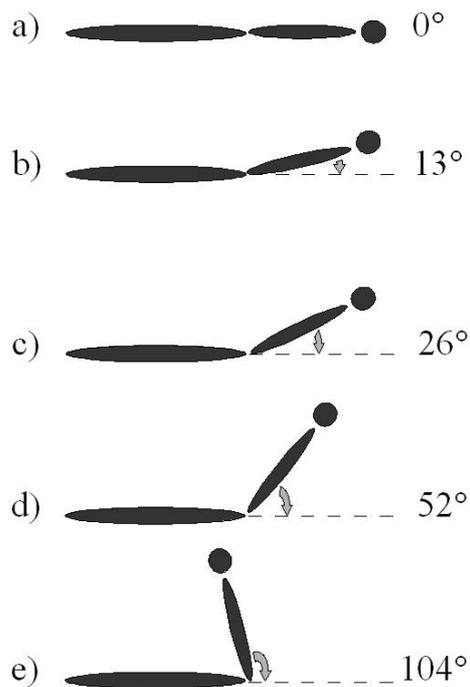


Figura 23 – Representação esquemática do membro superior avaliado e amplitudes realizadas: (a) posição inicial; (b) flexão de 13°, realizada em 1 s; (c) flexão de 26°, realizada em 2 s; (d) flexão de 52°, realizada em 4 s e (e) flexão de 104°, realizada em 8 s.

#### 4.2.1 Coleta de Dados Físicos

##### Peso e Altura

O peso dos voluntários foi medido com o auxílio de uma balança de precisão Filizola ID 1500 (resolução de  $\pm 0,001$  kg). A altura foi medida durante a inspiração, com uma fita métrica (resolução de  $\pm 0,001$  m), estando o sujeito com os pés unidos.

##### Medida do comprimento do antebraço

O comprimento do antebraço foi medido entre o processo estilóide da ulna, local de referência para o posicionamento do dinamômetro (antebraço em pronação), e o bordo lateral da cabeça do rádio.

### **Medida da circunferência do braço**

A circunferência do braço foi medida no nível do ponto marcado para medida da dobra cutânea tricipital, estando o braço relaxado e estendido ao longo do corpo (NORTON, OLDS, 1996).

### **Medida da dobra cutânea tricipital**

Traçou-se uma linha entre a borda superior lateral do acrômio da escápula e a borda proximal lateral da cabeça do rádio, com o cotovelo em extensão e braço relaxado, sendo a dobra medida verticalmente no ponto situado na metade dessa linha. Um mesmo avaliador mediu três vezes cada voluntário, sendo utilizada no estudo a média desses valores (NORTON, OLDS, 1996).

#### **4.2.2 Preparação da Pele e protocolo de colocação de eletrodos de EMG.**

A preparação da pele, o posicionamento dos eletrodos e a rotina de coleta dos sinais de EMG seguiram o protocolo SENIAM (HERMENS *et al.* 1999), a seguir explicitados. Os músculos monitorados pelos eletrodos de EMG foram: bíceps braquial (cabeça longa e cabeça curta) e o tríceps braquial (cabeça lateral).

#### **Preparação da pele**

Os locais de colocação dos eletrodos dos músculos bíceps e tríceps braquial e referência foram submetidos à retirada de pêlos com lâmina descartável (tricotomia) e limpeza com álcool. Os eletrodos foram posicionados após evaporação do álcool.

### **Posição dos eletrodos no músculo bíceps braquial**

Posicionamento do avaliado: sentado em uma cadeira com o cotovelo flexionado em ângulo reto e antebraço em supinação (Figura 24). Os eletrodos foram posicionados na linha imaginária entre o acrômio medial e a fossa ulnar, a 1/3 da fossa ulnar. A distância entre eletrodos foi de aproximadamente 20 mm.

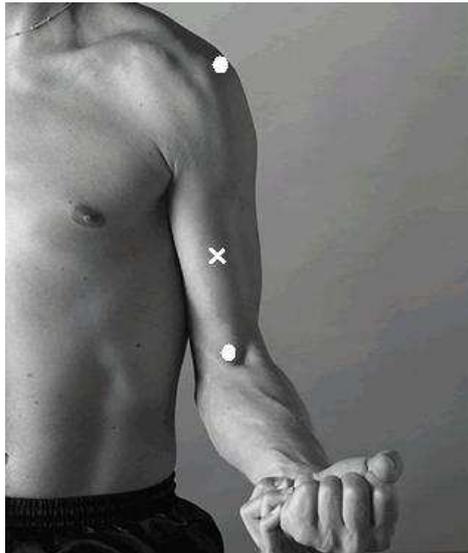


Figura 24 – Localização dos pontos de referência (●) e do ponto de colocação dos eletrodos (x) no músculo bíceps braquial (Modificado de HERMENS *et al.*, 1999).

### **Posição dos eletrodos para a cabeça lateral do músculo tríceps braquial**

Posicionamento do avaliado: sentado com o ombro abduzido em 90°, braço flexionado em 90° e antebraço em pronação (Figura 25). Os eletrodos foram posicionados na metade da distância da linha imaginária entre a crista posterior do acrômio e o olécrano. A distância entre eletrodos foi a mesma adotada para o músculo bíceps braquial.

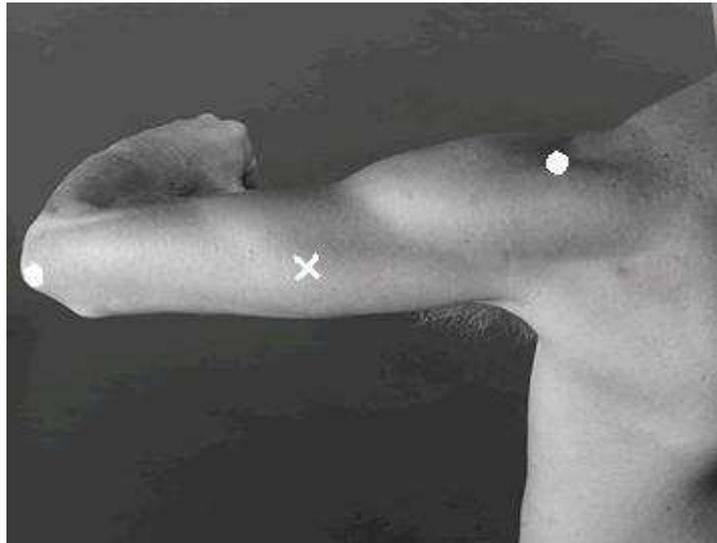


Figura 25 – Localização dos pontos de referência (●) e do ponto de colocação dos eletrodos (x) no músculo tríceps braquial (Modificado de HERMENS *et al.*, 1999).

A posição indicada pelo protocolo SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999) para colocação do eletrodo de referência é ao redor do punho, porém devido ao fato desse local ser o utilizado para o acoplamento da célula de carga, determinou-se a colocação do eletrodo de referência no nível da sétima vértebra cervical. A substituição por esse local foi considerada pertinente, por ser uma região de predominância óssea, portanto com mínimas influências de musculatura próxima e pouco movimento durante a avaliação.

### **4.3 Estimativas Matemáticas**

O conjunto formado pelo braço, articulação do cotovelo e antebraço em estado relaxado pode ser analisado com relação a suas características passivas como o sistema mecânico rotacional apresentado na Figura 26. Esse sistema pode ser descrito pela equação apresentada na seção 3.2.1 (equação 1) e reproduzida a seguir. Diversos estudos têm utilizado modelos semelhantes para avaliar alterações mecânicas

musculares causadas por lesões no SNC (PATRICK *et al.*, 2001; MCCREA *et al.*, 2003; PROCHAZKA *et al.*, 1997; SALAZAR–TORRES *et al.*, 2003; LEE *et al.*, 2002).

$$TQ(t) = I \cdot \frac{d^2\theta(t)}{dt} + K \cdot \theta(t) + B \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (1)$$

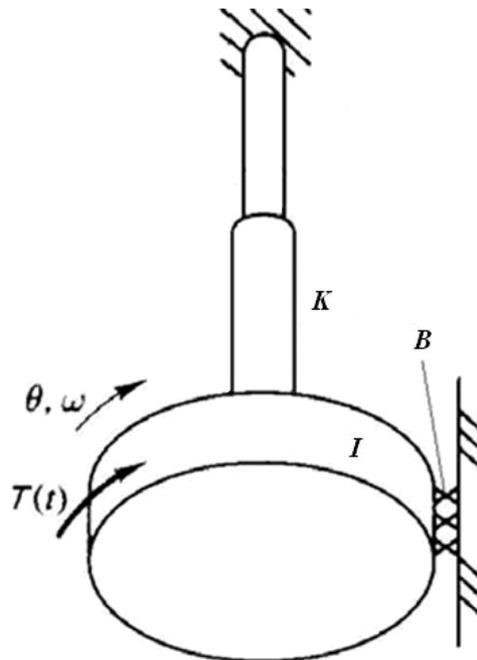


Figura 26 – Sistema rotacional composto por mola de torção com constante de rigidez K, atrito viscoso com coeficiente B e corpo rígido de momento de inércia I.

Experimentos com este tipo de caracterização consideram que o tônus pode ser dependente da velocidade na qual as medidas são realizadas, mas não costumam se preocupar com a frequência de realização do movimento. Considerando o análogo elétrico deste problema mecânico a dependência com a frequência do torque inercial e elástico fica evidente.

Como as equações diferenciais que governam torque e deslocamento do sistema mecânico são semelhantes às equações diferenciais que modelam tensões e correntes em um sistema elétrico, os dois sistemas, o elétrico e o mecânico, são considerados análogos. Pela analogia é possível fazer inferências sobre um sistema simplesmente

estudando o seu análogo. A tensão sobre um circuito resistor-indutor-capacitor série, por exemplo é dada pela equação 2.

$$V(t) = L \cdot \frac{d^2 q(t)}{dt} + \frac{1}{C} \cdot q(t) + R \cdot \frac{dq(t)}{dt} \quad (2)$$

onde:  $V(t)$  - tensão total; L – indutância; C – capacitância; R – resistência;  $q(t)$  - carga elétrica e  $\frac{dq(t)}{dt}$  - corrente elétrica.

Comparando-se as equações 1 e 2 observa-se que a tensão é análoga ao torque e a carga elétrica é análoga à posição angular. Também há analogias diretas entre a indutância e o momento de inércia, a resistência e o atrito e, finalmente, a capacitância e o recíproco do coeficiente de elasticidade da mola.

De acordo com as analogias expostas, foi proposto um protocolo de medidas onde a avaliação seria baseada na resposta do conjunto braço-articulação do cotovelo-antebraço às extensões passivas de cotovelo feitas em periodicidades diferentes, porém com velocidade angular média semelhante. Considerou-se que a oposição passiva ao movimento de extensão poderia ser dependente de sua frequência, e não de sua velocidade (lembrando que os análogos elétricos C e L guardam relação com a frequência). Seguindo esse princípio, o sistema poderia ser modelado de melhor maneira se a velocidade fosse mantida a mesma em periodicidades diferentes de realização de movimento. Vale ressaltar que a periodicidade se relaciona com o tempo de reversão do movimento, enquanto a velocidade se relaciona com o tempo necessário para se percorrer uma determinada distância, ou seja, as duas grandezas traduzem informações diferentes. Com isso buscou-se a periodicidade que melhor evidenciasse o componente elástico do sistema, mantendo-se a velocidade baixa o suficiente para não excitar respostas reflexas, ou seja, os resultados seriam dependentes somente da parte passiva do segmento corporal estudado.

### 4.3.1 Coeficientes do modelo I-K-B

O modelo mecânico empregado para estimar as características inerciais, elásticas e viscosas (modelo I-K-B) dos músculos foi aquele descrito na equação 1. Os elementos I, K e B foram estimados matematicamente utilizando-se o método de mínimos quadrados. Como o valor absoluto de ângulo não pode ser determinado, se faz necessário adicionar à equação anterior uma parcela responsável por acumular estes erros de medida conforme equações 3, 4 e 5.

$$TQ(t) = I \cdot \frac{d^2\theta(t)}{dt} + K \cdot (\theta(t) + \theta_0(t)) + B \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (3)$$

$$Fdin(t) \cdot d = I \cdot \frac{d^2\theta(t)}{dt} + K \cdot \theta(t) + K \cdot \theta_0(t) + B \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} \quad (4)$$

$$Fdin = \left( I \cdot \frac{d^2\theta(t)}{dt} + K \cdot \theta(t) + B \cdot \frac{d\theta(t)}{dt} + C_p \right) \cdot \frac{1}{d} \quad (5)$$

onde  $Fdin$  – força no dinamômetro, obtida durante a extensão de cotovelo;  $d$  – distância entre o eixo de rotação e o local de posicionamento do dinamômetro (comprimento do antebraço);  $\theta_0(t)$  - ângulo relativo à posição inicial do cotovelo (*offset*);  $C_p$  – constante de correção de *offset* e erros não explicados pelos coeficientes do modelo.

### 4.3.2 Estimativa da área muscular transversa do braço (AMTB)

O cálculo antropométrico proposto por FRISANCHO *et al.* (1974) foi utilizado nesse estudo para estimativa da AMTB (equação 6).

$$AMTB = \frac{[C - (T \cdot \pi)]^2}{4 \cdot \pi} \quad (6)$$

onde  $AMTB$  – área muscular da secção transversa do braço (cm<sup>2</sup>);  $C$  – circunferência do braço (cm) e  $T$  – dobra cutânea do tríceps (cm).

#### 4.4 Processamento e análise dos sinais

O processamento *offline* dos sinais foi realizado em um programa desenvolvido em MatLab 6.5 (MathWorks, EUA). De uma seqüência de sete movimentos de extensão, foram analisados os três movimentos centrais (descartados os dois movimentos iniciais e os dois finais). Em cada movimento analisado foram descartados os trechos de sinais correspondentes às fases iniciais e finais (30%), para minimizar a influência da aceleração ou desaceleração do movimento. Assim, as partes analisadas dos sinais corresponderam aos períodos de menor variação da velocidade e maior adaptação do indivíduo ao sistema e à mobilização realizada. Em cada trecho, o modelo gerou um valor para cada coeficiente (I, K, B e  $C_p$ ). Com isso foram gerados três valores para cada coeficiente e cada variável mecânica, sendo posteriormente computada a média e dispersão desses valores. Vale mencionar que os trechos de flexão e os valores de  $C_p$  não foram utilizados na análise.

A força média exercida durante cada extensão analisada, assim como os valores médios de deslocamento angular, velocidade angular e aceleração angular foram calculados. Assim como os coeficientes do modelo, foram gerados três valores (três extensões) e a média desses valores foi utilizada na análise dos resultados.

Os sinais de EMG, no entanto, foram analisados de acordo com a média de três valores RMS médios (janela de 0,1 ms) calculados com base nos três movimentos de extensão analisados.

Na Figura 27 podem ser observados os exemplos de sinais de EMG de bíceps (EMG–bíceps), EMG de tríceps (EMG–tríceps), deslocamento angular, (goniometria) e força de dois movimentos de extensão com período de 8 s.

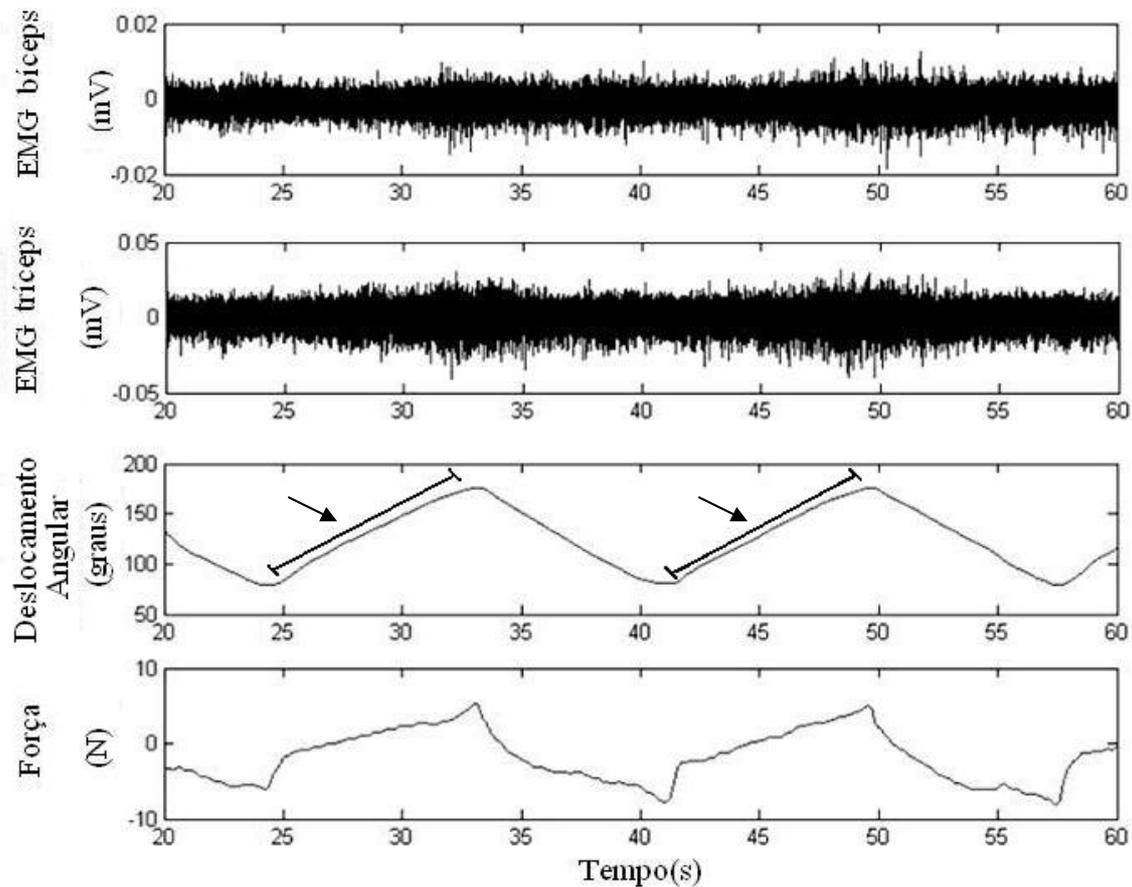


Figura 27 – Sinais adquiridos durante dois ciclos de movimento de flexão–extensão de cotovelo, sendo o EMG em milivolts, a goniometria em graus e a força (dinamometria) em Newtons e o tempo em s. As regiões assinaladas pela seta (→) correspondem ao movimento de extensão.

