



**COPPE/UFRJ**

**AVALIAÇÃO OBJETIVA DO TÔNUS MUSCULAR EM IDOSOS PRATICANTES  
DE ATIVIDADE FÍSICA**

Danielle Polato

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.

Orientador(es): Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro

Maio de 2010

AValiação OBJETIVA DO TÔNUS MUSCULAR EM IDOSOS  
PRATICANTES DE ATIVIDADE FÍSICA

Danielle Polato

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.

Examinada por:

---

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

---

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Prof. Líliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2010

Polato, Danielle

Avaliação Objetiva do Tônus Muscular em Idosos Praticantes de Atividade Física / Danielle Polato. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

IX, 69 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2010.

Referencias Bibliográficas: p. 62-69.

1. Atividade física. 2. Coeficiente elástico. 3. Mínimos quadrados. I. Souza, Marcio Nogueira *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

“Don’t worry, be happy”

Bob Marley

***Agradeço...***

*ao ser supremo, aquele que me enche de ânimo e coragem para prosseguir.  
Obrigada Deus por me trazer até aqui, atribuo a ti todas as minhas conquistas.*

*...ao querido Marco Antônio Cavalcante Garcia, por ter me inserido no meio acadêmico, por suas orientações, sua paciência, por ter me levado aos meus primeiros congressos e por ter me apresentado aquela que se tornaria muito mais que uma orientadora...*

*...à minha amiga Bruna Maria de Paula, por ter me ensinado tanta coisa, ter incentivado a fazer a prova para admissão ao mestrado e ter acreditado no meu potencial;*

*...aos meus orientadores Márcio N. de Souza e Alexandre V. Pino, pela enorme dedicação, por mostrarem tamanho amor à profissão e terem me incentivado, cada um do seu jeito, a dar o meu melhor;*

*...ao amigo e companheiro, meu amado marido Rafael Bittencourt Alves, meu maior incentivador, por entender minhas ausências e aplaudir minhas vitórias;*

*...aos amigos Marcelo, Igor, Fernanda e Júnior, pelas horas de estudo, almoços e risadas no início da jornada;*

*...aos companheiros de laboratório por dividir as angústias e me fazerem dar tantas risadas;*

*...ao nosso maior colaborador Daniel Morim pela enorme ajuda prestada, sem ele meus programas não teriam dado certo;*

*...à minha mãe Rosângela Polato por, de alguma forma, ter me ajudado a chegar até aqui;*

*...aos amigos Cláudio Zimbarra, vó Anna e Helder Nascimento, pelo apoio logístico.*

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

AVALIAÇÃO OBJETIVA DO TÔNUS MUSCULAR EM IDOSOS  
PRATICANTES DE ATIVIDADE FÍSICA

Danielle Polato

Maio/2010

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza  
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

O presente estudo contou com a participação de 74 voluntários saudáveis, com idade média de  $71,7 \pm 7,0$  anos, divididos em dois grupos, sedentários (grupo 1) e praticantes de atividade física (grupo 2), sendo este dividido em três sub-grupos: hidroginástica, musculação e alongamento. O objetivo foi comparar o tônus muscular de idosos sedentários e praticantes de atividade física, a fim de contribuir para o aprimoramento de programas de ginástica para terceira idade na manutenção do tônus muscular em idosos participantes. Para isso, foram adquiridos sinais de deslocamento angular da articulação do cotovelo, força aplicada para gerar movimento passivo e eletromiografia dos músculos agonistas e antagonistas do movimento de flexão e extensão. Apenas o trecho referente à extensão foi considerado para análise. As parcelas referentes aos torques viscoso e inercial se mostraram ínfimas quando comparadas ao torque elástico. O valor médio do coeficiente elástico (K) apresentou diferença significativa entre os grupos em todas as amplitudes testadas. Mas, apenas os grupos de alongamento e força diferiram significativamente com o de sedentários, além disso, essa diferença foi observada somente nas amplitudes de 52 e 104 °. Os grupos de força e alongamento apresentaram valores médios do K menores que os outros dois grupos em todas as amplitudes analisadas. Esses grupos não diferiram entre si em nenhuma das análises.

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

OBJECTIVE ASSESSMENT OF MUSCLE TONE IN THE ELDERLY  
PHYSICALLY ACTIVE

Danielle Polato

May/2010

Advisors: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

This study had the participation of 74 healthy volunteers, mean age  $71.7 \pm 7.0$  years, divided into two groups, sedentary (group 1) and engaged in physical activity (group 2), this last group was divided into three sub-groups: aerobics, weight training and stretching. The goal was to compare the muscle tone of sedentary and physically active elderly in order to contribute to the improvement of fitness programs for seniors in maintaining muscle tone in the elderly participants. For this, the signals of angular displacement of the elbow joint, the force applied to generate passive movement and agonists and antagonists muscles electromyography of flexion and extension movements were acquired. Only the relative segment of the extension was considered for analysis. The values related to the inertial and viscous torques were smaller when compared to the elastic torque. The average value of K showed a significant difference between groups in all the tested ranges. But only the groups of stretching and strength were significantly different with the sedentary group, moreover, this difference was only observed in 52 and 104 ° amplitudes. Strength and stretching groups showed average K values smaller than the other two groups in all studied ranges. Furthermore, these groups did not differ in any analysis.

## Sumário

Capítulo 1.....	1
Introdução .....	1
1.1    Objetivo geral .....	3
1.2    Objetivos específicos.....	3
Capítulo 2.....	4
Fisiologia Muscular .....	4
2.1    Tônus Muscular .....	4
2.2    Fisiologia do músculo.....	6
2.2.1    Estrutura macro e microscópica do músculo esquelético.....	6
2.2.2    Contração Muscular.....	9
2.2.3    Teoria do filamento deslizante .....	11
2.2.4    Unidade Motora (UM) e Fibra Muscular .....	12
2.3    Fisiologia do envelhecimento.....	13
2.4    Treinamento físico recomendado para idosos .....	15
Capítulo 3.....	18
Métodos de Avaliação do Tônus Muscular .....	18
3.1    Na Prática Clínica.....	18
3.2    Métodos Experimentais .....	19
3.3    Equipamentos e técnicas de mensuração de tônus muscular.....	20
3.3.1    Baseados na palpação .....	20
3.3.2    Baseados no movimento passivo.....	22
Capítulo 4.....	27
Materiais e Métodos .....	27
4.1    Sistema de Quantificação de Tônus Muscular .....	27
4.2    Sistema de aquisição de dados.....	29
4.3    Protocolo Experimental .....	30
4.3.1    Casuística.....	30
4.3.2    Local da coleta de dados.....	31
4.3.3    Descrição do experimento .....	31
1)    Posicionamento do voluntário .....	32
2)    Colocação dos eletrodos .....	32
3)    Manobra.....	34



4.4	Processamento e análise dos sinais.....	34
Capítulo 5.....		39
Resultados.....		39
5.1	Força Média.....	39
5.2	Velocidade Média.....	39
5.3	Aceleração Média.....	41
5.4	RMS Médio do Sinal de EMG de tríceps.....	42
5.5	RMS Médio do Sinal de EMG de bíceps.....	43
5.6	Coeficiente Inercial ( $I$ ).....	44
5.7	Coeficiente Viscoso ( $B$ ).....	44
5.8	Coeficiente Elástico ( $K$ ).....	45
Capítulo 6.....		50
Discussão.....		50
Capítulo 7.....		60
Conclusão.....		60
Capítulo 8.....		62
Referências Bibliográficas.....		62

# Capítulo 1

## Introdução

É sabido que o processo de envelhecimento é causado por alterações moleculares e celulares, é biologicamente normal e evolui progressivamente trazendo consigo mudanças fisiológicas (WEINECK, 1991), psicológicas e sociais que influenciam o comportamento do idoso. Ao longo de tal processo há um declínio exponencial das aptidões físicas, surgem alguns distúrbios orgânicos e o corpo sofre modificações (HOLLMANN *et al.*, 2007; ENOKA, 2000)

O Plano de Ação Internacional sobre o Envelhecimento das Nações Unidas e o Estatuto do Idoso estabelecem 60 anos como limiar que define a população idosa. Dados fornecidos pela Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios mostram que 9,6% da população brasileira têm 60 anos ou mais (ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS, 2002; ESTATUTO DO IDOSO, 2003; IBGE/PNAD, 1997-1999). Esse aumento da sobrevivência da população e dos cuidados com a saúde, no entanto, ocasionaram uma elevação significativa nos custos de sistemas de saúde e, por isso há uma crescente necessidade de investimento em pesquisa voltada para essa população, além de desenvolvimento de programas de atividade física.

A atividade física desempenha um papel importante na vida de um idoso, não apenas no que diz respeito aos aspectos fisiológicos, mas também com relação aos benefícios psicossociais e vem sendo incluída na prevenção e minimização dos efeitos deletérios do envelhecimento.

É frequente vermos que idosos ao se aposentarem restringem seu espaço vital, uma vez que a ideologia de produtividade da sociedade atual faz com que o idoso deixe de sentir-se como um ser ativo, e, conseqüentemente, perca as interações com o meio social. A diminuição do desempenho físico no idoso acaba dificultando a realização das atividades diárias e a manutenção de um estilo de vida saudável, gera apatia, auto desvalorização, insegurança e, conseqüentemente, leva o idoso ao isolamento social e à solidão. Nesse sentido, as sensações de bem-estar e prazer que a atividade física proporciona aumentam significativamente a motivação pela participação em grupos que envolvam exercícios e atividades feitos com as mais diversas pessoas.