#### 4.5 Análise estatística dos resultados

Foram analisados os valores médios da AMTB; dos sinais de dinamometria, goniometria (deslocamento angular), velocidade angular, aceleração angular, valor RMS médio da cabeça lateral do músculo tríceps braquial e valor RMS médio do músculo bíceps braquial; dos coeficientes I, K e B e dos torques elástico, viscoso e inercial em cada periodicidade. Foram comparadas diferenças obtidas entre o sexo masculino e feminino e entre os grupos de atividade física em cada periodicidade testada.

Primeiramente efetuou-se uma análise descritiva por meio *box plots*, ilustrando a média e o desvio padrão de cada variável. Após isso foi feita análise da normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. Baseado em seu resultado, testes paramétricos (teste t de Student ou ANOVA) ou não paramétricos (teste U de Mann-Whitney ou teste de Kruskal-Wallis) foram utilizados, e, para o caso de diferenças significativas na comparação entre grupos, foi realizada a análise *post-hoc* (teste de Tukey quando a variável apresentou distribuição normal). Em todos os testes foi empregado 5% como nível de significância. Com isso, as variáveis acima listadas foram submetidas as seguintes análises:

#### **AMTB:**

Foram comparados os grupos masculino e feminino por meio do teste t de Student e os grupos 1, 2 e 3 de atividade física por meio da ANOVA.

#### **Dinamometria:**

Foram comparados os valores médios da dinamometria obtidos em cada periodicidade por meio do teste de Kruskal-Wallis. Os grupos masculino e feminino foram comparados em cada periodicidade, sendo realizado o U de Mann-Whitney nas periodicidades de 8 e 1 s e o teste t de Student nas periodicidades de 4 e 2 s. Os grupos de atividade física foram comparados de maneira semelhante, sendo realizado o teste de Kruskal-Wallis nas periodicidades de 8 e 1 s e ANOVA nas demais periodicidades.

**Deslocamento Angular, Velocidade Angular, Aceleração Angular, RMS médio da cabeça lateral do músculo tríceps braquial e RMS médio do músculo bíceps braquial:**

Foram comparados os valores médios do deslocamento angular realizado em cada periodicidade por meio da ANOVA. A velocidade angular, a aceleração angular e os valores RMS médios dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial foram analisados de maneira semelhante, porém por meio do teste de Kruskal-Wallis.

### **Coefficientes I, K e B:**

Em cada coeficiente, foi analisado primeiramente seu comportamento entre os períodos testados. Para isso, foi realizado o teste de Kruskal-Wallis. Após isso, foram comparados os valores do grupo masculino e do grupo feminino em cada periodicidade. Nessa etapa foi realizado o teste t de Student para análise da variável K entre os grupos na periodicidade de 8 s, para análise da variável B nas periodicidades de 4 e 1 s e para análise da variável I na periodicidade de 2 s. Nas demais periodicidades foi realizado o teste U de Mann-Whitney. Logo após, foi feita a comparação entre os grupos 1, 2 e 3 em cada periodicidade. Para isso, foi realizada ANOVA para comparação da variável K entre os grupos de atividade física na periodicidade de 8 s, para comparação da variável B nas periodicidades de 4 e 1 s e comparação da variável I na periodicidade de 2 s. Nas demais periodicidades foi realizado o teste de Kruskal-Wallis.

### **Torques Elástico, Viscoso e Inercial:**

Em cada periodicidade foram comparados os torques elástico, viscoso e inercial. Para isso foi realizado o teste de Kruskal-Wallis em todas as periodicidades.

# Capítulo 5

## Resultados

Foram avaliados 42 sujeitos, sendo 29 do sexo masculino e 13 do sexo feminino. Foram classificadas 13 pessoas como grupo 1, 16 como grupo 2 e 12 como grupo 3. Na Tabela 3 são expostos a média e o desvio padrão da idade e das variáveis antropométricas medidas, de todo o grupo avaliado (Total) e dos grupos masculino e feminino:

Tabela 3 – Idade e medidas antropométricas dos grupos masculino e feminino e de todo o grupo avaliado

	<b>Masculino</b>	<b>Feminino</b>	<b>Total</b>
<b>Variáveis</b>	<b>Média ± Desvio Padrão</b>	<b>Média ± Desvio Padrão</b>	<b>Média ± Desvio Padrão</b>
Idade (anos)	24,35 ± 3,99	21,62 ± 2,40	23,50 ± 3,77
Massa Corporal (kg)	75,56 ± 11,47	61,71 ± 6,16	71,27 ± 11,96
Altura (m)	1,75 ± 0,08	1,65 ± 0,05	1,72 ± 0,09
Comprimento do Antebraço (cm)	26 ± 0,02	24 ± 0,01	25 ± 0,02
Circunferência do Braço (cm)	30,50 ± 2,36	26,58 ± 2,35	29,29 ± 2,97
Dobra Cutânea Tricipital (cm)	1,42 ± 0,63	2,55 ± 0,62	1,77 ± 0,81

### 5.1 AMTB

Por meio da Figura 28 pode-se observar que a AMTB diferiu significativamente entre os grupos masculino e feminino ( $p < 0,05$ ).

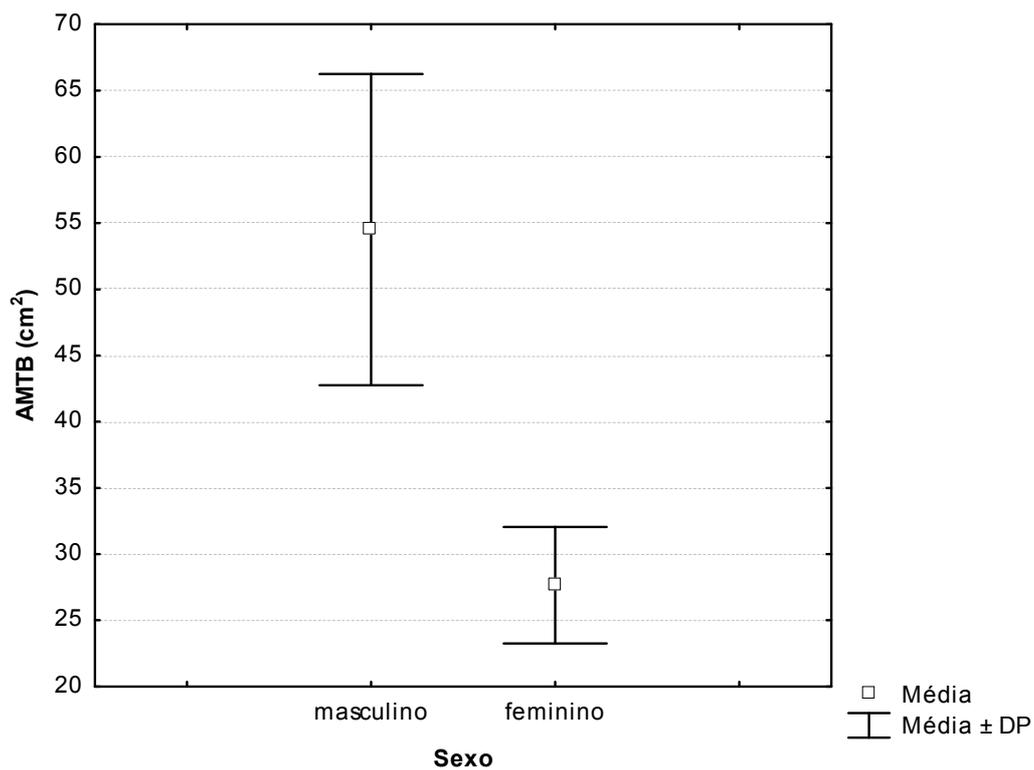


Figura 28 – *Box plots* da variável AMTB (cm<sup>2</sup>) de voluntários do sexo masculino e feminino.

Na Figura 29 observa-se os *box plots* das grupos 1, 2 e 3. Pode-se perceber que os grupos com maior frequência de atividade física apresentaram maior área muscular transversa (AMTB).

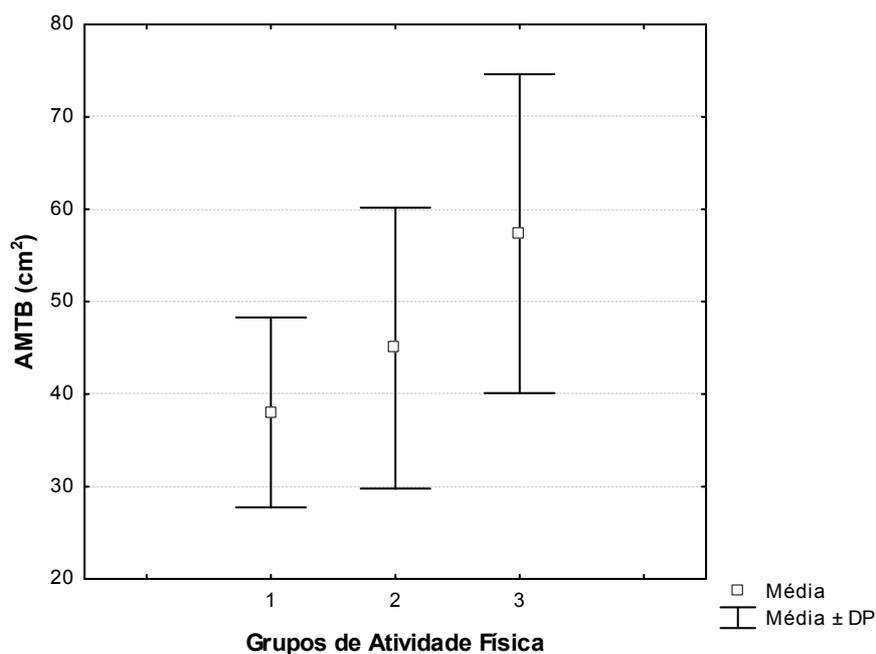


Figura 29 – Box plots da AMTB (cm<sup>2</sup>) dos grupos 1, 2 e 3.

O resultado da ANOVA feita para comparação entre as médias dos grupos de 1, 2 e 3 indicou que pelo menos a média de um grupo é diferente das demais ( $p < 0,05$ ). A análise *post hoc* indicou que somente houve diferença entre o grupo 1 e o grupo 3 ( $p < 0,05$ ). A tabela de comparações e seus respectivos valores p podem ser visualizados na Tabela 4.

Tabela 4 – Valores p resultantes da comparação da variável AMTB entre os diferentes grupos de atividade física (coluna comparada com linha).

AMTB	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Grupo 1		0,393	< 0,05
Grupo 2	0,393		0,075
Grupo 3	< 0,05	0,075	

## 5.2 Força

O valor médio da força obtida com o dinamômetro alcançado pelos voluntários em cada período e seu respectivo desvio padrão podem ser observados na Figura 30. O teste de Kruskal–Wallis indicou que pelo menos um valor médio diferiu das demais

( $p < 0,05$ ). A análise *post hoc* indicou que somente a força obtida com a periodicidade de 8 s diferiu das demais (Tabela 5).

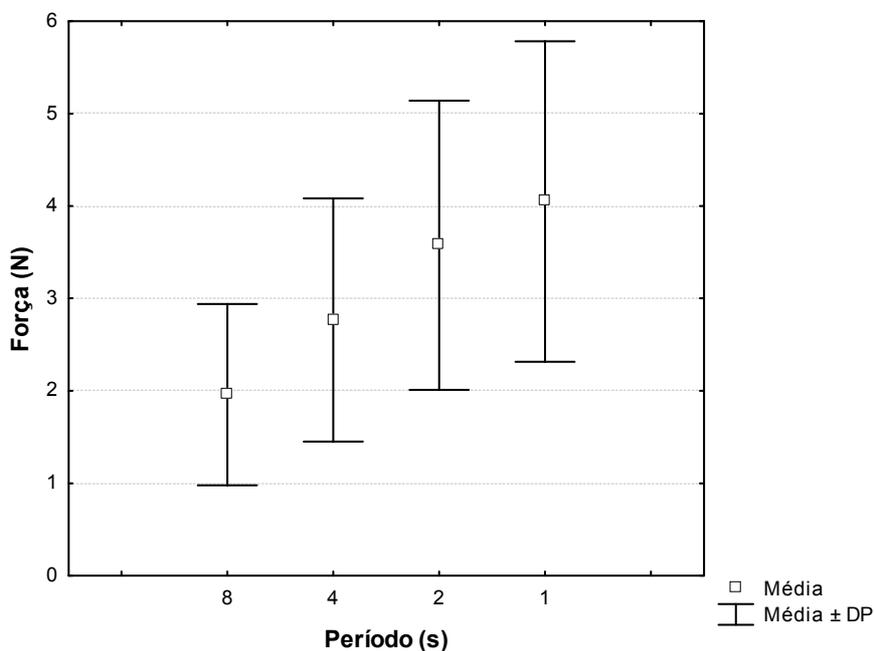


Figura 30 – Box plots da força (N) em cada período de movimento: 8, 4, 2 e 1 s.

Tabela 5 - Valores p resultantes da comparação da variável Força entre as diferentes periodicidades (coluna comparada com linha).

Força	8 s	4 s	2 s	1 s
8 s		< 0,05	< 0,05	< 0,05
4 s	< 0,05		0,219	< 0,05
2 s	< 0,05	0,219		1
1 s	< 0,05	< 0,05	1	

Na Figura 31 observa-se que o grupo feminino apresentou o valor médio da força menor que o grupo masculino. Em todas as periodicidades, essa diferença foi significativa. Os valores p das comparações entre os grupos masculino e feminino em cada periodicidade podem ser visualizados na Tabela 6.

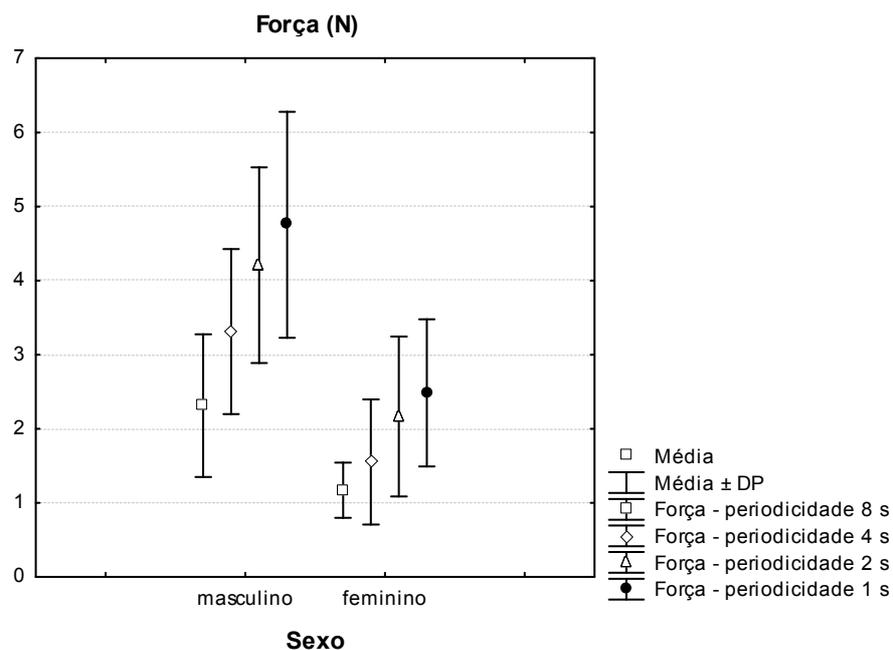


Figura 31 – Gráfico apresentando os *box plots* da Força obtida em cada periodicidade pelos indivíduos do sexo masculino e do sexo feminino.

Tabela 6 – Valores p resultantes da comparação entre os valores médios da Força obtida nos grupos masculino e feminino em cada periodicidade

Período	Masculino x Feminino
8 s	< 0,05
4 s	< 0,05
2 s	< 0,05
1 s	< 0,05

A Figura 32 mostra os valores médios da Força de cada grupo de atividade física em cada periodicidade. O grupo 3 apresentou valores maiores em todas as periodicidades, porém, somente na periodicidade de 8 s houve diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ) (Tabela 7).

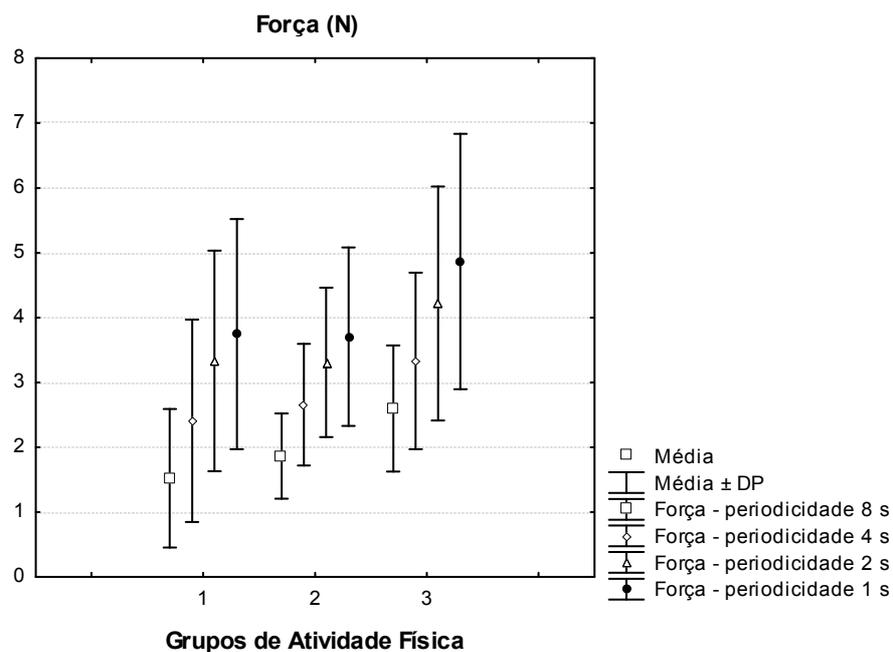


Figura 32 - Gráfico apresentando os *box plots* da Força obtida em cada periodicidade pelos indivíduos dos grupos 1, 2 e 3.

Tabela 7 - Valores p resultantes da comparação entre os valores médios da Força obtida nos grupos 1, 2 e 3 em cada periodicidade

Período	Grupo 1 x Grupo 2 x Grupo 3
8 s	< 0,05
4 s	0,189
2 s	0,247
1 s	0,203

A análise *post hoc* indicou que somente o grupo 3 e o grupo 1 foram diferentes na periodicidade de 8 s ( $p < 0,05$ ) (Tabela 8).

Tabela 8 - Valores p resultantes da comparação da variável Força obtida na periodicidade de 8 s entre os diferentes grupos de atividade física (coluna comparada com linha)

Força	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Grupo 1		0,231	< 0,05
Grupo 2	0,231		0,297
Grupo 3	< 0,05	0,297	

## 5.3 Goniometria

A partir do sinal originado pelo eletrogoniômetro (deslocamento angular) foram calculadas a velocidade angular e a aceleração angular. As três variáveis mencionadas serão analisadas nas seções 5.3.1, 5.3.2 e 5.3.3, respectivamente.

### 5.3.1 Deslocamento Angular

Na Figura 33 observa-se o sinal de goniometria (deslocamento angular) de dois movimentos de extensão (marcados pela seta) na periodicidade de 8 s.

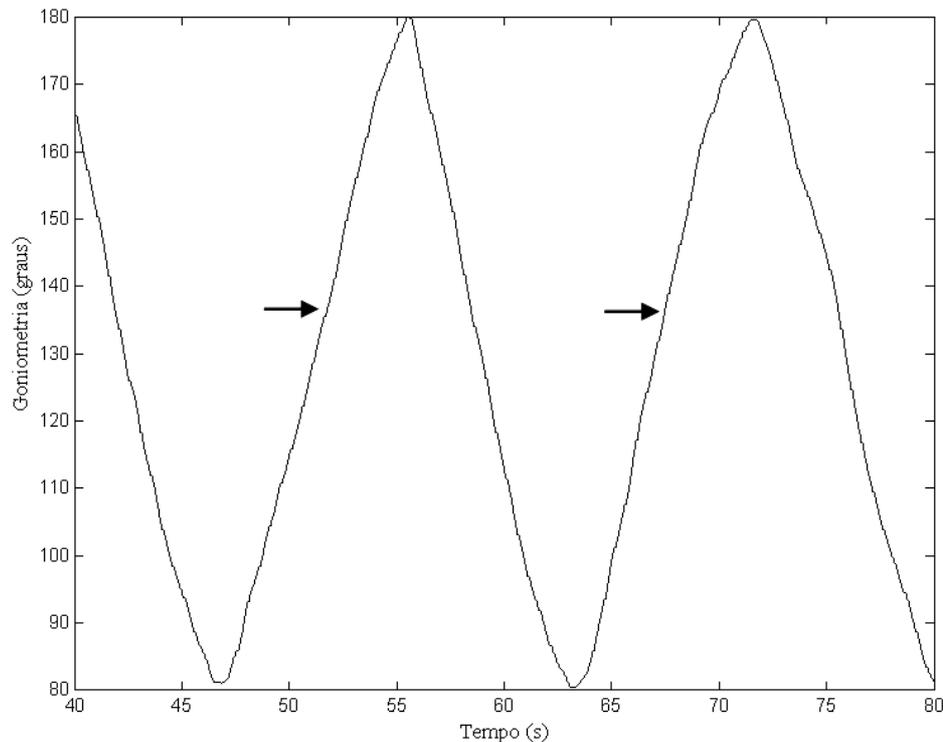


Figura 33 – Sinal de goniometria correspondente a dois movimentos de extensão (marcados pela seta) seguidos de flexão. Periodicidade de 8 s.

Na Figura 34 é apresentado os *box plots* dos valores médios do deslocamento angular analisado (40% do deslocamento angular correspondente a extensão de cotovelo) em cada periodicidade, mostrando o comportamento esperado (deslocamentos

angulares progressivamente menores, de acordo com as periodicidades adotadas). A diferença observada no gráfico mostrou-se significativa estatisticamente ( $p < 0,05$ ). Na análise *post hoc* foram encontradas diferenças entre todos os grupos (Tabela 9).

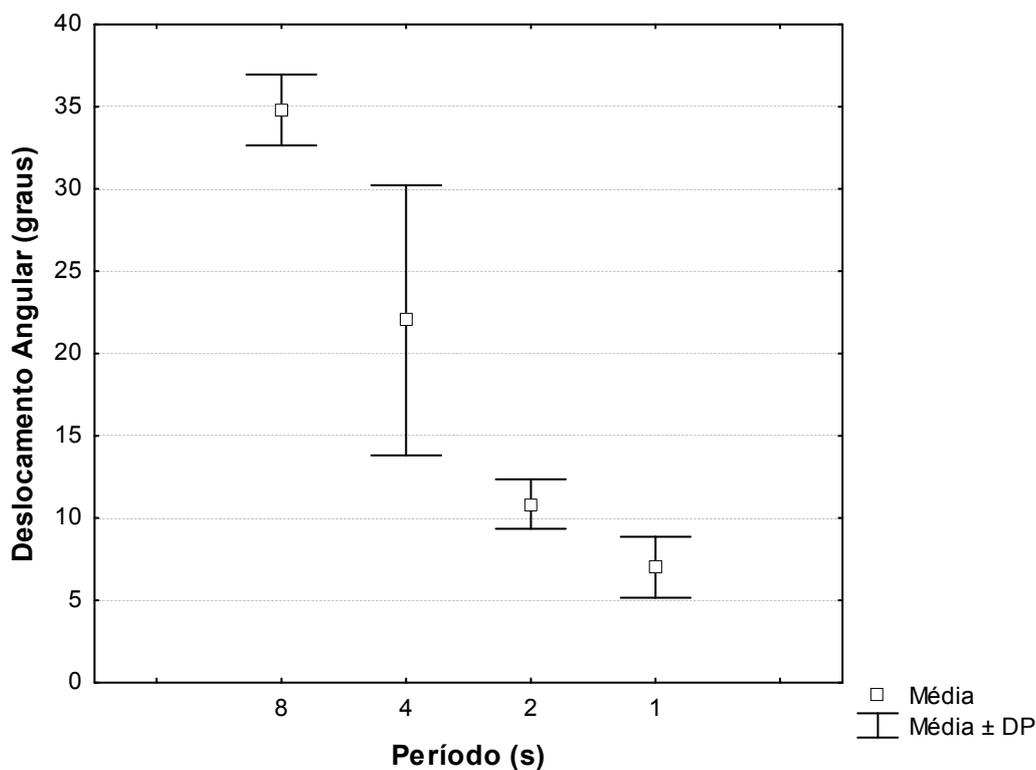


Figura 34 – Deslocamento angular médio realizado em cada periodicidade.

Tabela 9 - Valores p resultantes da comparação da variável Deslocamento Angular entre as diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Deslocamento Angular	8 s	4 s	2 s	1 s
8 s		< 0,05	< 0,05	< 0,05
4 s	< 0,05		< 0,05	< 0,05
2 s	< 0,05	< 0,05		< 0,05
1 s	< 0,05	< 0,05	< 0,05	

### 5.3.2 Velocidade Angular

Um exemplo do sinal de velocidade angular é mostrado na Figura 35, que apresenta dois ciclos de flexão-extensão no período de 8 s, com as regiões assinaladas correspondendo aos movimentos de extensão de cotovelo.

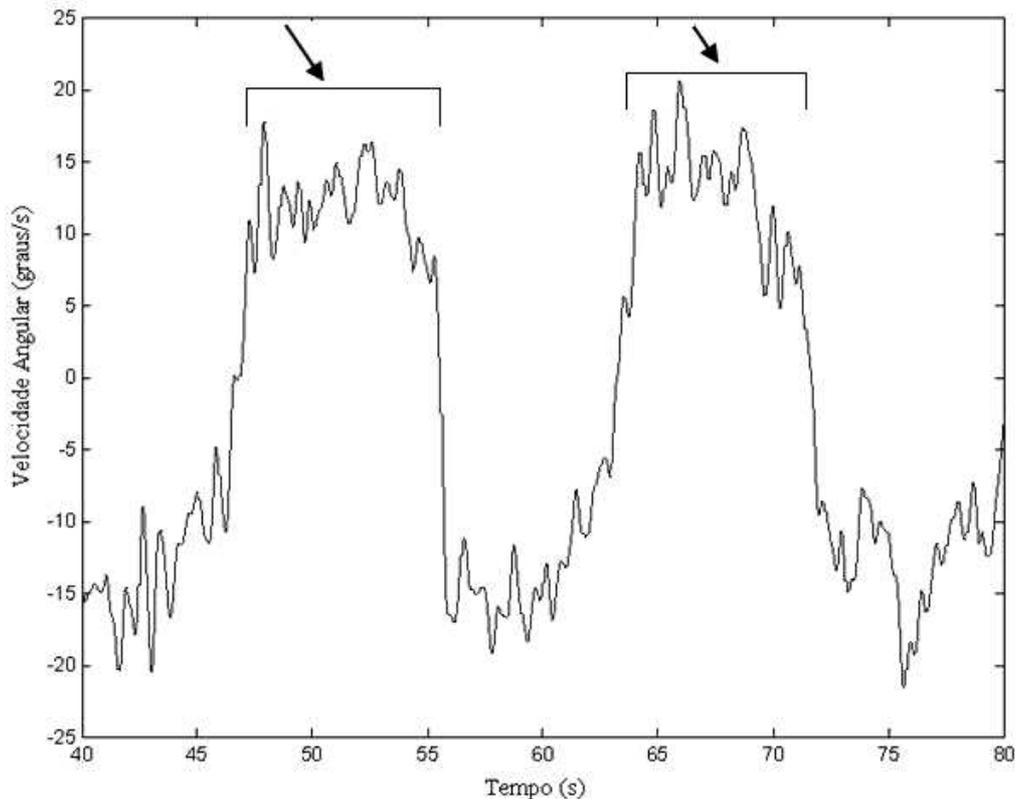


Figura 35 – Velocidade angular (graus/s) de dois ciclos de flexão-extensão, com período de 8 s.

A velocidade angular média nas diferentes periodicidades é mostrada na Figura 36. Apesar da variabilidade entre os períodos, não houve diferença estatística segundo o teste de Kruskal-Wallis ( $p = 0,3946$ ), o que era esperado, visto que no protocolo seguiu-se um *feedback* para manter a velocidade média próxima de 13°/s.

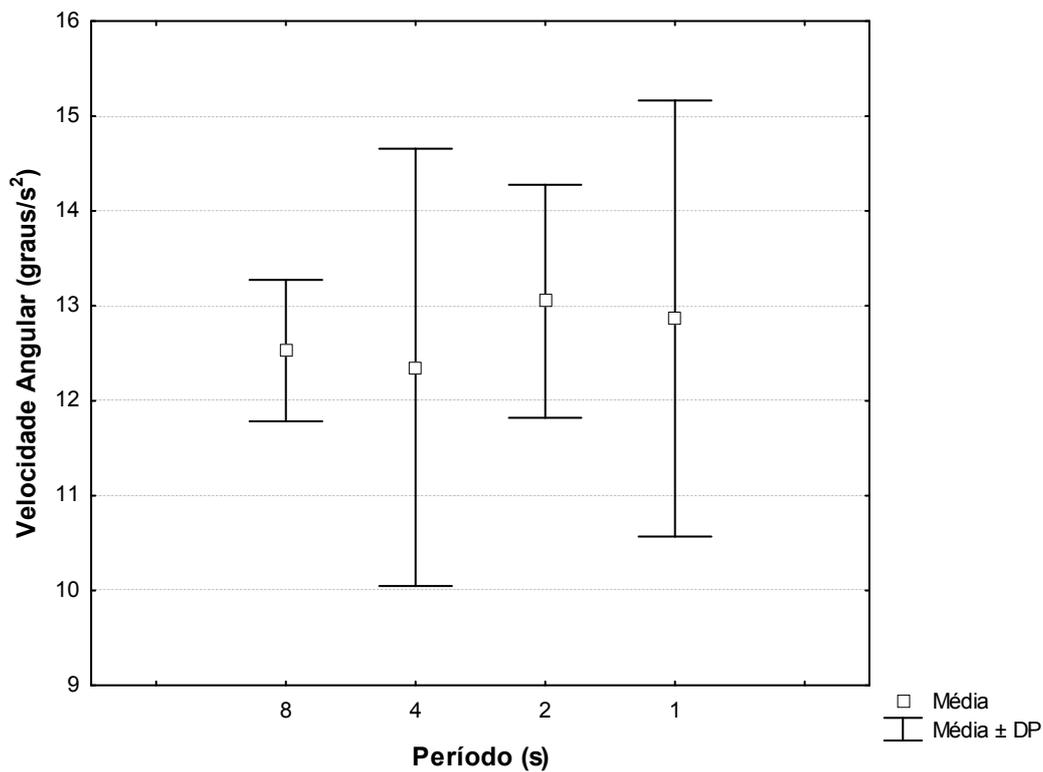


Figura 36 – Velocidade angular média e respectivo desvio padrão alcançado em cada periodicidade testada.

### 5.3.3 Aceleração Angular

Um exemplo do sinal de aceleração angular é mostrado na Figura 37. Como se pode perceber, não existe definição clara entre as regiões de extensão e flexão de cotovelo.

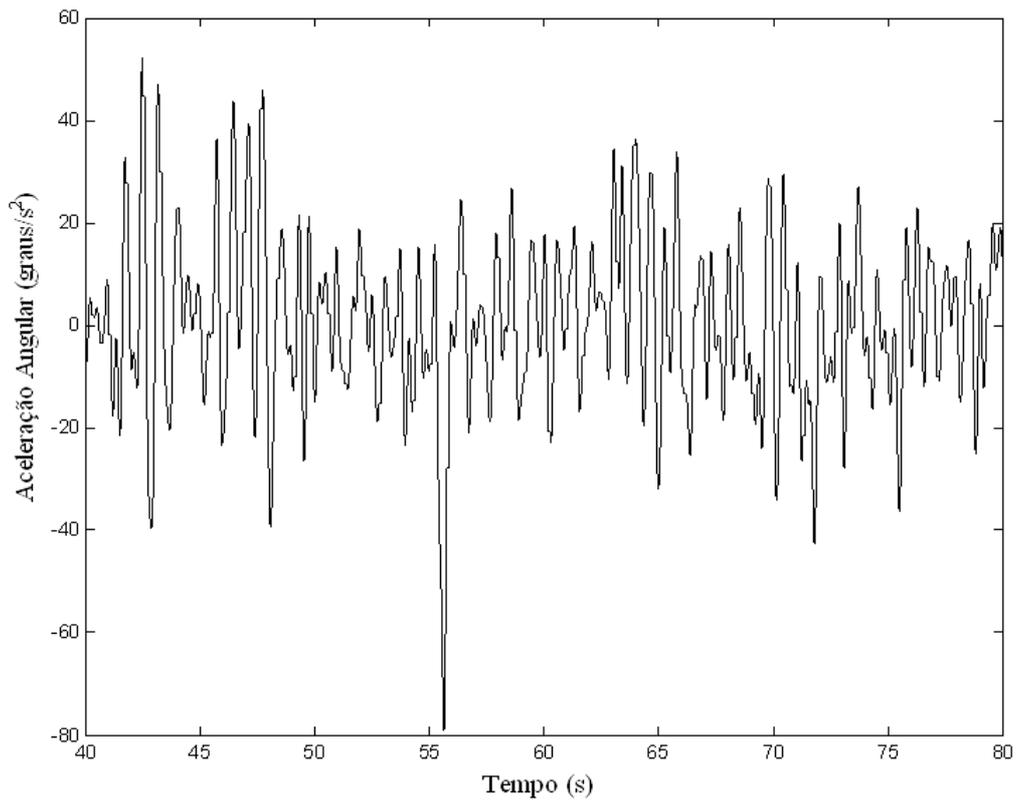


Figura 37 – Aceleração angular de dois ciclos de flexão–extensão, com período de 8 s.

A aceleração angular, ao contrário do esperado, somente foi próxima de zero na periodicidade de 8 s, e aumentou progressivamente com a diminuição da periodicidade (Figura 38). De acordo com o teste de Kruskal–Wallis, seus valores médios foram diferentes entre os períodos ( $p < 0,05$ ). A análise *post-hoc* indicou que todas as acelerações médias diferiram umas das outras (Tabela 10).

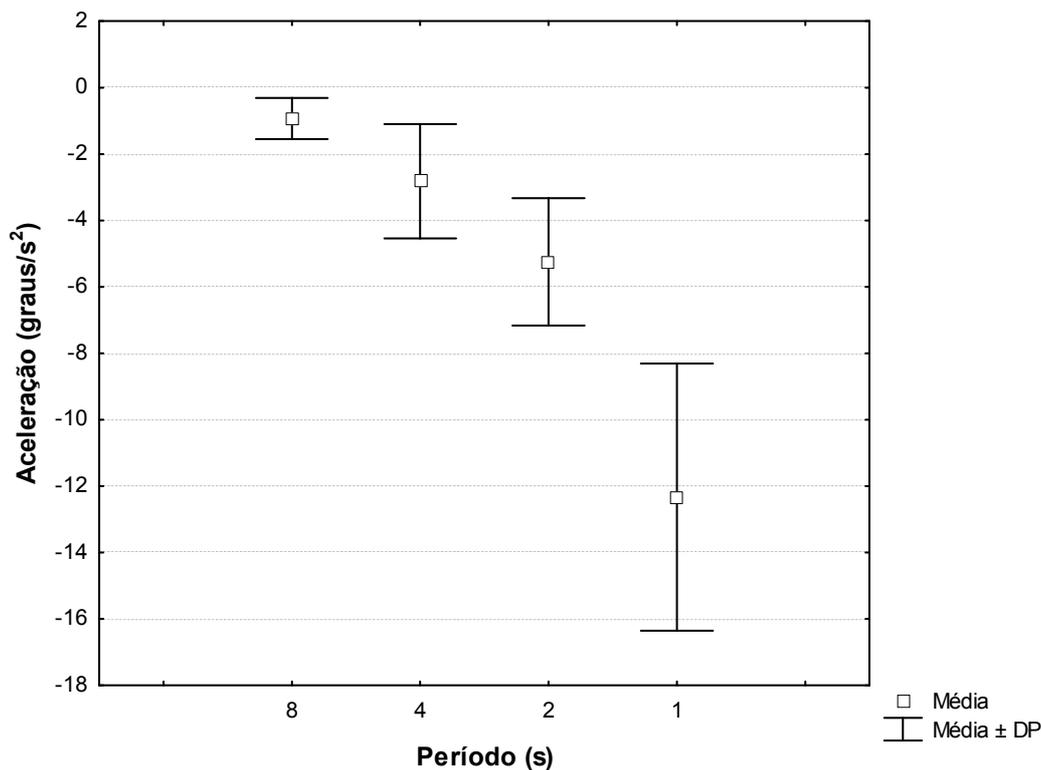


Figura 38 – Aceleração angular média e respectivo desvio padrão obtidos em cada periodicidade.