As mudanças fisiológicas, antropométricas e funcionais que ocorrem com o envelhecimento são graduais e progressivas como incremento do peso, perda da massa

livre de gordura, diminuição da altura, aumento da gordura corporal, diminuição da densidade óssea e da massa muscular (MCARDLE *et al.*, 2003). Ocorre, ainda, perda de 10% a 20% na força muscular, diminuindo a habilidade para manter a força estática, aumento do índice de fadiga muscular, diminuição da capacidade para a hipertrofia, diminuição no tamanho e número de fibras musculares, diminuição na capacidade de regeneração, diminuição das enzimas glicólicas e oxidativas, glicogênio e outros (MATSUDO e MATSUDO, 1992).

O enfraquecimento muscular ou sarcopenia pode ter um efeito marcante na autonomia funcional dos idosos, comprometendo a execução de atividades que exijam um grau mínimo de força. O declínio da força está diretamente relacionado com a redução de massa muscular que ocorre com a idade. Com o treinamento apropriado, indivíduos idosos são capazes de aumentar a massa muscular e, conseqüentemente, a força. O *American College of Sports Medicine* (ACSM, 1998) recomenda o treinamento de força, de resistência e de flexibilidade para indivíduos idosos.

Uma constante preocupação dos exercícios e atividades desenvolvidas nos programas de ginástica para terceira idade tem sido a manutenção do tônus muscular. O tônus muscular é um termo que inclui muitas propriedades diferentes, tais como elasticidade, viscosidade e contratilidade e sua importância reside nas funções associadas ao controle motor e estabilidade articular. Os elementos viscosos e elásticos conferem ao músculo um comportamento semelhante ao de uma mola em série com um amortecedor, permitindo o armazenamento de energia nas mais variadas tarefas, como na manutenção da postura em decorrência da combinação das características acima, economizando energia e resistindo a um estiramento inesperado (KANDEL *et al.*, 2003; MASI, HANNON, 2008). Contudo, a avaliação do tônus muscular é subjetiva e depende da experiência do avaliador, além de ser utilizada somente na prática clínica no diagnóstico de patologias do sistema nervoso.

A definição de tônus muscular mais usada e aceita por grande parte dos profissionais da área é “tônus muscular é a resistência sentida pelo examinador durante o movimento passivo imposto a um membro voluntariamente relaxado” (LANCE, 1980). Cameron (2008), acrescenta dizendo que o tônus seria neurologicamente modulado pelos centros controladores durante o planejamento do movimento. Mas, se um segmento corporal estiver relaxado, a resistência sentida pelo examinador será resultante somente do componente passivo (SHEEAN, 2002). Alguns autores afirmam que o tônus muscular normal em um indivíduo relaxado não envolve atividade reflexa,

nem o tecido conjuntivo. Essa resistência dependeria de componentes biomecânicos, como ligação fraca entre as proteínas contráteis musculares e a titina (LUNDY-EKMAN, 2004; SHEEAN, 2002).

Alguns autores desenvolveram métodos e tecnologias que viabilizam a mensuração de grandezas que permitem inferir sobre o tônus muscular (PANDYAN *et al.*, 2001; O'DWYER *et al.*, 1996; PISANO *et al.*, 1996). Porém, poucos estudos sobre tônus muscular foram realizados abordando a população saudável, bem como diferenças decorrentes do envelhecimento.

## 1.1 Objetivo geral

O objetivo do presente estudo foi utilizar o sistema de quantificação de tônus muscular (SQTM), desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) para comparar o tônus muscular de idosos sedentários e praticantes de atividade física, a fim de contribuir para o aprimoramento de programas de ginástica para terceira idade na manutenção do tônus muscular em idosos participantes.

## 1.2 Objetivos específicos

Para atingir o objetivo geral, foram estipulados os seguintes objetivos específicos:

- Obter banco de dados de resistência à manipulação passiva do antebraço a partir dos sinais não-invasivos de EMG de superfície, dinamometria e goniometria em idosos sedentários e praticantes de atividade física (alongamento, hidroginástica e treinamento de força);
- Analisar os dados coletados utilizando o modelo de PAULA *et al.* (2008a e b), realizando eventuais melhorias no modelo e/ou protocolo proposto;
- Correlacionar os dados estatisticamente significantes com os aspectos fisiológicos ligados ao tônus muscular;
- Comparar os resultados obtidos com os de estudos análogos da literatura.

# Capítulo 2

## Fisiologia Muscular

*Neste capítulo serão apresentados os conceitos relativos a tônus, os aspectos fisiológicos e morfológicos das fibras musculares e os mecanismos de controle do Sistema Nervoso Central (SNC).*

### 2.1 Tônus Muscular

Como a maioria dos distúrbios do movimento é acompanhada por uma alteração no tônus muscular, sua caracterização clínica é de suma importância e, por esse motivo, tem recebido considerável atenção ao longo dos anos, sendo descrito, definido e mensurado de maneiras diferentes na literatura, mas ainda assim, sua definição e quantificação permanecem subjetivas e discordantes.

No início do século 20, Sir Charles Sherrington (1857-1952) intensificou o estudo do tônus muscular por meio de suas observações feitas em animais descerebrados ou com a medula seccionada (GURFINKEL *et al.*, 2006; MASI e HANNON, 2008). Em um dos seus primeiros trabalhos sobre tônus, Sherrington (1907) sugeriu que o chamado tônus muscular reflexo (relativo ao controle involuntário do músculo, sem atividade aparente no EMG) teria um papel importante na manutenção postural. Em estudo posterior (1915), ele tentou provar que o tônus seria inerente da leve e constante tensão mecânica, característica dos músculos normais no seu estado de tonicidade reflexa. Mais tarde, baseado em seus modelos que interrompia vias centrais inibitórias da contração muscular, Sherrington (1919, 1947) concluiu que o tônus muscular resulta de mecanismos reflexos neurogênicos (MASI e HANNON, 2008).

Lance (1980), define tônus muscular como a resistência sentida pelo examinador durante o movimento passivo imposto a um membro voluntariamente relaxado. Essa resistência, segundo alguns autores, é resultante da interação entre as características elásticas e viscosas do tecido contrátil muscular, do tecido conectivo intramuscular, tendão e tecidos articulares (LEONARD *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 1996). Os mesmos autores ressaltam ainda a inércia do membro e o controle reflexivo orientado ao músculo, no qual o principal reflexo envolvido seria o de estiramento, produzindo forças de reação proporcionais à aceleração do movimento.

Outra definição para tônus é que este seria o grau de ativação muscular que antecede o movimento, ou tensão de repouso que serve como base para a contração muscular (CAMERON, 2008). O tônus seria, então, 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 de alerta, quando o movimento estaria iminente (CAMERON, 2008).

Sheean (2002) afirmou que em um segmento corporal suficientemente relaxado a resistência sentida pelo examinador é resultante somente do componente passivo, ou seja, das propriedades elásticas das articulações, vasos sanguíneos, músculos, etc.. O autor complementa afirmando que alterações do tônus, observadas na prática clínica, muitas vezes são causadas por fraqueza muscular ou contração ativa do paciente, quando este não consegue relaxar o suficiente. Lundy-Ekman (2004) concorda com Sheean (2002), quando afirma 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 da proteína muscular titina. Todos esses componentes serão apresentados nas próximas sessões.

O tônus passivo seria, então, resultante da resistência intrínseca dos componentes viscoso e elástico no alongamento muscular passivo, enquanto o tônus ativo seria a prontidão com que o sistema nervoso ativa o músculo em resposta a estímulos (DAVIDOFF, 1992; HAGBARTH, 1994).

Embora as alterações do tônus sejam amplamente estudadas, sua mensuração clínica é feita subjetivamente pela palpação indireta muscular e pelo movimento passivo da articulação em várias velocidades (CAMERON, 2008; YLINEN *et al.*, 2006). No primeiro método, busca-se avaliar a resistência muscular, o que é feito por meio da estimulação da resposta muscular ao reflexo de estiramento, onde uma resposta normal à percussão tendínea seria relacionada ao tônus normal (CAMERON, 2008). No segundo método busca-se avaliar a resistência oferecida ao movimento passivo (sem intervenção do examinado) e relacionada a todas as estruturas conectadas a articulação. Ambos os métodos dependem altamente da experiência e subjetividade do examinador, além de serem pouco sensíveis às pequenas mudanças do tônus e seus resultados podem ser aplicados somente a uma escala ordinal (YLINEN *et al.*, 2006).

A necessidade do estudo quantitativo do tônus muscular fez com que alguns autores desenvolvessem equipamentos a fim de mensurá-lo de forma semelhante ao realizado na avaliação clínica. Técnicas eletrofisiológicas e biomecânicas têm sido utilizadas para o estudo dos componentes intrínsecos e neurais envolvidos em alterações do tônus, principalmente no aumento na resistência muscular ao movimento passivo como consequência da lesão neurológica (LEONARD *et al.*, 2001; PANDYAN *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 2000; YLINEN *et al.*, 2006). Porém, poucos estudos foram realizados abordando a população saudável, o que prejudica o entendimento da flutuação do tônus muscular em uma população normal, bem como diferenças decorrentes do envelhecimento ou da influência do exercício sobre este.

## **2.2 Fisiologia do músculo**

Os músculos são máquinas moleculares que convertem energia química, inicialmente derivada do alimento, em trabalho mecânico, cujo resultado são ações sinérgicas contra uma resistência (ENOKA, 2000). Eles podem ser divididos em: (liso, cardíaco e esquelético, onde cada um possui funções distintas de acordo com o tipo, sendo todos compostos por um grande número de células conhecidas como fibras musculares (COSTILL e WILLMORE, 2001). As fibras musculares, por sua vez, podem ser classificadas de acordo com sua aparência histológica, sendo divididas em estriadas, quando apresentam estriações transversais evidentes, ou lisas, sem estriações evidentes.