Tabela 10 - Valores p resultantes da comparação da variável Aceleração Angular entre as diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

<b>Aceleração Angular</b>	<b>8 s</b>	<b>4 s</b>	<b>2 s</b>	<b>1 s</b>
8 s		< 0,05	< 0,05	< 0,05
4 s	< 0,05		< 0,05	< 0,05
2 s	< 0,05	< 0,05		< 0,05
1 s	< 0,05	< 0,05	< 0,05	

## 5.4 Eletromiografia

### 5.4.1 Músculo Bíceps Braquial

O sinal eletromiográfico do bíceps braquial mostrou um padrão contínuo, sem contrações evidentes, o que era esperado, visto que aos voluntários foi pedido o relaxamento da musculatura do braço e antebraço.

Um exemplo do sinal de EMG do bíceps braquial pode ser visto na Figura 39, onde a linha cinza sobreposta corresponde ao valor RMS (janela de 0,1 ms) do sinal.

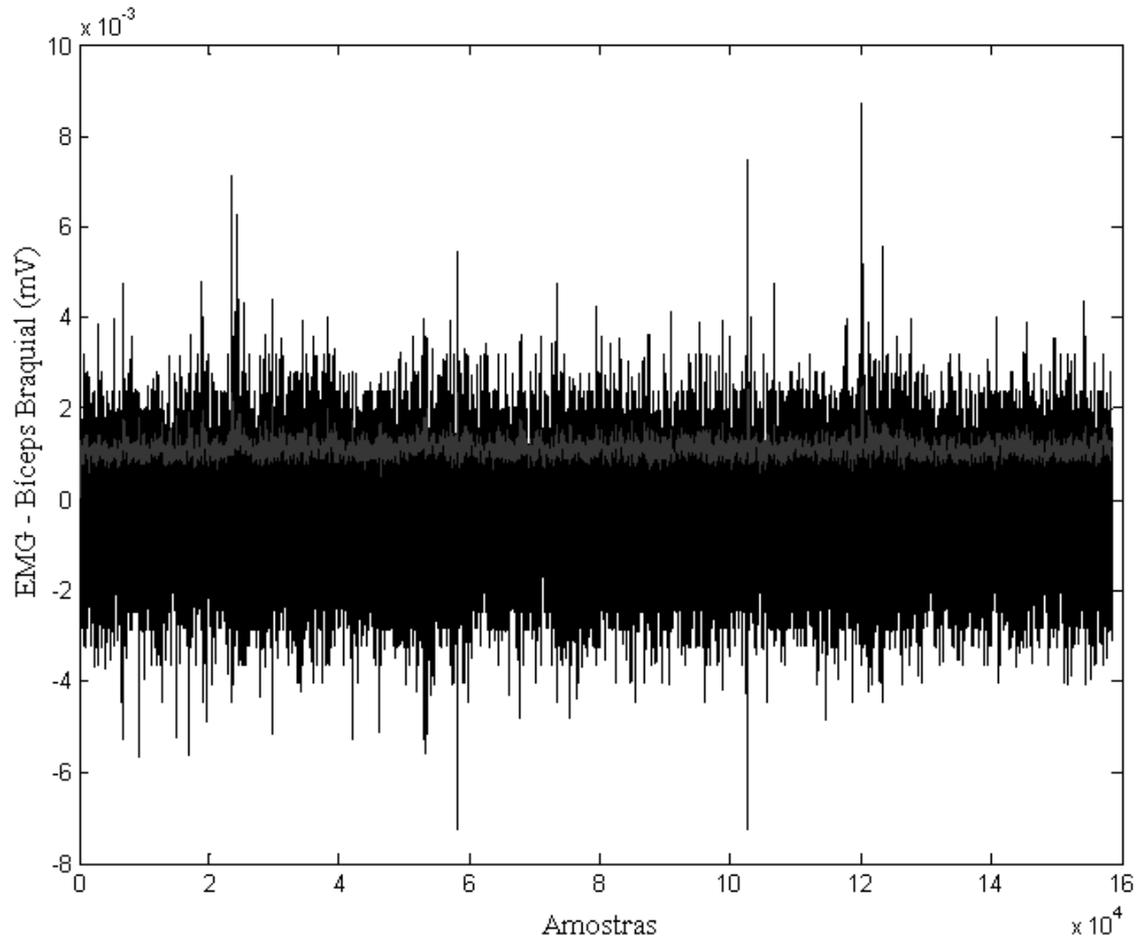


Figura 39 – EMG (mV) do músculo bíceps braquial e valor RMS.

Na Figura 40 observa-se que a média dos valores RMS médios em cada periodicidade foi pequeno e apresentou baixa variabilidade entre os períodos. Não houve diferença significativa da variável analisada entre as periodicidades ( $p = 0,46$ )

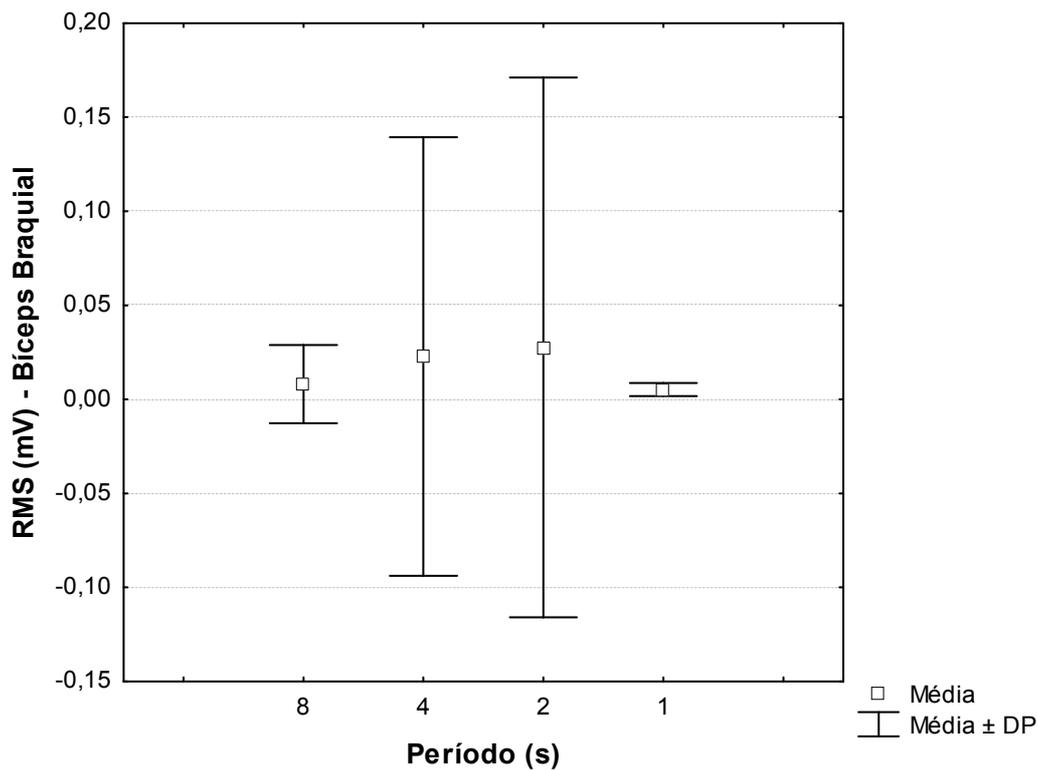


Figura 40 – RMS médio do músculo bíceps braquial em cada periodicidade.

#### 5.4.2 Músculo Tríceps Braquial (Cabeça Lateral)

O sinal eletromiográfico do tríceps braquial comportou-se de maneira semelhante ao do músculo bíceps braquial, apresentando baixos valores, com poucas contrações evidentes, sendo essas ocorridas geralmente ao final das extensões, nos trechos descartados da análise.

A Figura 41 ilustra um sinal típico de EMG de tríceps braquial, com seu respectivo valor RMS sobreposto.

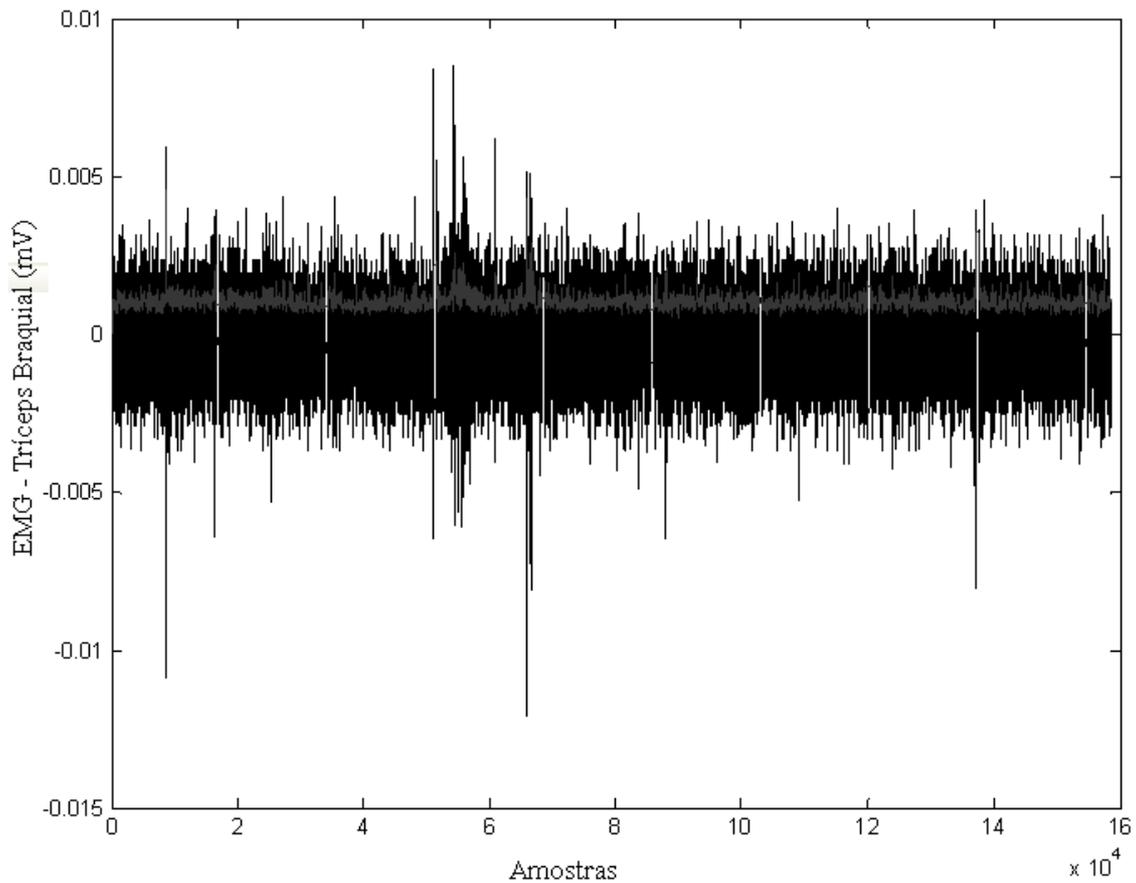


Figura 41 – EMG (mV) do músculo tríceps braquial (cabeça lateral) e valor RMS.

Na Figura 42 é apresentada a média dos valores médios de RMS do EMG do músculo tríceps braquial em cada periodicidade, apresentando comportamento similar ao do EMG do músculo bíceps braquial. A comparação entre os grupos indicou que não houve diferença significativa ( $p = 0,55$ ).

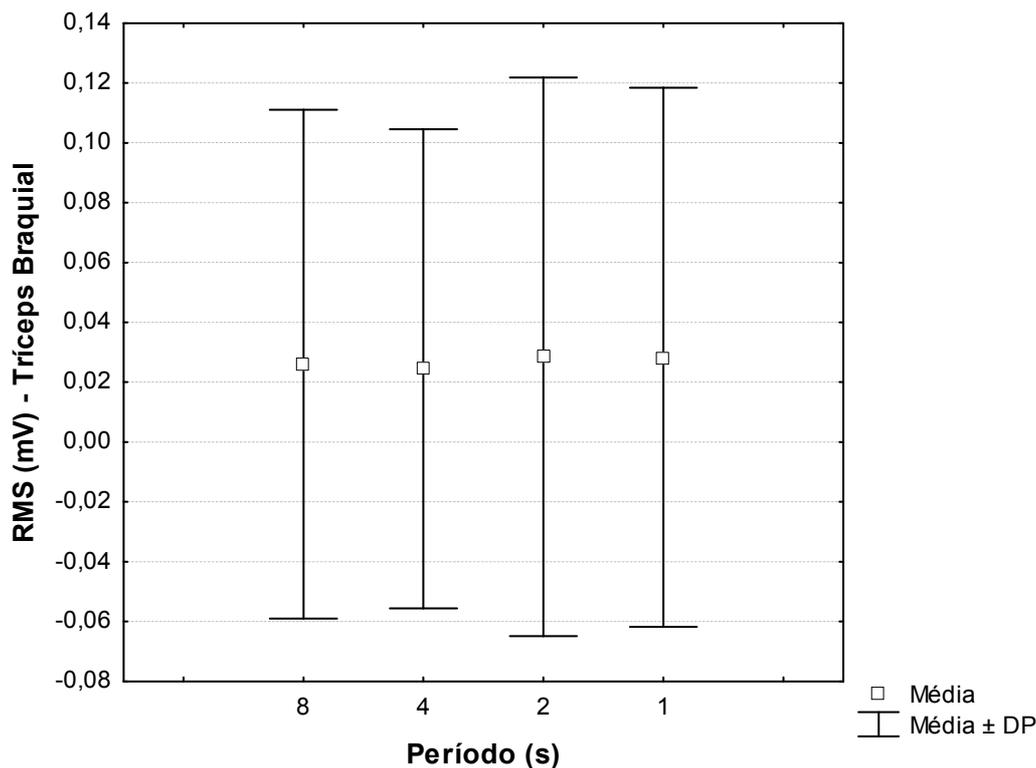


Figura 42 – Média do valor RMS médio do músculo tríceps braquial (cabeça longa) em cada periodicidade.

## 5.5 Coeficientes do Modelo Massa–Mola–Amortecedor

### 5.5.1 Coeficiente Elástico (K)

Na Figura 43 pode-se observar o comportamento do coeficiente elástico em cada periodicidade. Percebe-se que os valores médios de K aumentaram com a redução da periodicidade. Tal comportamento se manteve nos grupos masculino e feminino, tendo o grupo masculino valores maiores de K que o grupo feminino. De acordo com o teste Kruskal–Wallis, houve diferença estatística significativa entre os valores de K nas diferentes periodicidades ( $p < 0,05$ ). A análise *post hoc* indicou que não houve diferença estatística entre as periodicidades de 8 e 4 s e entre as periodicidades de 2 e 1 s (Tabela 11).

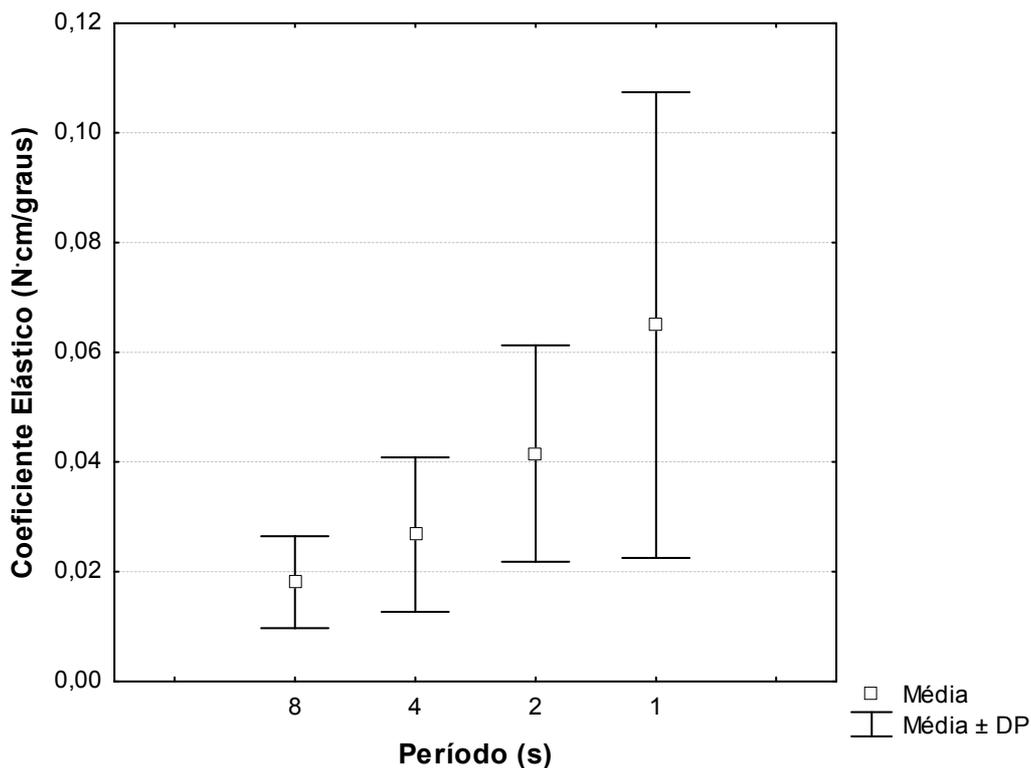


Figura 43 – Valor médio do coeficiente elástico K (N·cm/graus) em cada periodicidade.