O músculo de fibras lisas está presente nas vísceras e paredes dos vasos sanguíneos, é inervado por fibras do sistema nervoso vegetativo e seu controle é involuntário. As fibras estriadas são encontradas na musculatura esquelética e cardíaca, sendo que a primeira é inervada pelo sistema nervoso somático e está sob controle voluntário, enquanto que a segunda está fora do controle voluntário, se contraindo ritmicamente na ausência de qualquer inervação e modulado por fibras do sistema nervoso vegetativo, que têm a função de aumentar ou diminuir a frequência cardíaca (BEAR *et al.*, 2002).

### **2.2.1 Estrutura macro e microscópica do músculo esquelético**

No músculo esquelético existem diferentes níveis de organização macro e microscópica de uma fibra muscular (Figura 2.1). Essas fibras têm, em média, 50 µm de diâmetro no indivíduo adulto e podem aumentar com o treinamento físico. São células

longas, multinucleadas e envolvidas por uma membrana celular excitável denominada sarcolema (BEAR *et al.*, 2002).

Além disso, elas contêm unidades funcionais menores chamadas miofibrilas. Estas são agrupadas e organizadas em três níveis separados por uma fina camada de tecido conjuntivo. Cada fibra muscular é envolvida por uma membrana chamada endomísio. Um conjunto de fibras musculares forma um feixe muscular denominado fascículo, que é envolvido por outra membrana chamada epimísio. Por fim, o músculo é envolvido pelo perimísio, uma membrana que liga as fibras musculares ao tendão (ENOKA, 2000; MCARDLE *et al.*, 2003).

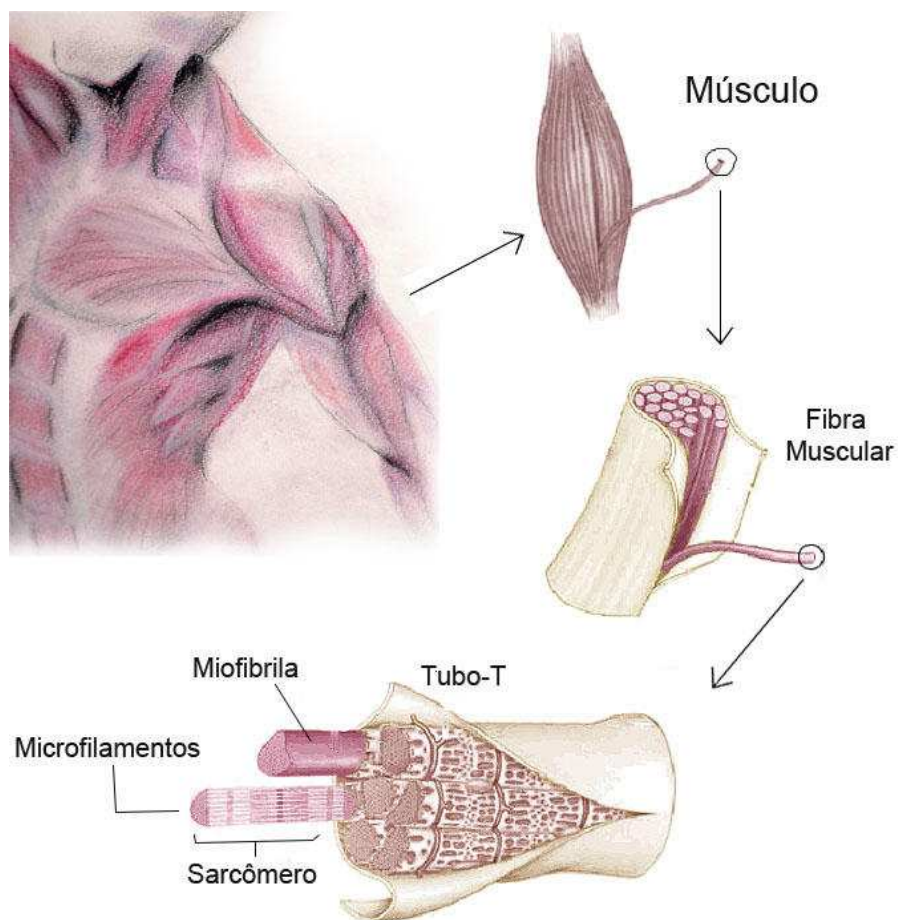


Figura 2.1 – Níveis de organização de uma fibra do músculo esquelético.

Em um nível microscópico, pode-se observar as miofibrilas contráteis, localizadas no citoplasma da fibra muscular esquelética, que percorrem todo o comprimento do músculo e apresentam estrias transversas (os miofilamentos) devido aos filamentos claros e escuros (Figura 2.2). O filamento escuro e mais espesso é chamado de miosina, o filamento claro e mais fino é chamado de actina (HAMILL e



KUNTZEN, 1999). Essas proteínas contráteis estão arranjadas em uma estrutura conhecida como sarcômero (COSTILL e WILLMORE, 2001).

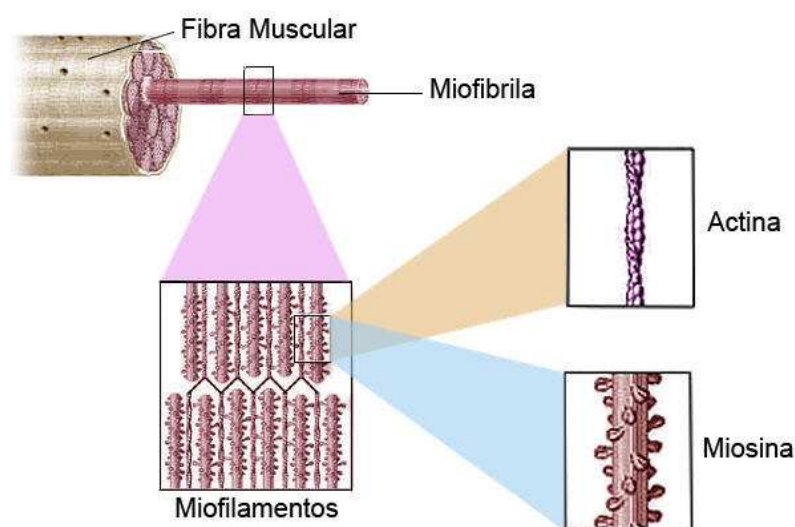


Figura 2.2 – Os miofilamentos actina e miosina.

No sarcômero, o filamento de miosina localiza-se entre dois filamentos de actina. Uma estrutura conhecida como cabeça da miosina se localiza ao longo de todo o filamento de miosina, onde se encontram posicionadas de forma proeminente na miosina, e são responsáveis pela formação de uma ligação conhecida como ponte cruzada, que constitui um meio de interação do filamento de miosina com o de actina.

O filamento de actina, por sua vez é composto por outras duas proteínas, chamadas troponina e tropomiosina. A tropomiosina é uma proteína em forma de tubos, que se dispõe de maneira espiralada em torno do filamento de actina. A troponina é uma proteína que se fixa aos filamentos de actina e tropomiosina e possui uma importante ação conjunta com o  $\text{Ca}^{++}$  liberado pelo retículo sarcoplasmático (RS) no processo de contração muscular (COSTILL e WILLMORE, 2001).

Os miofilamentos são orientados longitudinalmente dentro do sarcômero (Figura 2.3). Os filamentos grossos são encontrados somente nos discos A, que são faixas centrais, mais escuras, cujas extremidades são formadas por filamentos de actina e miosina sobrepostos. Dentro de cada banda A existe uma região mediana mais clara - a banda H - que contém apenas miosina. Já os filamentos finos ou delgados ocupam os discos I, que contêm apenas filamentos de actina. Dentro de cada banda I existe uma linha que se cora mais intensamente, denominada linha Z. Os filamentos delgados estão presos às linhas Z que delimitam o sarcômero e correspondem a várias uniões entre dois

filamentos de actina. Além disso, existe na composição do sarcômero a faixa H, que é o espaço entre os filamentos finos, e a linha M 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.

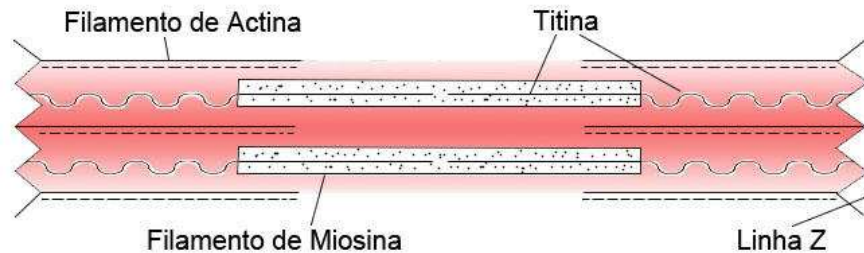


Figura 2.3 - O sarcômero.

## 2.2.2 Contração Muscular

Para que ocorra contração muscular é necessário um estímulo, que é iniciado com a ativação feita pelo SNC e/ou periférico através do potencial de ação (PA). O retículo sarcoplasmático é uma rede longitudinal de tubos que tem a função de armazenar e liberar  $Ca^{++}$ , o qual pode ser visto como um importante íon fundamental para a contração muscular. Mediante estimulação elétrica, o RS libera grandes quantidades de  $Ca^{++}$ , que irão interagir com a troponina (COSTILL e WILLMORE, 2001).

O processo da contração muscular inicia durante a despolarização, quando o potencial de membrana aumenta e torna-se positivo, ocorrendo uma troca de íons sódio ( $Na^{+}$ ) e potássio ( $K^{+}$ ) pela membrana celular. A repolarização acontece logo após, à medida que o potencial de membrana volta a tornar-se negativo, e por uma hiperpolarização quando a voltagem torna-se mais negativa do que a condição de repouso (ENOKA, 2000; GUYTON, 2006; MCARDLE *et al.*, 2003).

O impulso nervoso propaga-se pela membrana das fibras musculares (sarcolema) e atinge o RS, fazendo com que o  $Ca^{++}$  seja liberado. Ao entrar em contato com as miofibrilas, o  $Ca^{++}$  liga-se à troponina e expõe os sítios ativos de ligação da miosina nos filamentos de actina. Então, a cabeça de miosina liga-se à actina, liberando adenosina di-fosfato (ADP). Na força de propulsão, a cabeça da miosina muda de

conformação, os filamentos deslizam uns sobre os outros. Adenosina tri-fosfato (ATP) liga-se à miosina, fazendo a liberação da actina. O ATP é hidrolizado e a cabeça de miosina retorna à sua conformação de repouso.

Assim que cessa o estímulo, o  $\text{Ca}^{++}$  é imediatamente rebombeado para o interior do retículo sarcoplasmático, o que faz cessar a contração. Em condições de repouso, os componentes do sarcômero são impedidos de interagir pela ação reguladora das proteínas Troponina e Tropomiosina, e o  $\text{Ca}^{++}$  é armazenado no RS. Através da despolarização da membrana, o  $\text{Ca}^{++}$  é liberado do RS e a subsequente inibição reguladora da Troponina e da Tropomiosina (Figura 2.4).

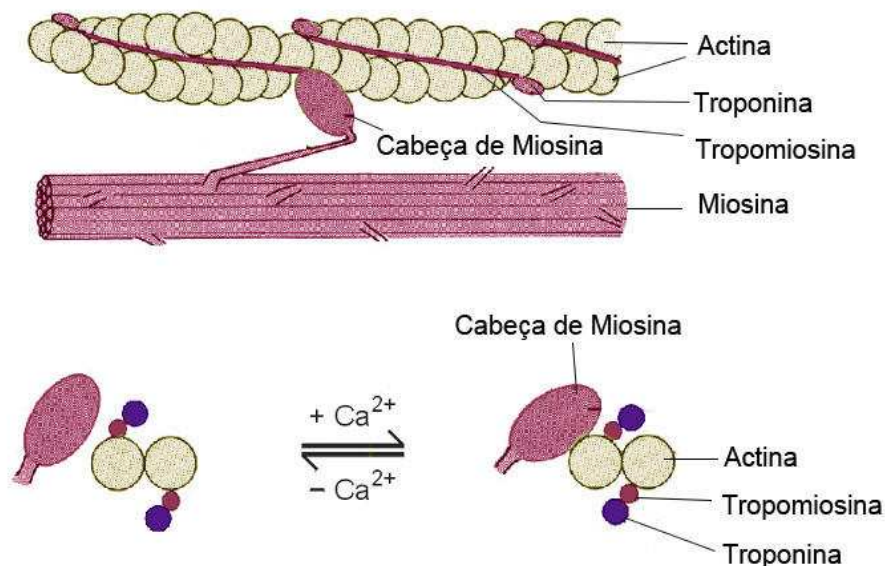


Figura 2.4 – Interação entre actina e miosina.

Existem três tipos de contrações musculares: isotônica, ou dinâmica; isométrica, ou estática; e isocinética. Quando o torque muscular não se iguala à carga de torque, a atividade muscular é chamada de contração isotônica, pois o comprimento muscular se altera. Essa contração pode ser caracterizada como concêntrica ou excêntrica. As contrações concêntricas produzem aceleração de segmentos do corpo; ocorre um encurtamento do músculo durante a contração. As contrações excêntricas desaceleram segmentos do corpo e fornecem absorção de choque; o músculo alonga-se durante a contração (SMITH *et al.*, 1997). O mesmo autor define contração isométrica como sendo aquela que ocorre quando um músculo contrai-se e produz força sem alteração

macroscópica no ângulo da articulação. Esse tipo de contração é usada, normalmente, para manutenção da postura, além de ter a função de estabilizar articulações.

O termo isocinético refere-se a contrações que produzem uma velocidade angular constante do membro; essa restrição é tipicamente imposta por um dispositivo externo, ou seja, um aparelho isocinético (ENOKA, 2000).

### **2.2.3 Teoria do filamento deslizando**

A teoria do filamento deslizando propõe que um músculo se encurta ou alonga porque os filamentos de actina e miosina deslizam uns sobre os outros, sem que os filamentos propriamente ditos mudem de comprimento. O motor molecular que irá acionar esse processo de encurtamento é a ação das pontes cruzadas de miosina. No momento em que estas são ativadas, eles se ligam com muita força à actina, alterando a conformação da ponte cruzada, a qual faz com que a cabeça da miosina incline em direção ao braço da ponte cruzada e tracione os filamentos de actina e de miosina em direções opostas. A energia para que isso aconteça é proporcionada pela hidrólise de ATP (MCARDLE *et al.*, 2003).

Mesmo na ausência de geração de força algumas cabeças de miosina estão ligadas à actina. Essas são chamadas de ligações fracas, que não estão relacionadas à contração muscular, mas segundo Lundy-Ekman (2004), geram resistência ao alongamento muscular.

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 e 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 níveis basais (AXELSON, 2005).

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, enquanto a elasticidade dos tecidos conectivos resulta em variadas respostas ao estiramento em diferentes comprimentos musculares (CAMERON, 1999).

Outra propriedade biomecânica muscular refere-se a relação velocidade-tensão, sugerindo que estes são inversamente proporcionais. À medida que a velocidade de encurtamento aumenta, a quantidade do torque que o músculo pode exercer diminui. Mesmo que os ciclos de pontes transversais aumentem à medida que a velocidade de encurtamento aumenta, a força média exercida por cada ponte diminui e, além disso, podem ocorrer menos ligações de pontes transversas conforme o músculo se encurte rapidamente (ENOKA, 2000).

#### **2.2.4 Unidade Motora (UM) e Fibra Muscular**

A UM é a parte funcional do sistema neuromuscular sendo constituída por fibras de um tipo específico ou por uma subdivisão de um determinado tipo de fibra com o mesmo perfil metabólico (MCARDLE *et al.*, 2003), podendo conter de 100 a mais de 2000 fibras, em média, dependendo do movimento que ela execute. Podem ser classificadas com base em propriedades fisiológicas e mecânicas das fibras musculares que as inervam, como características de contração (força e velocidade de encurtamento), características de tensão e fatigabilidade. A Figura 2.5 apresenta uma UM.

Segundo Enoka (2000), a UM pode ser definida como “o corpo celular e os dendritos de um motoneurônio, os múltiplos ramos de seu axônio e as fibras musculares que ela inerva” (p. 145).

As fibras musculares podem ser classificadas como de contração lenta (tipo I) e contração rápida (tipo II), sendo esta última dividida em três subtipos que seriam as fibras IIa, IIb e IIc (COSTILL e WILLMORE, 2001). Porém, as diferenças entre esses subtipos ainda não são totalmente entendidas. As fibras tipo I apresentam a enzima ATPase mais lenta do que a das fibras tipo II, o que possibilita a esse tipo de fibra contrair-se muito mais rápido mediante ativação nervosa (COSTILL e WILLMORE, 2001).

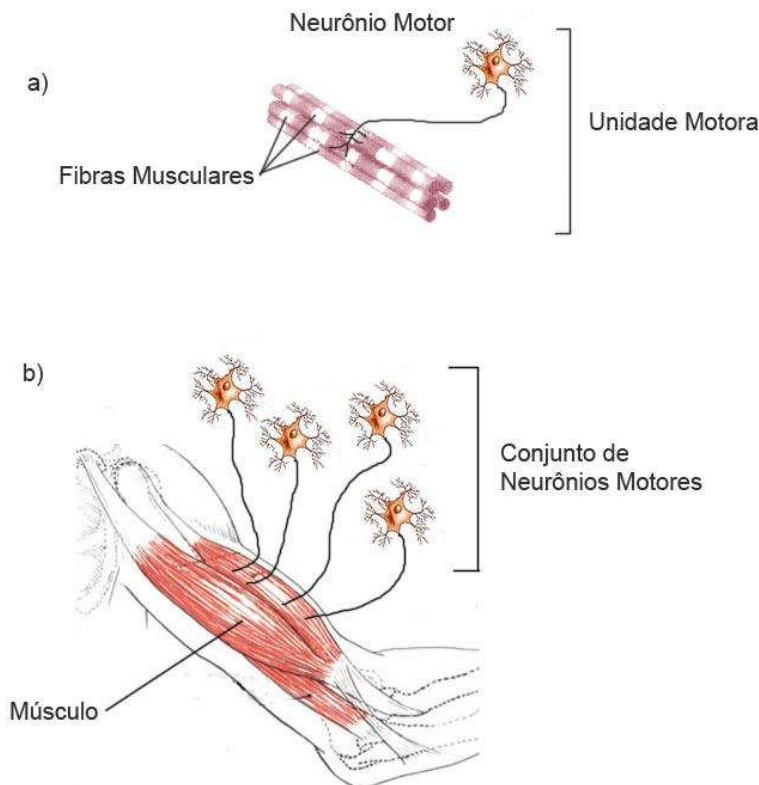


Figura 2.5 – (a) Unidade Motora. (b) Conjunto de neurônios motores.

Os tipos de fibra muscular e UMs em um indivíduo são determinados geneticamente e podem ter sua proporção modificada pelo uso e envelhecimento (COSTILL e WILLMORE, 2001; ENOKA, 2000; HAMILL e KUNTZEN, 1999). Propriedades fisiológicas, como magnitude de força, demanda de velocidade de contração e fadigabilidade, parecem estar relacionadas ao mecanismo pelo qual o uso pode modificar a fibra muscular (ENOKA, 2000). Essas modificações ocorrem por demandas impostas ao músculo, onde essas propriedades tenderiam a se adaptar (ENOKA, 2000). Essa demanda muitas vezes corresponde a um tipo de treinamento específico ou inatividade (COSTILL e WILLMORE, 2001; HAMILL e KUNTZEN, 1999), sendo capazes de alterar a proporção dessas fibras. O envelhecimento é tido como um mecanismo capaz de provocar alterações na proporção do tipo de fibras, por efeito de uma perda de UMs (COSTILL e WILLMORE, 2001).