Tabela 11 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente elástico entre as diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

<b>Coeficiente Elástico</b>	<b>8 s</b>	<b>4 s</b>	<b>2 s</b>	<b>1 s</b>
8 s		0,079	< 0,05	< 0,05
4 s	0,079		< 0,05	< 0,05
2 s	< 0,05	< 0,05		0,978
1 s	< 0,05	< 0,05	0,978	

A Figura 44 apresenta os *box plots* da variável coeficiente elástico nos grupos masculino e feminino nas diferentes periodicidades. Em todas as periodicidades a diferença foi significativa entre os grupos (Tabela 12).

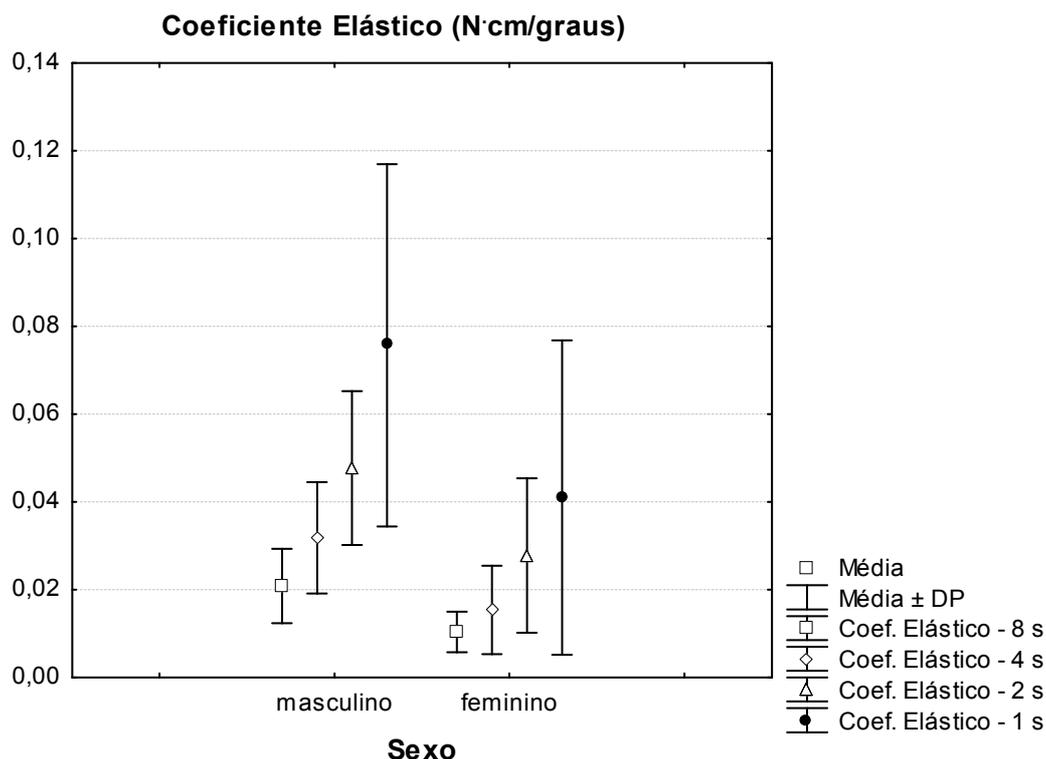


Figura 44 - Gráfico apresentando os *box plots* do coeficiente elástico K (N·cm/graus) dos grupos masculino e feminino em cada periodicidade testada.

Tabela 12 - Valores p resultantes da comparação da variável Coeficiente Elástico entre os grupos masculino e feminino nas diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Período	Masculino x Feminino
8 s	< 0,05
4 s	< 0,05
2 s	< 0,05
1 s	< 0,05

Na Figura 45 são apresentados os *box plots* do coeficiente elástico obtido pelos grupos 1, 2 e 3 de atividade física nas diferentes periodicidades. Não foi encontrada diferença estatística significativa entre os grupos em nenhuma periodicidade (Tabela 13).

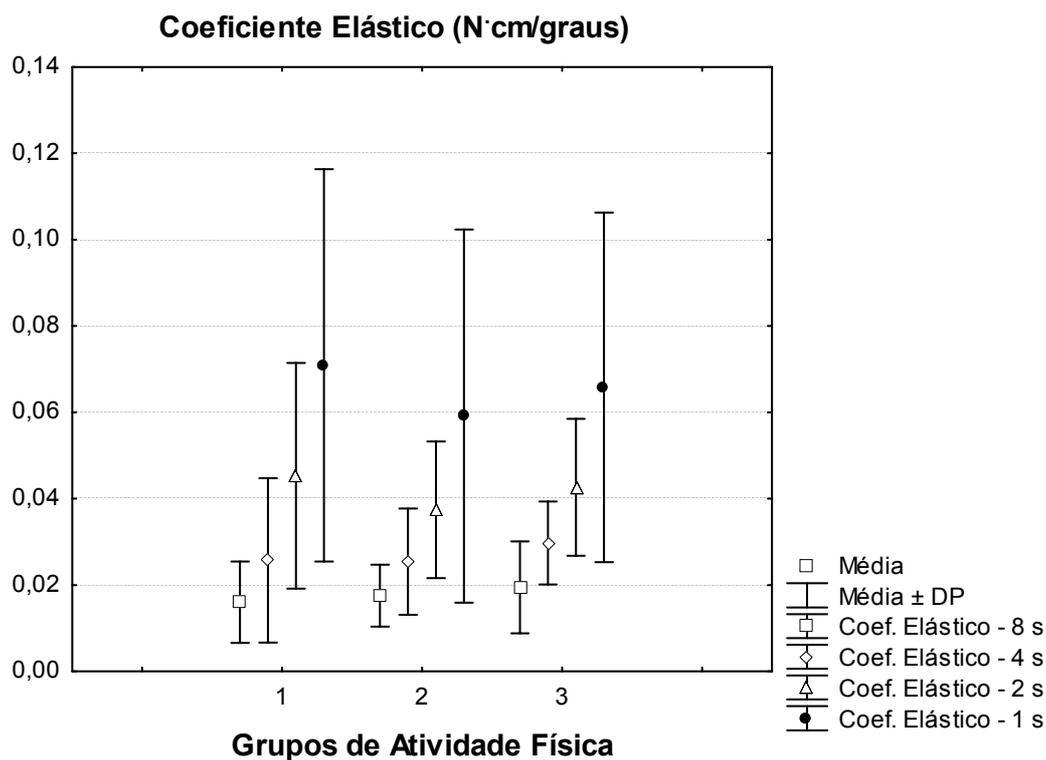


Figura 45 - Gráfico apresentando os *box plots* do coeficiente elástico K (N·cm/graus) dos grupos 1, 2 e 3 em cada periodicidade testada.

Tabela 13 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente elástico entre os grupos 1, 2 e 3 nas diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Período	Grupo 1 x Grupo 2 x Grupo 3
8 s	0,255
4 s	0,147
2 s	0,540
1 s	0,617

### 5.5.2 Coeficiente Viscoso (B)

Os valores médios do coeficiente viscoso em cada periodicidade apresentaram valores muito semelhantes (Figura 46); porém, no teste de comparação entre as medianas ao menos um valor diferiu dos demais ( $p < 0,05$ ). A avaliação *post hoc* indicou que somente os valores obtidos na periodicidade de 8 s e na periodicidade de 2 s foram diferentes um do outro (Tabela 14).

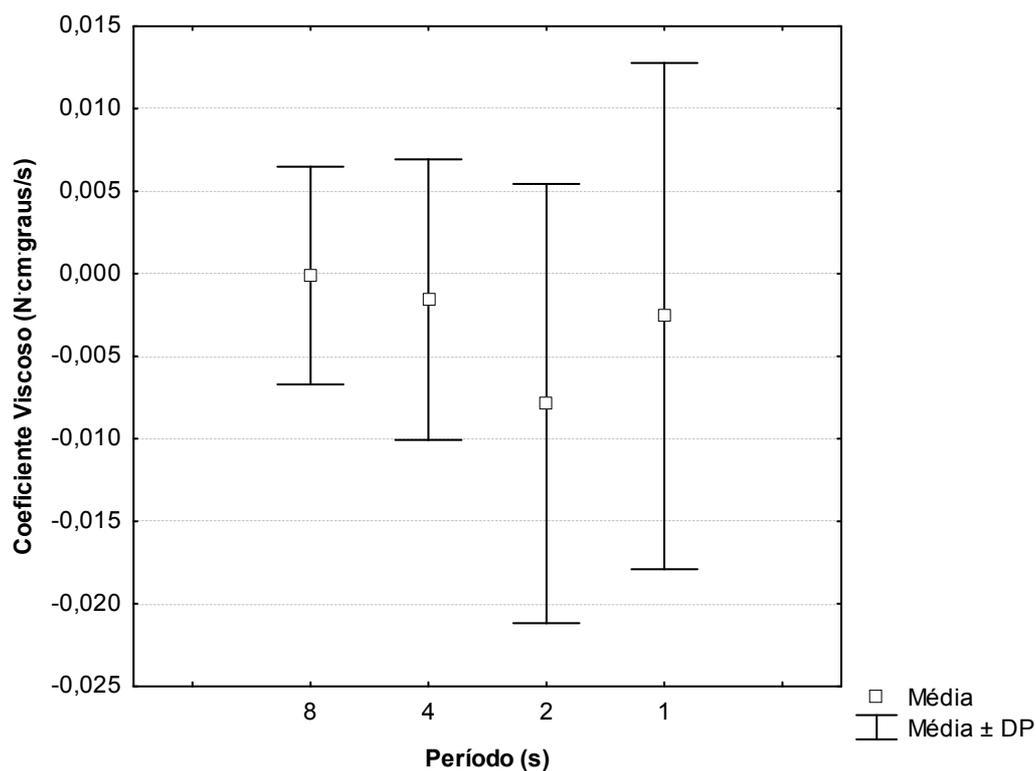


Figura 46 – Valores médios do coeficiente viscoso B (N·cm·graus/s) em cada periodicidade.

Tabela 14 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente viscoso entre as diferentes periodicidades

<b>Coeficiente Viscoso</b>	<b>8 s</b>	<b>4 s</b>	<b>2 s</b>	<b>1 s</b>
8 s		1	< 0,05	1
4 s	1		0,12	1
2 s	< 0,05	0,12		0,177
1 s	1	1	0,177	

Os valores médios do coeficiente viscoso nos grupos masculino e feminino foram semelhantes em cada periodicidade testada (Figura 47), não havendo diferença significativa entre os grupos (Tabela 15).

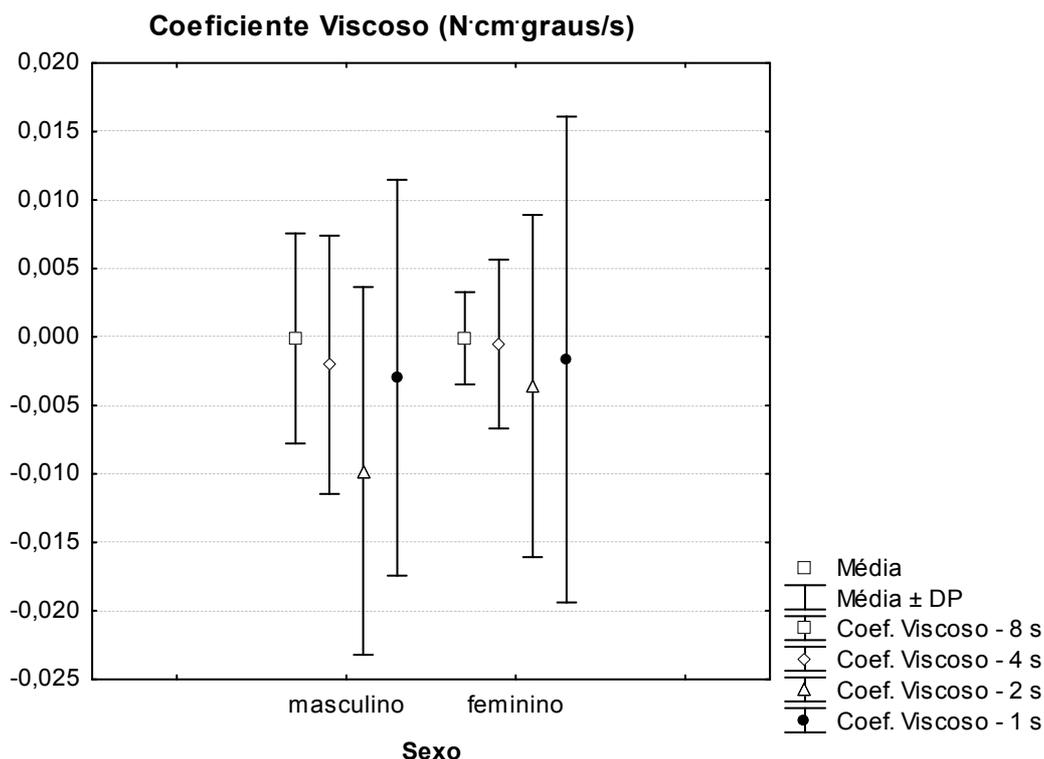


Figura 47 - Gráfico apresentando os *box plots* do coeficiente viscoso B (N·cm·graus/s) dos grupos dos sexo masculino e feminino em cada periodicidade testada.

Tabela 15 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente viscoso entre os grupos masculino e feminino nas diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Período	Masculino x Feminino
8 s	0,522
4 s	0,599
2 s	0,145
1 s	0,797

Na Figura 48 são mostrados os *box plots* relativos ao coeficiente viscoso nos grupos 1, 2 e 3 de atividade física, em cada periodicidade. Somente na periodicidade de 8 s houve diferença significativa entre os grupos (Tabela 16). A análise *post hoc* indicou que nessa periodicidade somente o grupo 3 diferiu dos demais (Tabela 17).

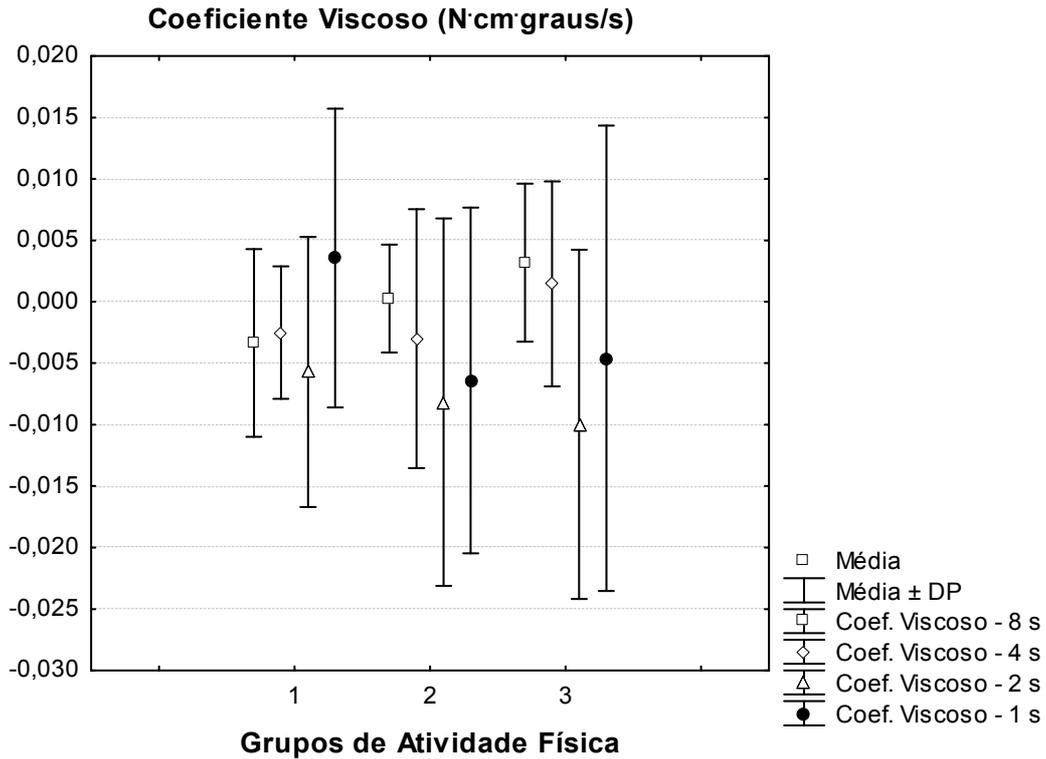


Figura 48 - Gráfico apresentando os *box plots* do coeficiente viscoso B (N·cm·graus/s) dos grupos 1, 2 e 3 em cada periodicidade testada.

Tabela 16 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente viscoso entre os grupos 1, 2 e 3 nas diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Período	Grupo 1 x Grupo 2 x Grupo 3
8 s	< 0,05
4 s	0,352
2 s	0,7339
1 s	0,1803

Tabela 17 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente viscoso obtida na periodicidade de 8 s entre os diferentes grupos de atividade física (coluna comparada com linha)

Coeficiente Viscoso	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Grupo 1		1	< 0,05
Grupo 2	1		0,094
Grupo 3	< 0,05	0,094	

### 5.5.3 Coeficiente Inercial (I)

O coeficiente inercial apresentou valores pequenos, variando pouco entre as periodicidades (Figura 49). Segundo o teste de Kruskal–Wallis, essa variabilidade não foi significativa ( $p = 0,466$ ), ou seja, não houve diferença entre as periodicidades.

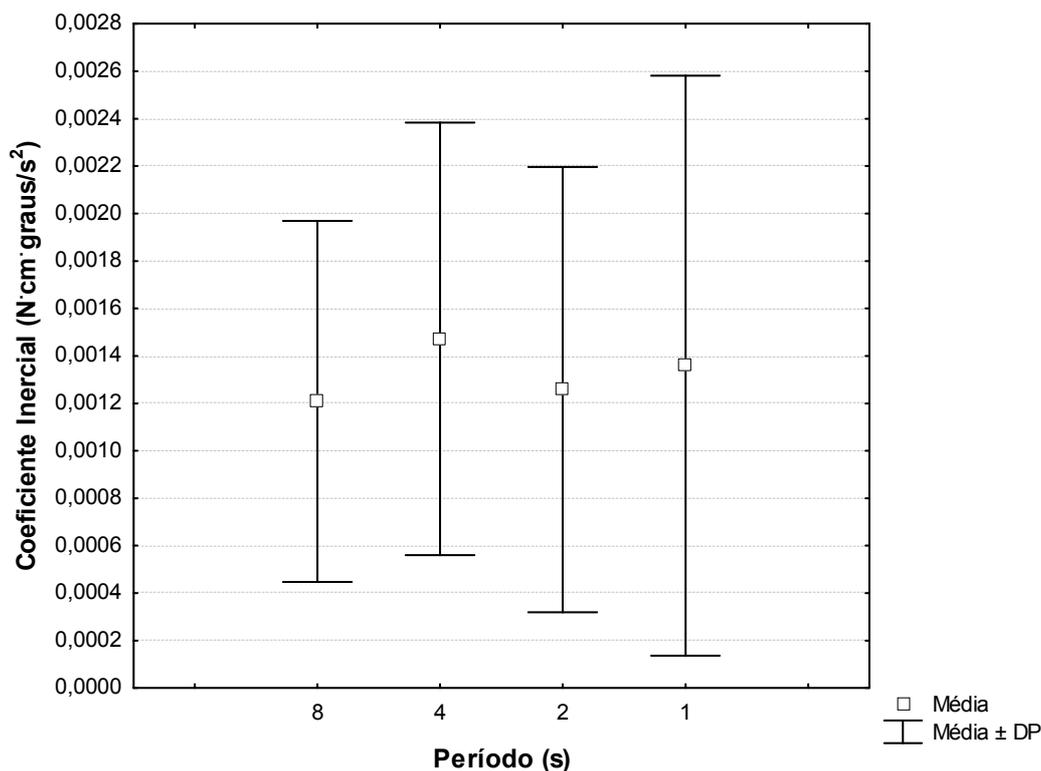


Figura 49 – Valores médios do coeficiente inercial I (N·cm·graus/s<sup>2</sup>) em cada periodicidade testada.

De acordo com a Figura 50, o coeficiente inercial apresentou valores maiores para o sexo masculino em todas as periodicidades; porém, somente nos períodos de 8 e 4 s essa diferença foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). Os valores p resultantes das comparações entre os sexos masculino e feminino em cada periodicidade podem ser visualizados na Tabela 18.

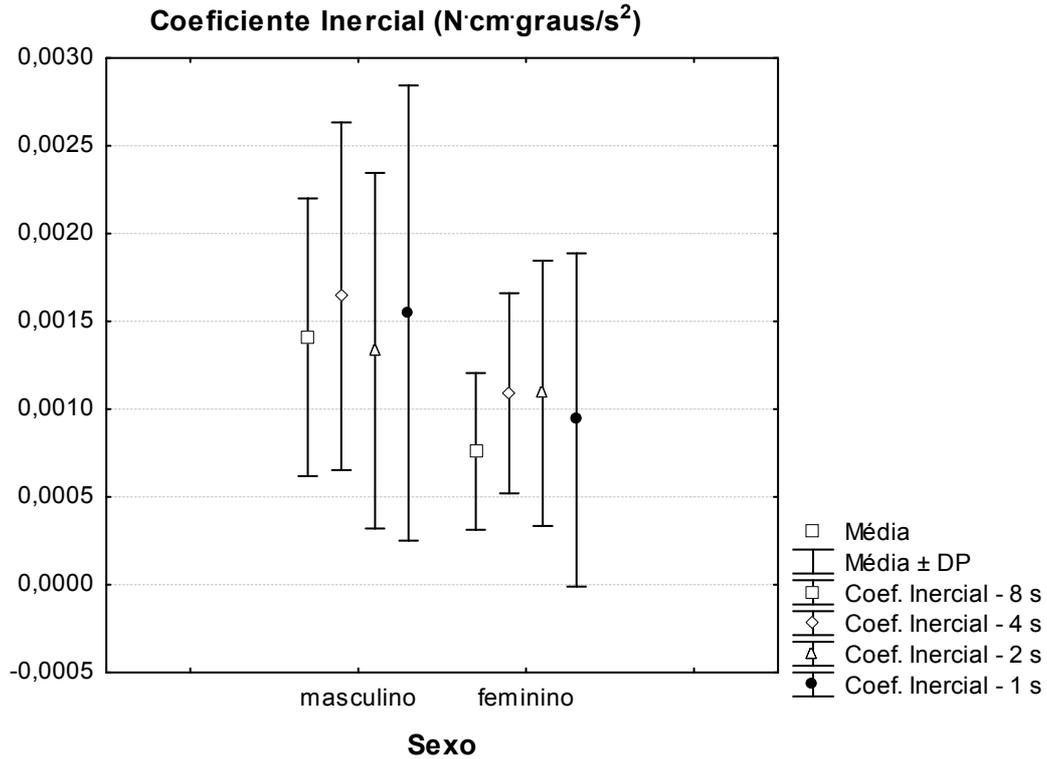


Figura 50 – Gráfico apresentando os *box plots* do coeficiente inercial I (N·cm·graus/s<sup>2</sup>) dos grupos do sexo feminino e do sexo masculino em cada periodicidade testada. O grupo do sexo feminino apresentou valores menores em todas as periodicidades.

Tabela 18 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente inercial entre os grupos masculino e feminino nas diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Período	Masculino x Feminino
8 s	< 0,05
4 s	< 0,05
2 s	0,445
1 s	0,112

Na Figura 51 observa-se que os grupos 1, 2 e 3 apresentaram valores médios semelhantes. Não houve diferença significativa entre os grupos em cada periodicidade (Tabela 19).

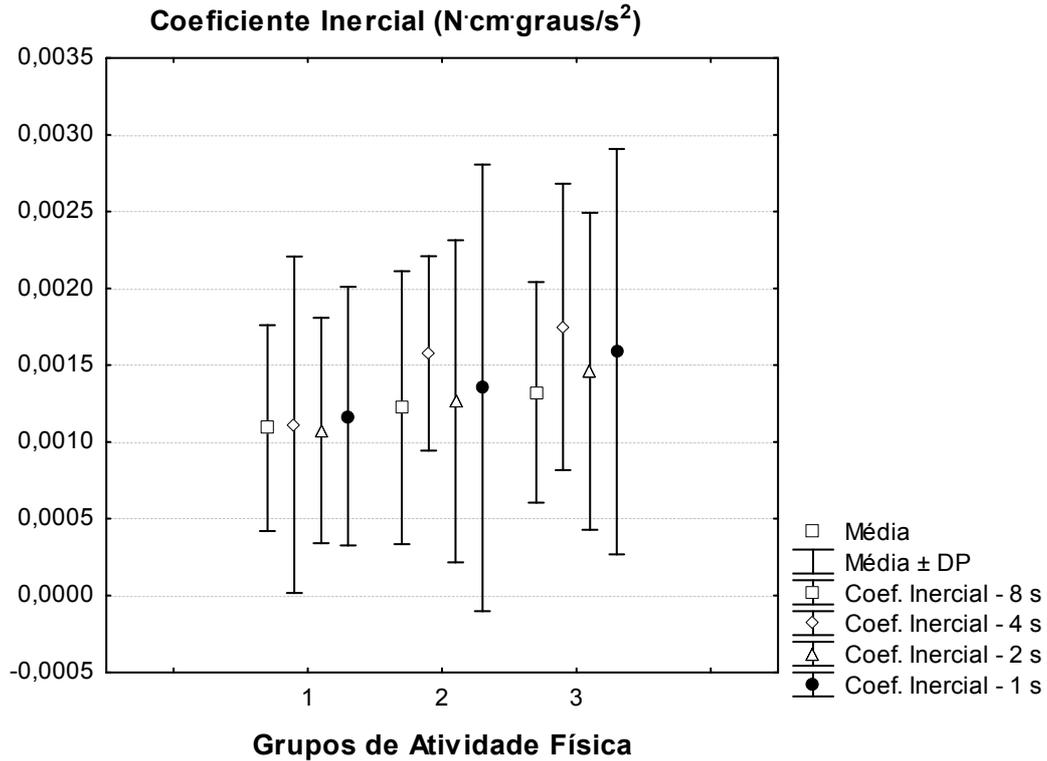


Figura 51 - Gráfico apresentando os *box plots* do coeficiente inercial I ( $N \cdot cm \cdot graus/s^2$ ) dos grupos 1, 2 e 3 em cada periodicidade testada.

Tabela 19 - Valores p resultantes da comparação da variável coeficiente inercial entre os grupos 1, 2 e 3 nas diferentes periodicidades (coluna comparada com linha)

Período	Grupo 1 x Grupo 2 x Grupo 3
8 s	0,613
4 s	0,365
2 s	0,591
1 s	0,654

## 5.6 Torques elástico, viscoso e inercial e suas contribuições para o torque total

Somente com a análise dos coeficientes não é possível determinar qual elemento tem maior influência no desenvolvimento do torque total. A visualização dos torques elástico, viscoso e inercial nas periodicidades testadas pode ser feita por meio da Figura 52. Em todos os períodos fica evidente que o torque elástico teve maior contribuição no

torque total em comparação com os outros torques e que o torque inercial teve valor médio muito próximo de zero, mesmo com a aceleração não apresentando valores próximos de zero (Figura 52). Para comparação dos torques foi realizado o teste de Kruskal–Wallis em todas as periodicidades e, em todas, ao menos um torque diferiu dos demais ( $p < 0,05$ , em todos os períodos). A análise *post hoc* indicou que o torque viscoso e inercial não diferiram um do outro nas periodicidades 8 ( $p = 0,63835$ ), 4 ( $p = 1$ ) e 1 ( $p = 1$ ), mas foram diferentes na periodicidade 2 ( $p < 0,05$ ). O torque elástico foi diferente dos demais em todas as periodicidades ( $p < 0,05$  em todas as comparações).

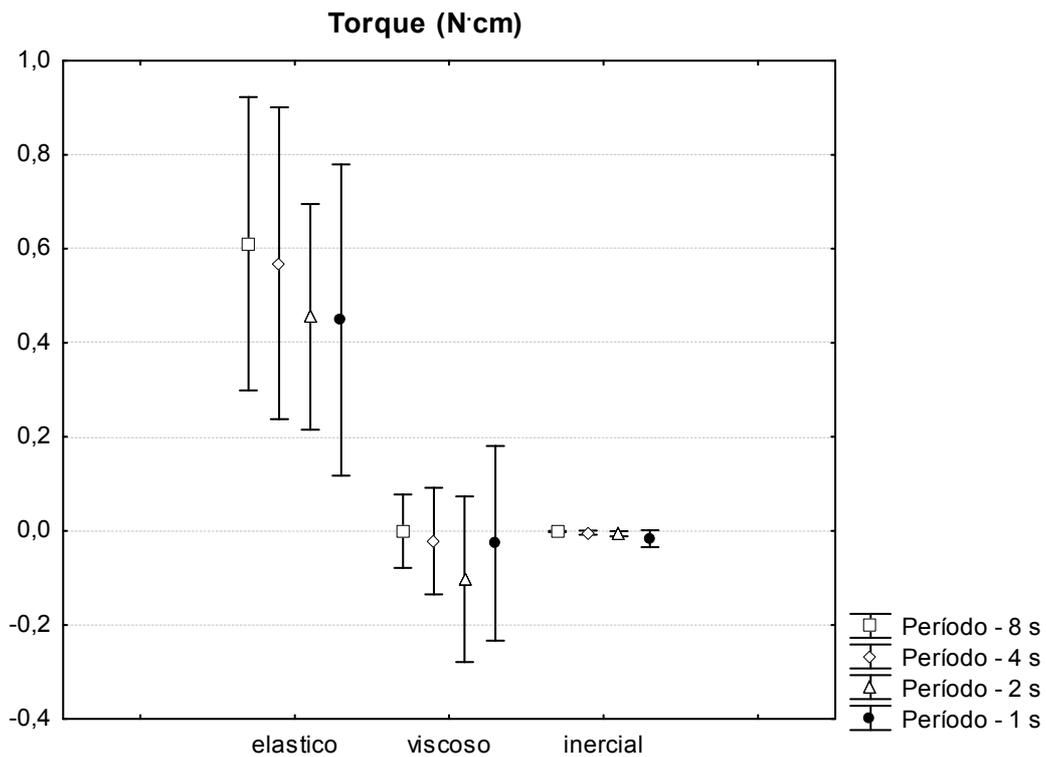


Figura 52 – *Box plots* dos torques elástico, viscoso e inercial em cada periodicidade testada.

## 5.7 Correlação entre K e AMTB

De acordo com o comportamento apresentado pelos torques e coeficientes expostos na seção anterior, o coeficiente elástico foi considerado o elemento do modelo I-K-B que melhor descreveu o torque de oposição ao movimento de extensão. Portanto, o comportamento desse coeficiente frente à característica antropométrica usada para comparação (AMTB) será analisado para observar a adequação desse possível descritor.

Nas Figuras 53, 54, 55 e 56 temos o diagrama de espalhamento dos coeficientes elásticos obtidos em relação ao AMTB, nas diferentes periodicidades estudadas. Observamos que a periodicidade que gerou valores de K que melhor se correlacionaram com os valores de AMTB foi de 8 s, e a correlação foi diminuindo com a redução dos períodos, sendo a correlação obtida no período de 1 s não significativa estatisticamente.

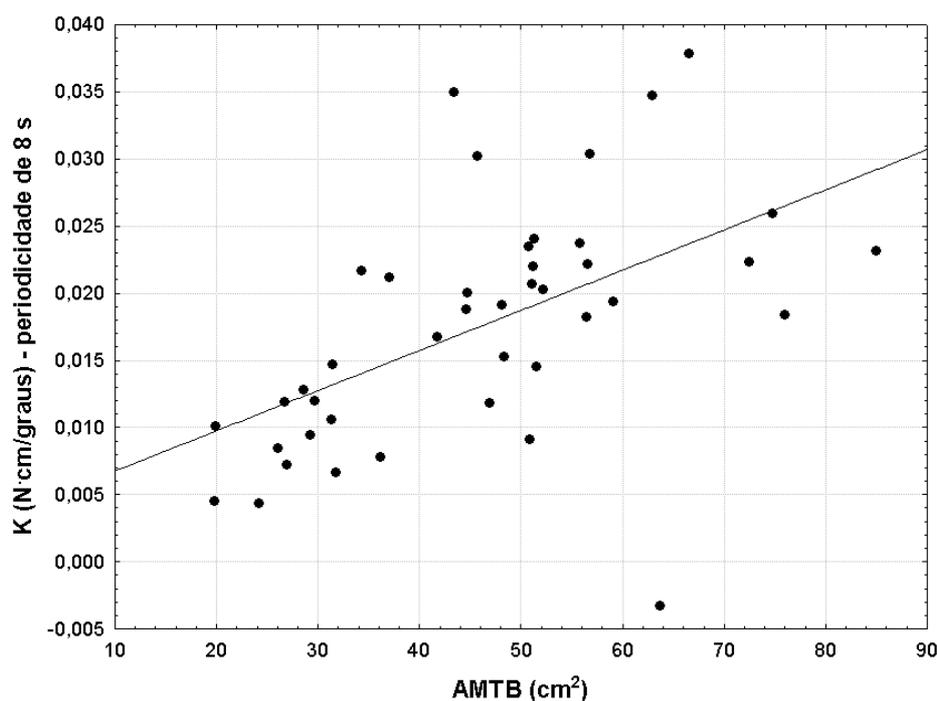


Figura 53 – Diagrama de espalhamento AMTB x coeficiente elástico,  $r = 0,5403$ ;  $p < 0,05$ .

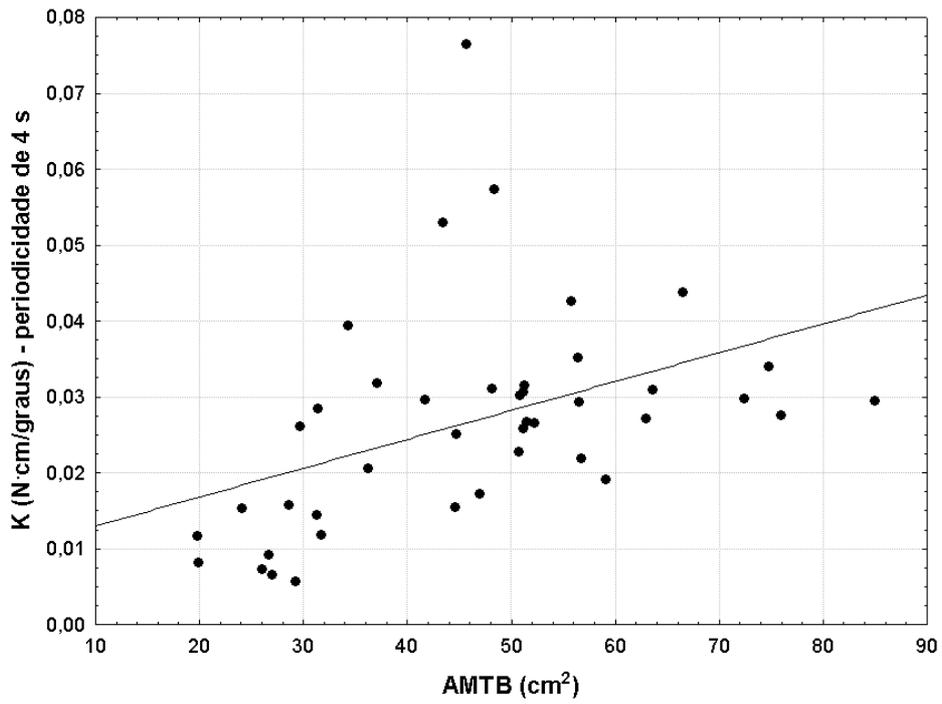


Figura 54 – Diagrama de espalhamento AMTB x coeficiente elástico,  $r = 0,4333$ ;  $p < 0,05$ .