## 2.3 Fisiologia do envelhecimento

A senilidade, ou envelhecimento, é geralmente acompanhada pelo declínio acentuado nas capacidades do sistema motor (ENOKA, 2000). Com o envelhecimento os músculos, tendões e articulações sofrem alterações significantes, como perda

progressiva de massa muscular, que se inicia nas proximidades dos 60 anos de idade. Essa perda acarreta, para o músculo, conseqüente diminuição do peso, da área de secção transversal e do número de células. Muitas células atrofiam e morrem, outras são substituídas por tecido adiposo e conjuntivo ocorrendo um aumento do tecido adiposo e do colágeno intersticial nessa musculatura (STEVES *et al.*, 1997). A redução na área muscular total costuma manter paralelismo com o tamanho reduzido das fibras, principalmente as de tipo II, que acarreta um aumento proporcional na área ocupada pelas fibras de tipo I (HOLLMANN *et al.*, 2007).

Enoka (2000) descreve outras alterações observadas com o envelhecimento, por exemplo, a morte de motoneurônios (os que sobrevivem, por outro lado, podem reinervar fibras musculares adicionais), o declínio na velocidade de transporte axonal, a alteração das propriedades biofísicas dos motoneurônios, o aumento do valor pico a pico dos potenciais de ação das fibras musculares, as mudanças em isoformas de miosina de cadeia pesada e uma redução da sensibilidade tátil. O autor ressalta, ainda, que o envelhecimento causa significantes mudanças nas propriedades das UMs, que estão associadas a um declínio de força, uma redução na magnitude de respostas reflexas, uma diminuição na velocidade de reações rápidas, decréscimo do controle da força submáxima e redução das capacidades manipulativas (ENOKA, 2000). Esta remodelagem das UMs é um processo contínuo e normal, envolve o reparo e a reconstrução da placa motora e progride por desnervação seletiva das fibras musculares, resultando em atrofia muscular por desnervação (MCARDLE *et al.*, 2003). As fibras musculares tendem, também, ao agrupamento de conformidade com o tipo, como resultado dessa desnervação e da morte subsequente das fibras.

Todas essas alterações que ocorrem no músculo contribuem para reduzir progressivamente a sua secção transversal, a força, e a velocidade de contração, condição essa conhecida como sarcopenia. A etiologia da sarcopenia é multifatorial, envolvendo alteração no metabolismo do músculo, alterações endócrinas e fatores nutricionais e genéticos (STEVES *et al.*, 1997). A sarcopenia e a perda de força, observadas com o envelhecimento, refletem os efeitos combinados da deterioração neuromotora progressiva e da redução crônica na sobrecarga muscular regular.

No tendão, ocorre aumento do comprimento e diminuição da área de secção transversal, o que induz uma redução da resistência tendinosa (STEVES *et al.*, 1997). Nas articulações, principalmente sinoviais, com o passar dos anos diminui o número de condrócitos e proteoglicanos, há redução do conteúdo de água de tendões e ligamentos,

tornando a cartilagem mais delgada, surgem rachaduras e fendas na sua superfície juntamente com alterações no sistema colágeno e elástico, uma vez que as fibras colágenas aumentam em número e espessura, ocasionando o enrijecimento dessas estruturas (STEVES *et al.*, 1997).

As placas motoras, que no jovem mostram uma série de pregas regulares, no idoso apresentam aumento do número de pregas e a fenda sináptica fica mais ampla, com menor área de contato entre axônio e placa motora. Ao mesmo tempo, há diminuição da quantidade de acetilcolina liberada nas sinapses (STEVES *et al.*, 1997).

A força, ou quantidade de força que um músculo produz, diminui com a idade, assim como a resistência (capacidade do músculo de contrair-se continuamente em níveis submáximos), no entanto, a resistência é mais bem preservada do que a força (MCARDLE *et al.*, 2003).

Com a idade avançada, a força isométrica máxima é reduzida e o índice de desenvolvimento de tensão é mais lento. Parece que as contrações concêntricas são mais afetadas, comparadas com as mudanças excêntricas. As contrações de velocidades altas são mais afetadas do que as mais lentas (MCARDLE *et al.*, 2003).

Outra variável neuromotora que declina com a idade é a flexibilidade, que pode ser definida como a amplitude máxima de movimentos fisiológicos possíveis em uma ou mais articulações, e é influenciada por músculos, tendões, cápsulas, ligamentos, ossos e pele (DANTAS, 2005).

## **2.4 Treinamento físico recomendado para idosos**

O envelhecimento determina modificações estruturais que levam à redução da capacidade de gerar força, limitando tanto o desempenho durante a atividade física, quanto a tolerância a situações que exijam grande demanda de força. Para um bom desempenho físico do idoso é fundamental a sua participação em atividades físicas regulares (MATSUDO e MATSUDO, 1992) e essas atividades devem ser realizadas de forma gradual considerando-se as particularidades de cada um, devem promover a aproximação social, ter caráter lúdico, ser de intensidade moderada e apresentar baixo impacto nas articulações e ossos.

Como a área de secção transversal do músculo diminui, consideravelmente, durante o envelhecimento, devido a perda de massa muscular, e essa área esta diretamente relacionada com a capacidade de um músculo gerar força (MCARDLE *et al.*, 2003), treinamentos que mantenham ou, se possível, aumentem a massa muscular



são recomendados pelo ACSM (1998) para a população idosa. Desta forma, os treinamentos de força e de resistência muscular, assim como de flexibilidade têm sido reconhecidos como formas efetivas de exercícios para o idoso.

Um músculo aumenta de força quando treinado próximo de sua atual capacidade de gerar força máxima e, para isso, é preciso realizar treinamentos progressivos com sobrecarga, treinamento isométrico e treinamento isocinético (MCARDLE *et al.*, 2003).

A aplicação regular de uma sobrecarga deve ser utilizada a fim de aprimorar a função fisiológica e induzir uma resposta ao treinamento. Para conseguir a sobrecarga apropriada é necessário manipular combinações de frequência, intensidade e duração do treinamento (MCARDLE *et al.*, 2003) mas estas combinações não são consenso. O programa de treinamento de força recomendado por Pollock *et al.* (1994) para uma população idosa é de intensidade moderada, com séries únicas de exercícios diversificados realizados entre 8 e 15 repetições máximas (RM), duas vezes por semana, no mínimo. McArdle *et al.* (2003), por outro lado, recomendam uma frequência de 2 a 3 vezes por semana, de 2 a 3 séries de 8 a 10 exercícios com 8 a 12 repetições cada.

O treinamento de resistência muscular para idosos tem como principal objetivo manter a massa muscular e óssea e, consequentemente, a força e a *endurance* muscular, a fim de aprimorar a saúde global e o perfil de aptidão física (MCARDLE *et al.*, 2003).

Outro treinamento que é comumente realizado por idosos é o de flexibilidade, porém, ainda há um número pequeno de estudos que documentaram ou compararam os efeitos de exercícios de flexibilidade nessa população, todavia, estudos realizados com animais mostraram um crescimento da fibra muscular por meio da adição de sarcômeros em série (GOLDSPINK, 1977) e parece que mudanças similares podem ser observadas em humanos com programas adequados de alongamento muscular (GAJDOSIK *et al.*, 2005).

Um estudo com mulheres idosas relatou aumento de mais de 25% na flexibilidade após 10 semanas de um programa de alongamento estático para a região lombar e quadril, com uma frequência de três vezes por semana (RIDER e DALY, 1991). Petty *et al.* (2000), observaram que a amplitude de movimento articular teve um aumento médio de 6,4 graus, após quatro semanas de um programa de alongamento, duas vezes por dia. Gajdosik *et al.* (2005), realizaram um estudo com 19 mulheres idosas que participaram de um programa de treinamento apenas uma vez por dia, três vezes por semana, durante oito semanas e obteve resultados semelhantes (aumento médio de 5,1 graus) ao de Petty *et al.* (2000). Baseado nesses resultados se pode

concluir que os alongamentos melhoram a flexibilidade dos idosos, mas da mesma forma que ocorre com os treinamentos de força e resistência, ainda há pouco consenso a respeito de quanto (frequência e duração) e que tipos de exercícios (estáticos ou balísticos) são os mais seguros e eficazes para eles.

O ACSM (1998) também recomenda, para a população idosa, qualquer atividade que mantenha ou aumente a flexibilidade, usando movimentos estáticos em vez de balísticos, com frequência de, pelo menos, duas vezes por semana e intensidade moderada (cerca de 5 a 6 de intensidade em uma escala de 0 a 10).

# Capítulo 3

## Métodos de Avaliação do Tônus Muscular

*Como mencionado anteriormente, o tônus muscular é refletido pela medida da resistência passiva ao movimento. Sua avaliação poder ser feita de forma quantitativa e qualitativamente e, apesar de existirem equipamentos comerciais que medem tônus, a avaliação quantitativa ainda é realizada majoritariamente em estudos experimentais, enquanto que a avaliação qualitativa é utilizada na prática clínica. Neste capítulo serão apresentados os métodos de quantificação de tônus muscular mais comuns na prática clínica e em estudos experimentais.*

### 3.1 Na Prática Clínica

A avaliação do tônus muscular na prática clínica é de suma importância, pois várias desordens de movimento são acompanhadas de alteração no tônus muscular. Por isso, torna-se uma ferramenta útil para diagnóstico de patologias do sistema nervoso.