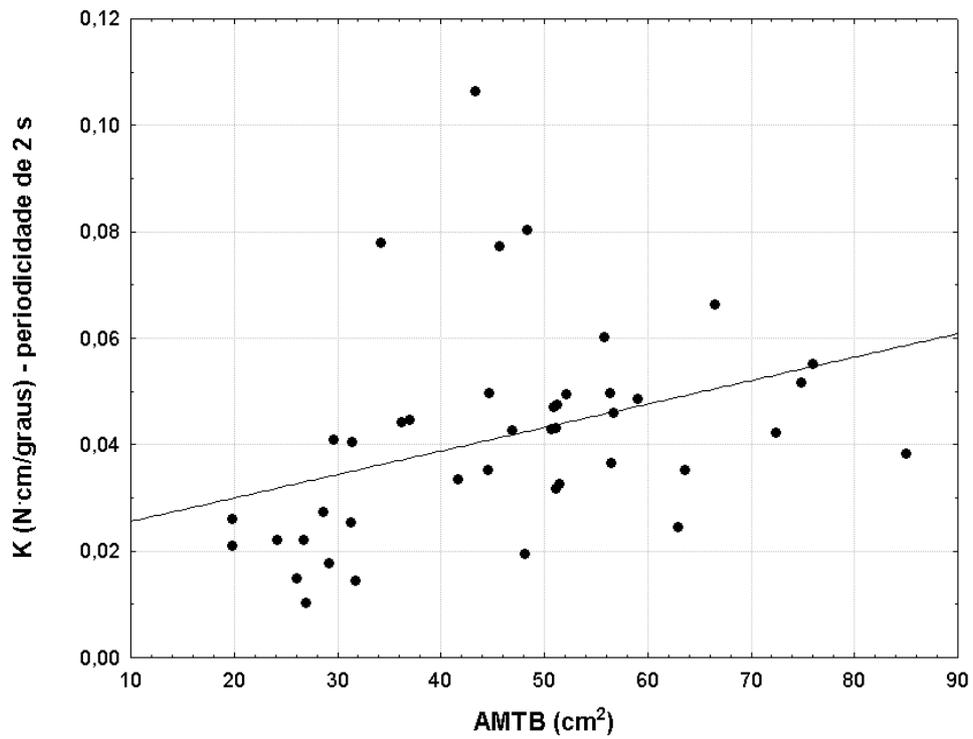


Figura 55 – Diagrama de espalhamento AMTB x coeficiente elástico,  $r = 0,3598$ ;  $p < 0,05$ .

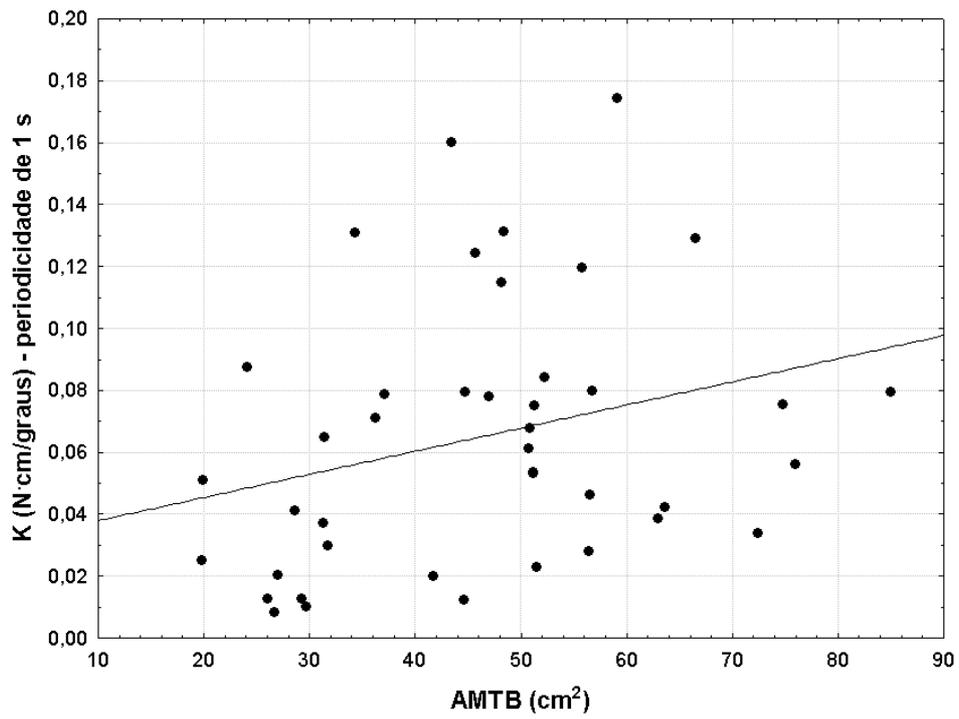


Figura 56 – Diagrama de espalhamento AMTB x coeficiente elástico,  $r = 0,2827$ ;  $p = 0,069$ .

# Capítulo 6

## Discussão

A quantificação da resistência ao movimento passivo articular – considerando o tônus muscular segundo sua definição clássica (LANCE, 1980) – é objeto de vários estudos que abordam, principalmente, alterações tônicas causadas por patologias neurológicas, como acidente vascular encefálico (AVE), Doença de Parkinson ou lesões medulares. As principais articulações abordadas nos trabalhos foram o tornozelo (tíbio-társica), joelho, cotovelo e punho. A escolha por essas articulações ocorreu, provavelmente, devido aos movimentos realizados por elas serem mono-planares, portanto mais simples de serem descritos matematicamente (WOOD *et al.*, 2005) e por serem frequentemente acometidas por aumento de tônus muscular causado por lesão neurológica (espasticidade). No presente estudo, a escolha pela articulação do cotovelo deveu-se à disponibilidade do SQM, desenvolvido em trabalho anterior (DANTAS, 2008), à necessidade de aperfeiçoamento do equipamento e à grande disponibilidade de trabalhos abordando a articulação de cotovelo, possibilitando maior comparação dos resultados.

A busca por uma metodologia de avaliação objetiva do tônus ainda é incipiente, apesar de diversos equipamentos e protocolos terem sido reportados na literatura. Não existe, no entanto, um consenso sobre qual seria mais apropriado para o uso clínico, ou qual poderia ser considerado padrão ouro.

Resultados de estudos aplicados à alteração tônica devido ao AVE são geralmente comparados à uma escala qualitativa comumente utilizada na prática clínica (EAM). No presente estudo tal comparação não é possível, pois essa escala não é sensível às possíveis diferenças causadas pelo gênero ou pelo efeito da atividade física.

Em geral, os autores realizaram EMG da musculatura envolvida no movimento e medição do deslocamento angular durante o teste e do torque ou força necessária para o deslocamento do segmento estudado. No presente estudo, os sinais de EMG foram utilizados como critério de exclusão dos sinais onde o indivíduo contraiu voluntariamente a musculatura, semelhante ao realizado em estudos anteriores (GORDON *et al.*, 2006; LEE *et al.*, 2002; AXELSON, 2005). Como não foi feita medida de contração voluntária máxima, a análise foi feita visualmente, comparando os sinais de EMG (bíceps braquial e tríceps braquial) obtidos durante a mobilização passiva com os sinais obtidos durante o repouso (ausência de movimento passivo ou ativo), feito previamente, quando o braço do indivíduo permaneceu na posição de teste (apoiado no suporte), nenhum movimento foi realizado, e a ele foi pedido o relaxamento muscular. Os baixos valores RMS médios nas diferentes periodicidades observados nesse estudo (Figuras 40 e 42) permitem assumir que o torque resistivo obtido não sofreu influência de contração muscular voluntária.

O uso da célula de carga para medida da força resistiva ao movimento passivo é alternativa comum entre os estudos (PANDYAN *et al.*, 2001; AXELSON, 2005, WIEGNER, WATTS, 1986; GHIKA *et al.*, 1993). Porém, no estudo de PANDYAN *et al.* (2001) seu uso é passível de críticas, pois não foi feita a medida da distância entre o ponto de aplicação de força e o centro da articulação; não resultando na medição correta do torque resistivo (DANTAS, 2008). As críticas estendem-se também à modelagem das forças medidas, pois a amostra utilizada foi de pacientes com espasticidade, com grande influência de um componente reflexo no torque total, podendo introduzir erros em sua medida (DANTAS, 2008). Outros autores (LEE *et al.*, 2004; GORDON *et al.*, 2006) optaram pelo uso de manguitos para medição do torque, contudo, sem detalhar o funcionamento do sistema.

Na maioria dos trabalhos, os autores utilizaram dispositivos mecânicos controlados para entrada pré-determinada de torque (WIEGNER, WATTS, 1986), velocidade angular (PISANO *et al.*, 1996; GIELEN, HOUK, 1989) e frequência de realização de movimento (MIRBAGHERI *et al.*, 2001; LEHMANN *et al.*, 1989). O uso desses equipamentos proporciona maior controle das variáveis estudadas (minimizando a variabilidade), porém limita sua aplicação ao ambiente laboratorial, visto que apresentam custo maior e requerem um protocolo mais sofisticado. Menos utilizados, os métodos manuais assemelham-se mais à avaliação clínica; porém são menos robustos que os métodos controlados (WOOD *et al.*, 2005). Isso ocorre devido ao menor controle das características do movimento estudado (ângulo articular, velocidade e aceleração angulares) e da força aplicada. Contudo, o uso de um sinal de *feedback* visual ou auditivo como guia para o avaliador pode minimizar a variabilidade da grandeza de entrada, podendo ser uma alternativa viável ao sistema controlado (WOOD *et al.*, 2005). No presente estudo, um *feedback* visual para controle da amplitude de movimento e velocidade angular gerou resultados satisfatórios, visto que a velocidade média entre as periodicidades não diferiu estatisticamente ( $p = 0,3946$ ). Seu desenvolvimento constituiu um importante aperfeiçoamento do Sistema de Quantificação Mecânica, pois houve considerável melhora do controle da periodicidade de movimento, quando comparado ao observado nos resultados de DANTAS (2008). Portanto, justifica-se a comparação dos resultados desse estudo com trabalhos que utilizaram como variável de controle o deslocamento articular ou a velocidade angular.

Nos estudos cujo protocolo baseou-se na entrada controlada de deslocamento articular (ou velocidade angular), diversas formas de onda foram utilizadas, sendo as mais comuns: senoidal, randômica e em rampa (WOOD *et al.*, 2005). Nas formas de onda em rampa (técnica *ramp and hold*), mais semelhantes à avaliação clínica e a

realizada nesse estudo, o movimento é feito em velocidade constante em uma amplitude articular, sendo ambos pré-definidos. Uma limitação dessa técnica é relativa ao período de aceleração e desaceleração durante o início e fim do movimento (WOOD *et al.*, 2005), tendo sido contornada nesse estudo retirando-se os 30% iniciais e finais dos sinais relativos os trechos de extensão analisados (semelhante ao realizado por MCCREA *et al.* (2003). Contudo, a aceleração média no trecho considerado não foi exatamente nula, mas de valor pequeno o suficiente para não influenciar os resultados. Tal afirmação é baseada no fato do torque inercial, elemento componente do torque total (Equação 1) influenciado pela aceleração, ter sido muito pequeno quando comparado ao torque gerado pelo elementos elástico, principalmente na periodicidade de 8 s (Figura 52). Portanto, a retirada do início e do final do movimento foi considerada medida satisfatória no que concerniu à influência da aceleração sobre o torque resistivo passivo.

GIELEN e HOUK (1989), utilizaram um protocolo *ramp and hold* na musculatura flexora de punho, ao proporem um modelo matemático abrangendo o reflexo de estiramento e as propriedades mecânicas musculares. Os autores afirmaram que as respostas reflexas apresentaram relação não linear com a velocidade de estiramento; porém, em velocidades baixas, a resposta do conjunto músculo-fuso neuromuscular-vias reflexas (denominado servo motor) é linearmente determinada pelo estiramento muscular (proporcional ao deslocamento angular). Em velocidades altas, sua resposta é principalmente determinada pela velocidade angular. Entretanto, os autores não especificaram qual seria a faixa de velocidade considerada alta ou baixa. PISANO *et al.* (1996) avaliaram a resposta resistiva ao movimento de extensão de punho em pessoas saudáveis nas velocidades entre 10°/s e 500°/s, e observaram a presença do reflexo de estiramento somente a partir da velocidade de 100°/s, semelhante ao reportado por WIEGNER e WATTS (1986). MCCREA *et al.* (2003), ao avaliarem as

curvas do torque resistivo  $\times$  ângulo, em velocidades progressivamente maiores (30°/s a mais baixa e 180°/s a mais alta, com amplitude de movimento de aproximadamente 80°), verificaram que o efeito da interação entre velocidade e posição na resistência passiva foi pequeno e a relação entre torque resistivo e deslocamento angular foi linear em todas as velocidades testadas. Os autores não fizeram menção à influência do reflexo de estiramento em nenhuma das velocidades testadas.

De acordo com o exposto acima, a assunção de linearidade para a relação torque resistivo-deslocamento na velocidade utilizada nesse estudo é justificada. O modelo de segunda ordem massa–mola–amortecedor (I-K-B) (Equação 1) contempla as características fisiológicas musculares de elasticidade e viscosidade (PROSKE, MORGAN, 1999; AXELSON, 2005; GAJDOSIK, 2001), além da inércia, tendo sido utilizado em alguns estudos (PATRICK *et al.*, 2001; MCCREA *et al.*, 2003; PROCHAZKA *et al.*, 1997; SALAZAR-TORRES *et al.*, 2003; LEE *et al.*, 2002). O tendão, por ter extensibilidade mínima quando comparada a extensibilidade muscular (GAJDOSIK, 2001) teve seu comprimento considerado constante e, portanto, não participou da análise. Em alguns casos, quando a velocidade é controlada e constante ou a frequência de movimento é pequena (abaixo de 1 Hz), a aceleração é considerada pequena o suficiente para justificar a retirada do componente inercial do modelo (PATRICK *et al.*, 2001; MCCREA *et al.*, 2003). No entanto, o modelo I-K-B não abrange a força de oposição gerada pelo componente reflexo. Segundo a literatura revisada, em velocidades baixas a influência de respostas reflexas à mobilização e ao estiramento muscular pode ser negligenciada. No presente estudo, apesar da velocidade de teste ter sido menor que aquela apontada pelos autores como limiar para reflexo de estiramento (100°/s) e a maior frequência de movimento ter sido de 1 Hz, o torque

inercial foi mantido no modelo, apesar dos resultados terem comprovado que seu valor é realmente inexpressivo, como anteriormente mencionado.

Como descrito no Capítulo 4, o comportamento de elementos elásticos guardam semelhança com o comportamento de elementos capacitivos, sendo a analogia válida também entre elementos viscosos e elementos resistivos. Então, buscou-se um protocolo com frequências de movimento progressivamente menores, para melhor caracterização do componente elástico do sistema. Os resultados confirmaram essa expectativa, pois na maior periodicidade (menor frequência) o valor médio de K foi menor (K é proporcional ao inverso da capacitância) e apresentou menor dispersão sendo, portanto, coerente com uma amostra de pessoas saudáveis e homogênea quanto às características antropométricas. O valor médio de B também se comportou como esperado, apresentando pouca variação entre as diferentes periodicidades (de acordo com sua analogia com um elemento resistivo). No entanto, seu valor médio na periodicidade de 2 s diferiu dos demais. Não foi possível apontar uma causa para esse comportamento, uma vez que a velocidade média entre as diferentes periodicidades não diferiu estatisticamente ( $p = 0,3946$ ).

Apesar de ser uma propriedade muscular conhecida e importante, a viscosidade e o torque viscoso apresentaram valores muito pequenos nesse estudo. Isso pode ter ocorrido em função do protocolo utilizado, visto que foram analisadas amplitudes articulares progressivamente menores ( $< 40^\circ$ ) em trechos com menor variação de velocidade. Essas características, aliadas a uma velocidade pequena de movimento, podem não ter sido suficientes para evidenciar o comportamento viscoso do sistema. Segundo LEE *et al.* (2002), em velocidades inferiores a  $10^\circ/s$  o modelo I-B-K seria reduzido a somente o componente dependente da posição (K), coerente com o afirmado por GIELEN e HOUK (1989), descrito anteriormente. De acordo com o resultado desse

estudo, essa regra também se estenderia às velocidades em torno de 13 °/s. A diferença entre os grupos 1 e 3 de atividade física ( $p < 0,05$ ) na periodicidade de 8 segundos indica que mais investigações devem ser feitas, observando-se o comportamento do sistema biomecânico em outras velocidades de movimento e controlando-se o tipo de atividade física realizada, o que não aplicado nesse estudo.

Na ausência de um protocolo estabelecido para avaliação manual de tônus muscular, e com a prerrogativa justificada anteriormente de se variar a frequência de movimento para melhor evidência dos elementos elásticos do sistema (cujo comportamento é representado pelo coeficiente elástico do modelo), a extensão de cotovelo foi avaliada em quatro periodicidades: 8, 4, 2 e 1 s. De acordo com a Figura 43, o valor de K foi aumentando com a diminuição do período de movimento. Esse comportamento foi considerado coerente, uma vez que esse coeficiente é inversamente proporcional ao deslocamento angular (que diminuiu progressivamente). Contudo, o desvio padrão de K aumentou, sendo maior na menor periodicidade. Justificativa para essa afirmação tem bases metodológicas. Sendo o SQM um sistema de avaliação manual, mesmo com o uso do *feedback* visual, a realização de um movimento uniforme em periodicidades e deslocamentos menores é mais difícil, como pode ser visto no *box plot* das acelerações nas diferentes periodicidades (Figura 38). A comparação com os resultados de outros estudos não pode ser feita de forma direta, pois esses dependem altamente dos protocolos utilizados e não foram encontrados trabalhos com protocolos semelhantes no que concerniu deslocamento angular, velocidade e frequência de movimento.

O tônio muscular normal pode ser usado como indicador de ausência de alterações musculares e utilizado para avaliação dos efeitos de tratamentos físicos e

medicamentosos (LIN *et al.*, 2005). Contudo, a influência de fatores não patológicos, como sexo e idade ainda não estão estabelecidos.

LIN *et al.* (2005) avaliaram a diferença do coeficiente de rigidez (semelhante ao coeficiente de elasticidade obtido nesse estudo) e do coeficiente de viscosidade entre homens e mulheres e entre jovens e idosos. Os autores observaram que ambos os coeficientes diferiram entre os grupos, sendo os homens e os jovens os grupos com valores maiores de rigidez. Resultados semelhantes foram encontrados por PISANO *et al.* (1996). Em ambos os trabalhos, essas diferenças foram atribuídas ao volume muscular, tendo em vista que mulheres e idosos apresentaram menor peso – segundo os autores, menor volume muscular. Não houve diferença entre os grupos quando os coeficientes foram normalizados pelo peso (LIN *et al.*, 2005), contribuindo para a hipótese de que a quantidade de massa muscular seria a principal determinante da diferença de tônus em pessoas saudáveis. GAJDOSIK (2001) também não encontrou diferenças na complacência passiva entre homens e mulheres quando essa foi normalizada pela massa e o comprimento dos músculos.