A patologia mais frequente e que exige um alto investimento em tratamento e reabilitação é a espasticidade (PANDYAN *et al.*, 2001). Lance (1980), definiu espasticidade como “*desordem motora caracterizada pelo aumento, velocidade dependente, do tônus muscular, com exacerbação dos reflexos profundos, decorrente de hipersensibilidade do reflexo de estiramento*”. Essa definição é aceita por grande parte dos profissionais da área.

A avaliação da espasticidade é usualmente feita por métodos ordenativos que se baseiam em escalas ordenativas como as de *Ashworth* (EA) e *Ashworth* modificada (EAM). Essas escalas são consideradas padrão ouro para mensuração clínica do tônus muscular (PANDYAN *et al.*, 2001), e estratificam seu estado com relação ao tônus de um indivíduo normal. Para esta avaliação, o examinador deve mover passivamente o membro do paciente em relação à respectiva articulação durante, aproximadamente, um segundo. Deve-se, então, estimar a resistência encontrada usando um conjunto de regras preestabelecidas (Tabela 3.1) para ordenar de forma subjetiva a atividade reflexa nos grupos musculares que se opõem ao movimento passivo (PANDYAN *et al.*, 2001).

Embora essas escalas sejam muito utilizadas na prática clínica, não existem regras que padronizem o seu uso. Alguns 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).

Tabela 3.1 - Escala de *Ashworth* Modificada (EAM)

Escore	Grau do tônus muscular
0	Sem aumento de tônus
1	Leve aumento de tônus no final do arco de movimento
1+	Leve aumento de tônus seguido por uma resistência mínima ao longo do movimento restante
2	Moderado aumento de tônus, porém o membro é facilmente movimentado
3	Aumento de tônus acentuado com dificuldade para movimentação passiva
4	Rigidez em flexão ou extensão

Esta impossibilidade de fazer pequenas discriminações no tônus, que seriam necessárias para percepção de pequenas diferenças existentes entre populações distintas, ou da resposta do paciente neurológico à terapêutica utilizada, tem sido um fator motivador para se quantificar objetivamente hipertonia por meio de avaliações biomecânicas do torque em resposta a movimentação passiva.

## 3.2 Métodos Experimentais

Vários pesquisadores têm se dedicado ao estudo quantitativo do tônus e de suas alterações, com o objetivo de padronizar um equipamento que possa ser utilizado na prática clínica e que classifique o tônus em uma escala contínua, a fim de que seja possível estudar os mecanismos inerentes à sua regulação (LEONARD *et al.*, 2001; PANDYAN *et al.*, 2001; PISANO *et al.*, 1996). Além disso, é preciso que ele seja confiável, de fácil manuseio, tenha baixo custo e apresente resultados equivalentes aos obtidos pelos métodos qualitativos utilizados na prática clínica. Para isso, a maioria dos trabalhos tem utilizado as grandezas deslocamento, velocidade angular, força e torque além de sinais de eletromiografia.

A necessidade de quantificação das alterações do tônus muscular na prática clínica motivou pesquisas com o objetivo de desenvolver tecnologias e métodos simplificados (GORDON *et al.*, 2006; PANDYAN *et al.*, 2001; DANTAS, 2008). De modo geral, esses trabalhos buscam a criação de um índice a fim de se obter uma

melhor exatidão, resolução e repetibilidade das alterações no tônus, além de evitar possíveis discordâncias entre avaliadores distintos.

### 3.3 Equipamentos e técnicas de mensuração de tônus muscular

#### 3.3.1 Baseados na palpação

O primeiro autor a desenvolver um equipamento para quantificar a complacência (recíproco da elastância) tecidual, a fim de quantificar a palpação de maneira objetiva, foi Fisher, em 1987 (AROKOSKI *et al.*, 2005). Esse equipamento mede o deslocamento tecidual por unidade de força aplicada por uma ponteira que era pressionada contra o tecido. Depois disso, outros equipamentos foram desenvolvidos com o mesmo princípio (AROKOSKI *et al.*, 2005; YLINEN *et al.*, 2006), a fim de atingir de modo mais preciso o objetivo de quantificar o tônus muscular.

Um exemplo desses equipamentos, apresentado na Figura 3.1, é o miotonômetro. Ele foi usado em vários estudos e se mostrou capaz de discriminar entre diferentes condições espásticas de grau moderado do músculo bíceps braquial (AROKOSKI *et al.*, 2005).

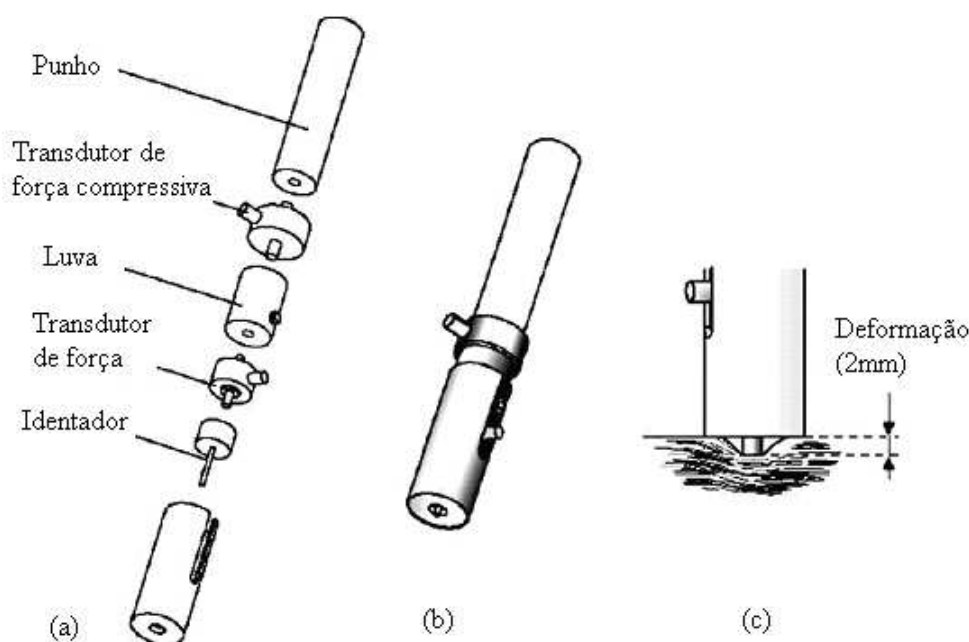


Figura 3.1 – (A e B) Apresentação esquemática do equipamento para medida de rigidez tecidual, e equipamento em uso (C) (Modificado de (AROKOSKI *et al.*, 2005))

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 tecido subcutâneo não se correlacionaram com os resultados, o que mostrou, portanto, que o trabalho realizado dependeu principalmente da espessura muscular. Os autores afirmam que a tensão muscular é dependente de propriedades teciduais, assim como do grau de ativação muscular e, portanto, os resultados podem incluir não somente o tecido muscular, mas também a falta de relaxamento do voluntário (AROKOSKI *et al.*, 2005).

No caso do miotonômetro, a velocidade com que os tecidos são deslocados não era controlada, obrigando a realização de uma medida estática da complacência tecidual. Para permitir a obtenção de mais informações, outros autores desenvolveram um aparelho, o tonômetro (Figura 3.2), que controlava a velocidade de deslocamento da ponteira (da ordem de 1 mm/s), o que permitiu a análise evolutiva da elasticidade tecidual (YLINEN *et al.*, 2006).

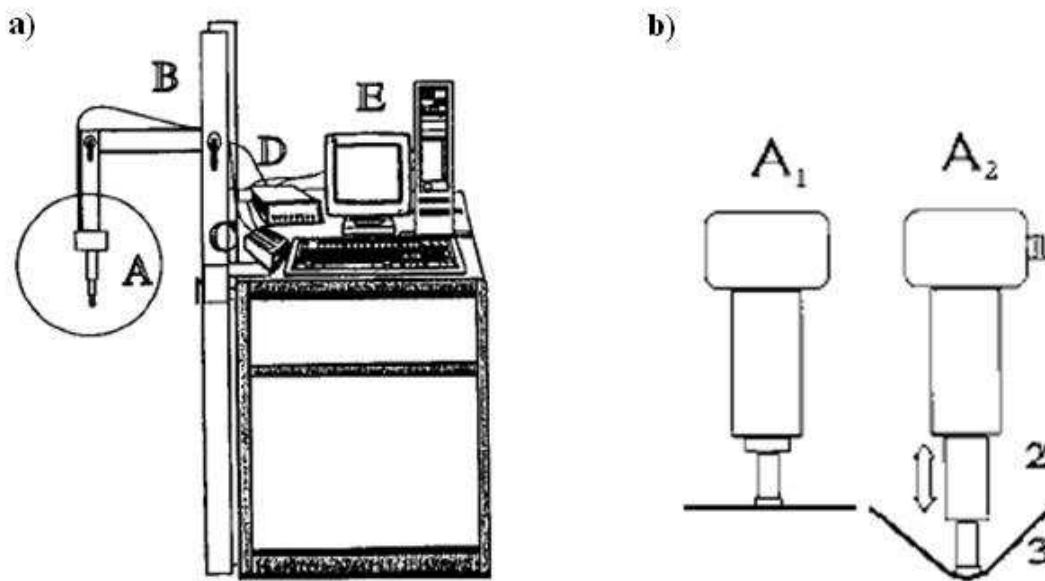


Figura 3.2 – (a) Tonômetro muscular computadorizado; unidade de mensuração (A), braço ajustável (B), conversor analógico/digital (C), motor (D) e computador (E). (b) Ponteira da unidade de mensuração (YLINEN *et al.*, 2006).

Uma aplicação de tal sistema consiste no estudo do tônus com e sem relaxamento da musculatura (Figura 3.3). A área sob a curva mostra o trabalho

produzido quando a ponta comprime o tecido. Aplicada uma força constante, o trabalho será tão menor quanto menor for o deslocamento da ponta de prova.

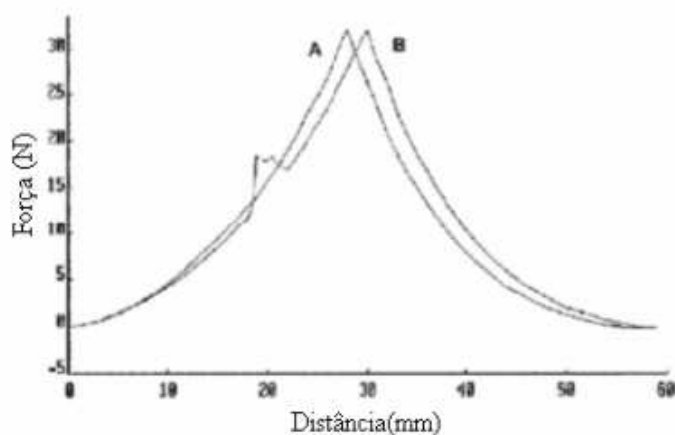


Figura 3.3 – Tônus muscular mensurado em músculo relaxado (A) e não relaxado (B).  
(Modificado de YLINEN *et al.*, 2006).

### 3.3.2 Baseados no movimento passivo

Métodos que empregam movimentos pendulares ou oscilatórios também são comuns para a quantificação do tônus muscular. Estes métodos são, algumas vezes, chamados de métodos viscoelásticos, pois diferente dos métodos baseados na palpação, que caracterizam apenas os elementos elásticos, eles também contabilizam informações de viscosidade.

Nos métodos oscilatórios o examinador (Figura 3.4), ou um motor (Figura 3.5), impõe um movimento controlado ao membro em estudo. A força, a posição, a velocidade e, eventualmente, a aceleração são levadas em conta para a caracterização do movimento articular considerando seus elementos elástico, viscoso e inercial.

Este método é principalmente empregado para quantificação da resistência passiva ao movimento na articulação do cotovelo (PANDYAN *et al.*, 2001; PAULA *et al.*, 2008; DANTAS, 2008; O'DWYER *et al.*, 1996) e punho (PISANO *et al.*, 2000). Quando a avaliação é feita manualmente (PAULA *et al.*, 2008; DANTAS, 2008; O'DWYER *et al.*, 1996) o controle da velocidade é realizado com auxílio de tacômetros e temporizadores, o que torna a tarefa muito dependente da destreza do examinador.

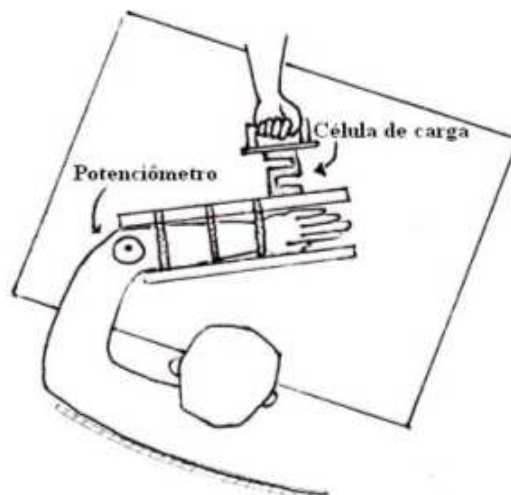


Figura 3.4 - Equipamento de quantificação da resistência passiva ao movimento  
(Modificado de O'DWYER *et al.*, 1996).

Este problema é parcialmente contornado pelo próprio método de caracterização que leva em conta a velocidade e a aceleração do movimento.

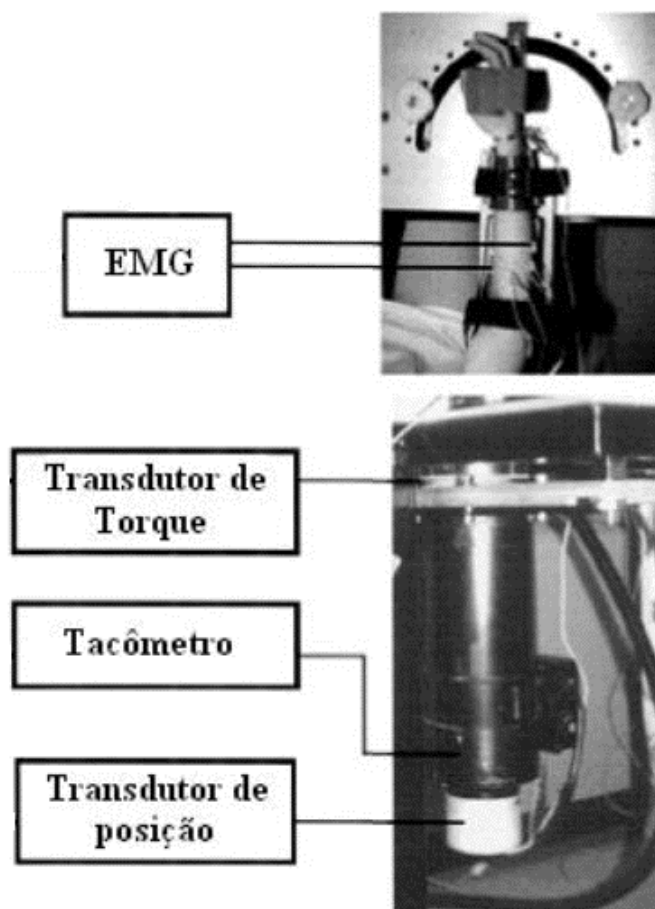


Figura 3.5 – Diagrama de bloco do sistema de avaliação quantitativa do tônus muscular  
(Modificado de PISANO *et al.*, 2000).



Trabalhos que empregam motores (PISANO *et al.*, 2000; MCCREA *et al.*, 2003), por outro lado, possuem um maior controle sobre o movimento, permitindo uma melhor repetibilidade para as medidas, embora apresente alto custo e grandes dimensões, o que dificulta sua utilização na prática clínica.

Neste tipo de caracterização a medida da atividade elétrica, por meio do sinal de EMG, é bastante comum para descartar trechos de movimento onde a musculatura não se encontra relaxada (LEE *et al.*, 2002; AXELSON, 2005; GORDON *et al.*, 2006; PAULA *et al.*, 2008; DANTAS, 2008) ou para detectar a presença de reflexo de estiramento (PISANO *et al.*, 2000).

Normalmente os movimentos são realizados com velocidade constante (PAULA *et al.*, 2008; PISANO *et al.*, 2000; DANTAS, 2008), mas outros padrões podem ser empregados (O'DWYER *et al.*, 1996; PANDYAN *et al.*, 2001). Nos estudos com indivíduos saudáveis os movimentos apresentam amplitude variando de 13 a 104 ° com velocidades entre 13 e 500 °/s (PAULA *et al.*, 2008; PISANO *et al.*, 2000). Cabe, no entanto, ressaltar que os protocolos adotados por esses autores variam muito devido a articulação movimentada bem como aos seus objetivos de análise.

Pisano *et al.* (1996), por exemplo, avaliaram o tônus associado à musculatura responsável pela articulação do puno de 48 indivíduos normais medindo a angulação média da curva força versus deslocamento para velocidades de 10 °/s, para medida de tônus passivo, e a 500 °/s para medida do tônus total, o que inclui possíveis efeitos do reflexo de estiramento. Neste trabalho houve pouca variação diária do tônus e a idade não foi um fator de influência significativa no componente passivo do índice de resistência intrínseca; embora esse índice tenha apresentado grande diferença entre homens e mulheres, o que foi explicado pela diferença de massa muscular entre os grupos. O tônus total foi influenciado pela presença de reflexo de estiramento, apresentando diferença significativa entre os grupos com e sem o referido reflexo. Não houve correlação significativa entre a presença de reflexo de estiramento e a idade ou o sexo.

Uma limitação do método de análise pela curva força versus posição é que ela só avalia corretamente a força elástica do sistema analisado. Variações de velocidade durante o movimento produzem variações na força de oposição dependente de elementos viscosos. Para evitar esta contaminação, principalmente nos casos onde o movimento é executado manualmente, alguns autores empregam uma modelagem na qual o toque ou força depende não apenas da posição, mas também da velocidade

(MCCREA *et al.*, 2003) e, algumas vezes, também da aceleração (DANTAS, 2008) e adotam como metodologia de análise do fenômeno, o modelo linear massa-mola-amortecedor em termos da equação 3.1.

$$TQ(t) = I \cdot \ddot{\theta}(t) + B \cdot \dot{\theta}(t) + K \cdot \theta(t) + C \quad (3.1)$$

onde,  $TQ(t)$  é o torque,  $\theta(t)$  é o deslocamento angular;  $\dot{\theta}(t)$  é a velocidade angular;  $\ddot{\theta}(t)$  é a aceleração angular;  $K$  é o coeficiente de elasticidade,  $B$  é o coeficiente de atrito viscoso,  $I$  é o coeficiente de inércia do antebraço e  $C$  uma constante que depende da posição de repouso do elemento elástico. A identificação dos parâmetros de interesse ( $K$ ,  $B$  e  $I$ ) a partir de dados experimentais pode ser feita pelo método dos mínimos quadrados. Este modelo supõe que a inércia dependa diretamente da massa do antebraço, que é movimentado, o atrito viscoso do atrito articular e a elasticidade do comportamento das fâscias musculares. Deve ser mencionado que há indícios de que a área muscular transversa do braço está também correlacionada com os elementos elásticos (PAULA *et al.*, 2008a e b). Este fato pode mascarar parcialmente os resultados da estimativa do tônus caso grupos com características muito distintas sejam comparados.