Neste trabalho houve diferença estatística entre homens e mulheres no que concerniu à AMTB e ao coeficiente K, sendo os valores maiores apresentados pelos homens (semelhante aos trabalhos anteriormente citados). De acordo com o comportamento de K entre os grupos e com a grande influência do torque elástico no torque total, considerou-se o coeficiente K o índice mais apropriado nesse estudo, para caracterização do tônus muscular.

A relação entre resistência passiva e massa muscular, apesar de apontada pelos autores, foi estudada somente no trabalho de WIEGNER e WATTS (1986) que compararam a rigidez elástica (medida da inclinação da curva torque resistivo x deslocamento) com estimativa antropométrica do volume muscular, e encontraram

correlação de 0,76. No presente trabalho, optou-se por comparar o coeficiente K à estimativa antropométrica da área de secção transversa do braço, devido ao resultado dessa equação ser comparável à estimativa da área de secção transversa por meio de imagem (tomografia computadorizada) (JORDÃO JR. *et al.*, 2004). A correlação entre as variáveis foi menor que a obtida por WIEGNER e WATTS (1986) ( $r = 0,5403$ , na periodicidade de 8 s), o que merece algumas considerações.

A primeira delas é referente à diferença entre as equações antropométricas utilizadas. Para o cálculo do volume muscular do braço, os autores (WIEGNER, WATTS, 1986) aproximaram seu formato ao de um cilindro e fizeram o cálculo a partir de três circunferências equidistantes do cotovelo até o ombro. A introdução de erros com essa medida é clara, considerando que os músculos não apresentam formato uniforme em todo o comprimento do braço, além da presença de tecido adiposo e ósseo, indistinguíveis do tecido muscular na equação. O cálculo da AMTB (Equação 6) trata-se de uma estimativa obtida pela aproximação de formas geométricas (cilindros) ao formato do braço, que conta com a medida da dobra cutânea tricipital para minimização do erro (POMPEU *et al.*, 2004). Novamente, tal estimativa considera erroneamente o braço como cilindro, além de considerar homogênea a distribuição da gordura. Porém, como subtrai de seu cálculo a estimativa da área de gordura e abrange somente a região média do braço, considerou-se que a equação da AMTB é menos sujeita aos erros que a medida de volume muscular, que provavelmente, superestima o volume muscular real. A inclusão do úmero na medida da AMTB também é sujeita a críticas. No presente estudo buscou-se uma equação alternativa que desconsiderasse o diâmetro ósseo. A equação proposta por (JORDÃO JR. *et al.*, 2004) buscou minimizar esse erro. No entanto, a correlação com essa nova AMTB não diferiu da comparação anterior. Optou-se, então, por manter a equação original. Com isso, acredita-se que a baixa correlação da

AMTB com o coeficiente K teve duas possíveis causas. A primeira, relacionada com o exposto anteriormente, é devida ao erro inerente ao cálculo da AMTB, visto que esta depende da medida da dobra cutânea tricipital, conhecidamente fonte de erros (POMPEU *et al.*, 2004). A segunda, mais importante segundo os autores desse trabalho, é a de que a AMTB, apesar de fortemente relacionada às medidas de resistência muscular (ou rigidez elástica muscular), não é sua única fonte de influência.

O tônus muscular tem importante papel sob o ponto de vista do controle motor. Acredita-se que a resistência ao estiramento muscular provê estabilidade postural ao sistema músculo-esquelético contra menores perturbações dos membros (AXELSON, 2005). Como exposto no Capítulo 2, alguns autores (BEAR *et al.*, 2002; LUNDY-EKMAN, 2004; KANDEL *et al.*, 2003) apontam a influência de elementos constituintes do Sistema Nervoso Motor (neurônios motores inferiores, circuitos de controle e áreas de planejamento motor) na geração e no controle do tônus muscular. Contudo, a influência da atividade motoneuronal no tônus muscular de repouso ainda está sob discussão. Segundo KNUTSON e OWENS (2003), a crença de que o tônus existe devido a uma baixa frequência de impulsos vindos da medula espinhal via motoneurônios  $\alpha$  é errônea. Estudos microneurográficos concluíram que a atividade fusimotora é ausente ou negligenciável em músculos humanos mantidos em estado relaxado (KNUTSON e OWENS, 2003). HERMANN e SCHAUMBERG *apud* LEHMANN *et al.*, 1989, não encontraram diferenças na relação comprimento-tensão do músculo tríceps sural antes e depois de bloqueio nervoso periférico. No entanto, outros autores (AXELSON, 2005; GAJDOSIK, 2001; KNUTSON e OWENS, 2003) atribuem grande influência das ligações cíclicas entre a actina e a miosina na geração do tônus muscular de repouso. Essas ligações seriam causadas pela tendência dos filamentos contráteis de se manterem ligados quando mantidos em repouso (KNUTSON e

OWENS, 2003) e por um baixo nível de atividade elétrica não mensurável pela EMG de superfície (GAJDOSIK, 2001). Essa aparente contradição entre a influência ou não de atividade nervosa na geração do tônus muscular de repouso, junto com os resultados desse estudo, sugerem que grande parte do tônus é devido aos elementos biomecânicos que conferem propriedades elásticas e viscosas ao músculo, porém, a interação desses elementos com atividade nervosa presente durante o repouso não pode ser descartada. Obviamente, essa influência neurológica não é quantificada pela AMTB, mas pode estar contida no coeficiente K do modelo.

# Capítulo 7

## Conclusão

O aperfeiçoamento do sistema anteriormente desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica para quantificação mecânica de movimentos articulares e o estabelecimento de um *feedback* visual foram medidas consideradas relevantes no que se refere ao controle de grandezas importantes (deslocamento angular, velocidade angular média e periodicidade de realização do movimento) para a caracterização quantitativa do tônus muscular. Contudo, a mudança do posicionamento dos sensores e do sujeito avaliado (que, originalmente, ficava deitado), apesar de ter proporcionado maior conforto, reduzindo erros inerentes ao mau posicionamento, pode limitar o uso do equipamento em pacientes com seqüelas crônicas de AVE, que muitas vezes incluem encurtamento da musculatura peitoral (reduzindo a abdução do braço).

O modelo massa-mola-amortecedor, associado a um protocolo de controle da velocidade de movimento, resultou em um coeficiente elástico (K) sensível às diferenças existentes entre homens e mulheres. No entanto, não foi sensível à frequência semanal de treinamento físico.

A adequação do coeficiente K ao objetivo inicial de desenvolvimento de um índice de quantificação de tônus foi corroborada por sua correlação com a AMTB, adotado como padrão-ouro nesse trabalho. Entretanto, apesar de ter se mostrado adequado para investigação do tônus em pessoas saudáveis, podendo ser útil para investigação de questões relacionadas ao envelhecimento, treinamento físico, alongamento, entre outros; o uso do coeficiente K não é suficiente para uma quantificação mais detalhada do tônus muscular alterado devido a patologias

neurológicas, uma vez que a modelagem utilizada não envolveu alterações de origem reflexa.

Apesar de ser apontada por muitos autores como uma propriedade muscular importante, a viscosidade não foi evidenciada nesse estudo. Acredita-se que as causas desse comportamento foram de origem metodológica.

Considerando que o uso de diferentes coeficientes para caracterização de um sistema fisiológico pode dificultar sua empregabilidade na prática clínica e que o coeficiente K foi suficiente para identificar pequenas diferenças entre os grupos avaliados, conclui-se que seu uso como índice único na velocidade angular utilizada e na periodicidade de 8 s pode ser considerado para a quantificação de tônus muscular saudável.

Como sugestões de continuidade para trabalhos futuros poderiam ser mencionados:

- Adaptação do suporte do antebraço e braço para que o paciente fique em decúbito lateral e a avaliação possa ser feita em pacientes com impedimento para abdução de braço;
- Ampliação do modelo de análise das variáveis mecânicas com a introdução de elementos representativos da resposta reflexa ao movimento.

# Referências Bibliográficas

- AROKOSKI, J. P. A., SURAKKA, J., OJALA, T., *et al.*, 2005, "Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter", *Physiological Measurement*, v. 26, n. 3, pp. 215–228.
- AXELSON, H. W., 2005, *Muscle Thixotropy – Implications for human motor control*. D.Sc. thesis, Uppsala University, Uppsala, Sweden.
- AXELSON, H. W., 2004, "Human motor compensations for thixotropy-dependent changes in muscular resting tension after moderate joint movements", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 182, n. 3, pp. 295–304.
- BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2002, *Neurociências–Desvendando o Sistema Nervoso*. 2 ed. Porto Alegre, Artmed.
- CAMERON, M., 1999, *Physical Agents in Rehabilitation: From Research to Practice*. 1 ed. Philadelphia, Pennsylvania, W.B. Saunders Company.
- DANTAS, A. R., 2008, *Sistema de quantificação mecânica aplicado à avaliação de espasticidade*. Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- FOSS, M. L., KETHEYIAN, S. J., FOX, E. L., 1998, *Fox's Physiological Basis for Exercise and Sport*. 6 ed. Boston, WCB McGraw Hill.
- FRISANCHO, A. R., 1974, "Triceps skin fold and upper arm muscle size norms for assessment of nutritional status", *American Journal of Clinical Nutrition*, v. 27, n. 10, pp. 1052–1058.
- FRISANCHO, A. R., 1981, "New norms of upper limb fat and muscle areas for assessment of nutritional status", *American Journal of Clinical Nutrition*, v. 34, n. 11, pp. 2540–2545.
- GAJDOSIK, R. L., 2001, "Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications", *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 2, pp. 87–101.
- GHIKA, J., WIEGNER, A. W., JIAN, J. F., *et al.*, 1993, "Portable system for quantifying motor abnormalities in Parkinson's disease", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 40, n. 3, pp. 276–283.
- GIELEN, C. C. A. M., HOUK, J. C., 1989, "A model of the motor servo: Incorporating nonlinear spindle receptor and muscle mechanical properties", *Mathematical and Computer Modelling*, v. 12, n. 3, pp. 380.

- GORDON, L. M., KELLER, J. L., STASHINKO, E. E., *et al.*, 2006, "Can Spasticity and Dystonia Be Independently Measured in Cerebral Palsy?", *Pediatric Neurology*, v. 35, n. 6, pp. 375–381.
- GREGSON, J. M., LEATHLEY, M., MOORE, A. P., *et al.*, 1999, "Reliability of the tone assessment scale and the modified Ashworth scale as clinical tools for assessing poststroke spasticity", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 80, n. 9, pp. 1013–1016.
- GURFINKEL, V., CACCIATORE, T. W., CORDO, P., *et al.*, 2006, "Postural muscle tone in the body axis of healthy humans", *Journal of Neurophysiology*, v. 96, n. 5, pp. 2678–2687.
- HAINES, D. E., 1997, *Fundamental Neuroscience*. 2 ed. New York, Churchill Livingstone.
- JORDÃO JR., A. A., BELLUCCI, A. D., DUTRA DE OLIVEIRA, J. E., *et al.*, 2004, "Midarm computerized tomography fat, muscle and total areas correlation with nutritional assessment data", *International Journal of Obesity*, v. 28, n. 11, pp. 1451–1455.
- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M., 2003, *Princípios da Neurociência*. 4 ed. São Paulo, Manole.
- KNUTSON G.A., OWENS, E. F., 2003, "Active and passive characteristics of muscle tone and their relationship models of subluxation/joint dysfunction–Part I", *J Can Chiropr Assoc.*, v. 47, n. 3, pp. 168–179.
- LANCE, J. W., 1980, "The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture", *Neurology*, v. 30, n. 12, pp. 1303–1313.
- LEE, H. M., CHEN, J. J. J., JU, M. S., *et al.*, 2004, "Validation of portable muscle tone measurement device for quantifying velocity–dependent properties in elbow spasticity", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 5, pp. 577–589.
- LEE, H. M., HUANG, Y. Z., CHEN, J. J. J., *et al.*, 2002, "Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors", *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, v. 72, n. 5, pp. 621–629.
- LEHMANN, J. F., PRICE, R., DELATEUR, B. J., *et al.*, 1989, "Spasticity: Quantitative measurements as a basis for assessing effectiveness of therapeutic intervention", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 70, n. 1, pp. 6–15.

- LEONARD, C. T., STEPHENS, J. U., STROPPEL, S. L., 2001, "Assessing the spastic condition of individuals with upper motoneuron involvement: Validity of the Myotonometer", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 10, pp. 1416–1420.
- LIN, C. C. K., JU, M. S., HUANG, H. W., 2005, "Gender and age effects on elbow joint stiffness in healthy subjects", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 1, pp. 82–85.
- LUNDY–EKMAN, L., 2004, *Neurociência–Fundamentos para a Reabilitação*. 2ed. Rio de Janeiro, Elsevier.
- MASLA,T., HANNON,J.C., 2008, "Human resting muscle tone (HRMT): Narrative introduction and modern concepts", *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, doi: 10.1016/j.jbmt.2008.05.007.
- MCCOMAS, A. J., 1996, *Skeletal Muscle: Form and Function*. 1ed. Champaign, Human Kinetics Publishers.
- MCCREA, P. H., ENG, J. J., HODGSON, A. J., 2003, "Linear spring–damper model of the hypertonic elbow: Reliability and validity", *Journal of Neuroscience Methods*, v. 128, n. 1–2, pp. 121–128.
- MIRBAGHERI, M. M., BARBEAU, H., LADOUCEUR, M., *et al.*, 2001, "Intrinsic and reflex stiffness in normal and spastic, spinal cord injured subjects", *Experimental Brain Research*, v. 141, n. 4, pp. 446–459.
- NORTON K., OLDS T. , 2005, *Antropometrica*. 1 ed. Porto Alegre, Artmed.
- O'DWYER, N. J., ADA, L., NEILSON, P. D., 1996, "Spasticity and muscle contracture following stroke", *Brain*, v. 119, n. 5, pp. 1737–1749.
- OLDFIELD, R.C., 1971, "The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory", *Neuropsychologia*, v. 9, n. 1, pp. 97-113.
- PANDYAN, A. D., PRICE, C. I. M., RODGERS, H., *et al.*, 2001, "Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity", *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 10, pp. 859–865.
- PATRICK, S. K., DENINGTON, A. A., GAUTHIER, M. J. A., *et al.*, 2001, "Quantification of the UPDRS rigidity scale", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 9, n. 1, pp. 31–41.
- PISANO, F., MISCIO, G., COLOMBO, R., *et al.*, 1996, "Quantitative evaluation of normal muscle tone", *Journal of the Neurological Sciences*, v. 135, n. 2, pp. 168–172.

- PISANO, F., MISCIO, G., DEL CONTE, C., *et al.*, 2000, "Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients", *Clinical Neurophysiology*, v. 111, n. 6, pp. 1015–1022.
- POMPEU, F. A. M. S., GABRIEL, D., GAMA PENA, B., *et al.*, 2004, "Arm cross-section areas: Technical implications and applications for body composition and maximal dynamic strength evaluation", *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 10, n. 3, pp. 202–211.
- PROCHAZKA, A., BENNETT, D. J., STEPHENS, M. J., *et al.*, 1997, "Measurement of rigidity in Parkinson's disease", *Movement Disorders*, v. 12, n. 1, pp. 24–32.
- PROSKE, U., MORGAN, D. L., 1999, "Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle?", *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, v. 20, n. 5–6, pp. 433–442.
- SALAZAR-TORRES, J. D. J., PANDYAN, A. D., PRICE, C. I. M., *et al.* "Biomechanical Characterization of the Stretch Reflex Activity as an Approach to Spasticity Measurement and Modeling—A pilot study". In: *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1491–1494, Cancun, Mexico, Sept, 2003.
- SHEEAN, G., 2002, "The pathophysiology of spasticity", *European journal of neurology : the official journal of the European Federation of Neurological Societies*, v. 9 Suppl 1, n. pp. 3–9.
- TEIXEIRA, M. J., FONOFF, E. T., 2004, "Tratamento cirúrgico da espasticidade", *Rev. med. São Paulo*, v. 83, n. 1/2, pp. 17–27.
- WIEGNER, A. W., WATTS, R. L., 1986, "Elastic properties of muscles measured at the elbow in man: I. Normal controls", *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, v. 49, n. 10, pp. 1171–1176.
- WOOD, D. E., BURRIDGE, J. H., VAN WIJCK, F. M., *et al.*, 2005, "Biomechanical approaches applied to the lower and upper limb for the measurement of spasticity: A systematic review of the literature", *Disability and Rehabilitation*, v. 27, n. 1–2, pp. 19–32.
- YLINEN, J., TEITTINEN, I., KAINULAINEN, V., *et al.*, 2006, "Repeatability of a computerized muscle tonometer and the effect of tissue thickness on the estimation of muscle tone", *Physiological Measurement*, v. 27, n. 9, pp. 787–796.

# Anexo 1

## QUANTIFICAÇÃO DE TÔNUS MUSCULAR – ANAMNESE

Número:

Nome do Arquivo:

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

### 1) Dados Pessoais

Nome:	
	Telefone:

### 2) Dados Físicos

Altura:	Peso:
Idade:	Comprimento do braço:
Prega cut. Tricipital:	Circunferência do braço:

### 3) Pratica alguma atividade física?

<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não
Qual atividade:	Já praticou alguma atividade?
Frequência:	Qual tipo:
Duração da sessão:	Frequência:
Quando foi a ultima sessão:	Duração da sessão:
	Há quanto tempo inativo:

### 4) Dados Clínicos

Você bebe?	Frequência semanal:
Utiliza drogas?	Frequência semanal:
Utiliza algum medicamento?	Qual:
Cumprir alguma dieta alimentar específica?	Qual: Desde quando:
Utiliza ou utilizou medicamento anabolizante?	Qual:
	Quando:
	Frequência
Apresenta algum problema osteo-mio-articular em membro superior?	Qual:

**Obs:**

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)