Alguns autores relatam um problema comum, observado mesmo com o uso deste modelo, a força muscular realizada involuntariamente pelos indivíduos analisados mesmo quando esses são solicitados a permanecer relaxados (MCCREA *et al.*, 2003; PAULA *et al.*, 2008a e b). Com o intuito de minimizar estes efeitos, Dantas (2008) modelou o sistema de forças envolvidas no protocolo experimental e as características de transdução da célula de carga utilizada, com o objetivo de isolar a força muscular ( $F_m$ ) realizada involuntariamente pelo indivíduo analisado, a fim de utilizá-la na criação de um índice que expressasse o grau de rigidez muscular. Esse índice pode ser obtido por meio da normalização da  $F_m$  pela velocidade e pelo período do ciclo de extensão.

De um modo geral, a proposta da maioria dos trabalhos encontrados referentes ao tema é quantificar o tônus muscular em grupos de indivíduos com lesão neurológica. Alguns autores relatam que foram encontradas dificuldades em isolar os componentes passivos, devido à ocorrência de atividade EMG na maioria dos pacientes (PISANO *et al.*, 2000; DANTAS, 2008), mas concluem que os sistemas propostos quantificam com sucesso a resistência muscular passiva no ambiente clínico.

Quanto aos poucos estudos voltados à compreensão dos mecanismos de controle do tônus muscular normal em jovens e idosos, os autores apontam que apesar do

coeficiente elástico ter se mostrado adequado para investigação do tônus em pessoas saudáveis, sendo útil para investigação de questões relacionadas ao envelhecimento, treinamento físico, alongamento, entre outros; o uso de tal coeficiente naquela ocasião não foi suficiente para uma quantificação mais detalhada do tônus muscular alterado devido patologias neurológicas, pois não abrange alterações de origem reflexa (PAULA *et al.*, 2008b).

# Capítulo 4

## Materiais e Métodos

*Este capítulo descreve as etapas envolvidas no presente estudo para quantificação de tônus muscular em uma população idosa. São apresentados os sensores utilizados no SQTm, assim como as grandezas necessárias para a quantificação da resistência à manipulação passiva (tônus muscular) e a especificação do sistema de aquisição.*

### 4.1 Sistema de Quantificação de Tônus Muscular

O sistema utilizado para coleta e análise de dados foi semelhante ao empregado em trabalhos anteriormente realizados no LIB sobre a quantificação de tônus em pessoas com e sem espasticidade (DANTAS, 2008; PAULA *et al.*, 2008a e b).

Esse sistema (Figura 4.1) permite medir de forma direta e simultânea sinais associados às seguintes grandezas: deslocamento angular da articulação do cotovelo, força aplicada para gerar um movimento passivo no antebraço e eletromiografia (EMG) dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial.

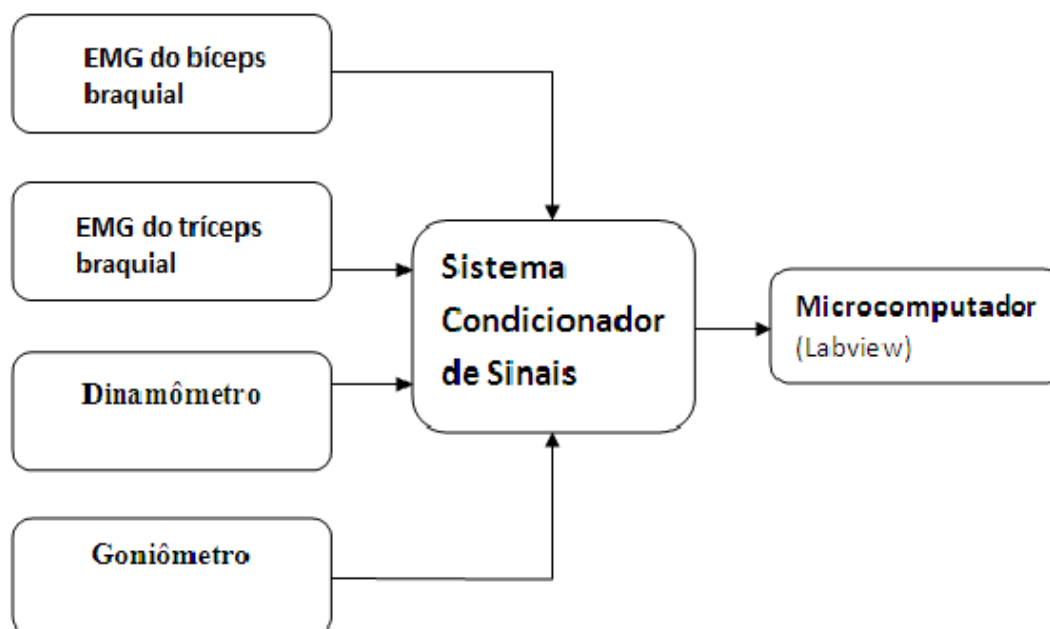


Figura 4.1 – Diagrama em blocos do sistema integrado para medição de tônus muscular.

O sistema condicionador de sinais foi desenvolvido especialmente para este estudo. Este sistema possui quatro canais, dos quais, dois foram usados para aquisição

de sinais de eletromiografia (EMG) de superfície, um para os sinais de dinamometria e o outro para goniometria (Figura 4.2). Os sinais de EMG passa-bandas de segunda ordem (10 Hz a 1500 Hz), sendo o ganho de tal filtro, que também atua como filtro *anti-aliasing* para o conversor A/D, ajustado em 1000 V/V.



Figura 4.2 – Sistema condicionador de sinais.

O sistema mecânico utilizado para apoiar o braço e antebraço dos voluntários também acomodava os sensores de força e deslocamento (Figura 4.3).

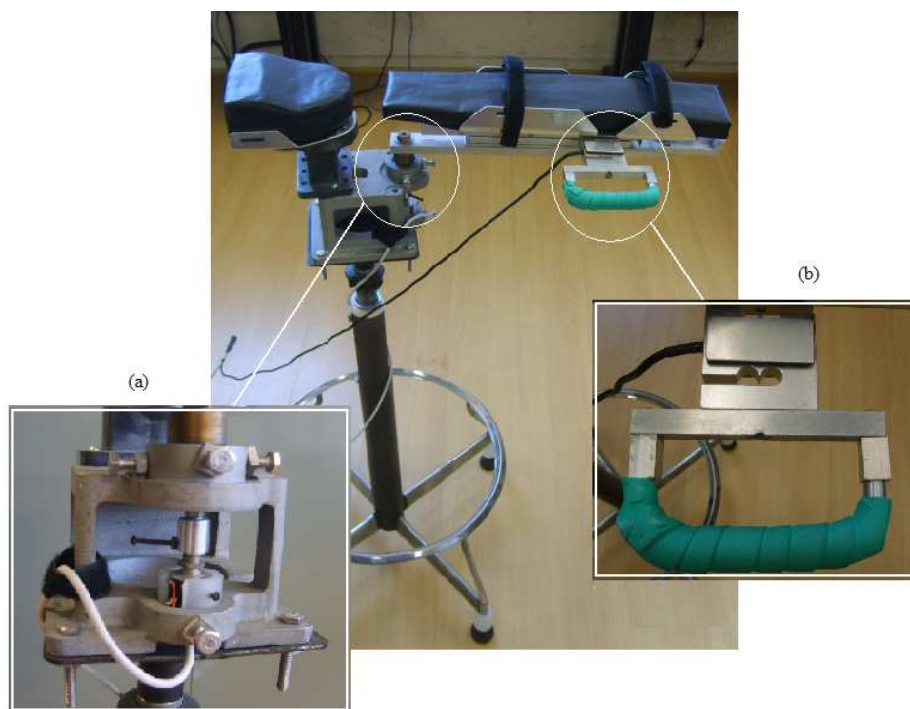


Figura 4.3 – Aparelho utilizado para apoio de braço e antebraço. Nos detalhes (a) goniômetro e (b) célula de carga

Completam a instrumentação um dinamômetro modelo SV50 (Alfa Instrumentos, São Paulo, SP, Brasil) um goniômetro (EMG System do Brasil LTDA, São José dos Campos, SP, Brasil) e eletrodos de superfície de Ag/AgCl Meditrace 200 (Tyco HealthCare Group, Reino Unido).

## 4.2 Sistema de aquisição de dados

O sistema para aquisição de dados do SQTm foi formado por uma placa de aquisição NI USB 6009 (*National Instruments*, Austin, Texas, EUA), instalada num microcomputador (Intel Atom N270). A frequência de amostragem de todos os sinais foi de 3000 Hz.

Os programas para aquisição, processamento inicial e gravação dos dados foram desenvolvidos em *Labview 8.2* (*National Instruments*). Esse programa foi utilizado em trabalhos anteriores (PAULA *et al.*, 2008a e b) e permite a visualização, em tempo real, dos sinais de dinamometria, goniometria e EMG de bíceps e tríceps. Além disso, ele fornece uma realimentação visual para auxiliar no controle da posição e velocidade dos movimentos (Figura 4.4).



Figura 4.4 – Programa para realimentação visual da posição do braço e controle da velocidade angular, sendo o movimento dos ponteiros claros o alvo para o ponteiro escuro.

Para realizar tal realimentação, dois ponteiros controlados pelo computador informam ao examinador a posição desejada para o antebraço a cada instante de tempo.

À medida que o movimento é realizado um terceiro ponteiro desloca-se sobre o painel indicando a real posição do antebraço. Para manter a velocidade de movimento constante bastava manter o ponteiro relativo ao medidor de posição entre os outros dois. Para controlar precisamente o movimento foi possível escolher o erro máximo admitido para a posição, a velocidade do movimento e as angulações mínima e máxima para o movimento. No presente estudo foi permitido um erro de 10%.

A análise posterior dos sinais foi feita em *MatLab 7.4* (*MathWorks, Natick, Massachusetts*, EUA). Uma amostra dos sinais de posição (Pos), torque (Dina) e EMG, obtidos para um movimento de  $52^\circ$  pode ser vista na Figura 4.5.

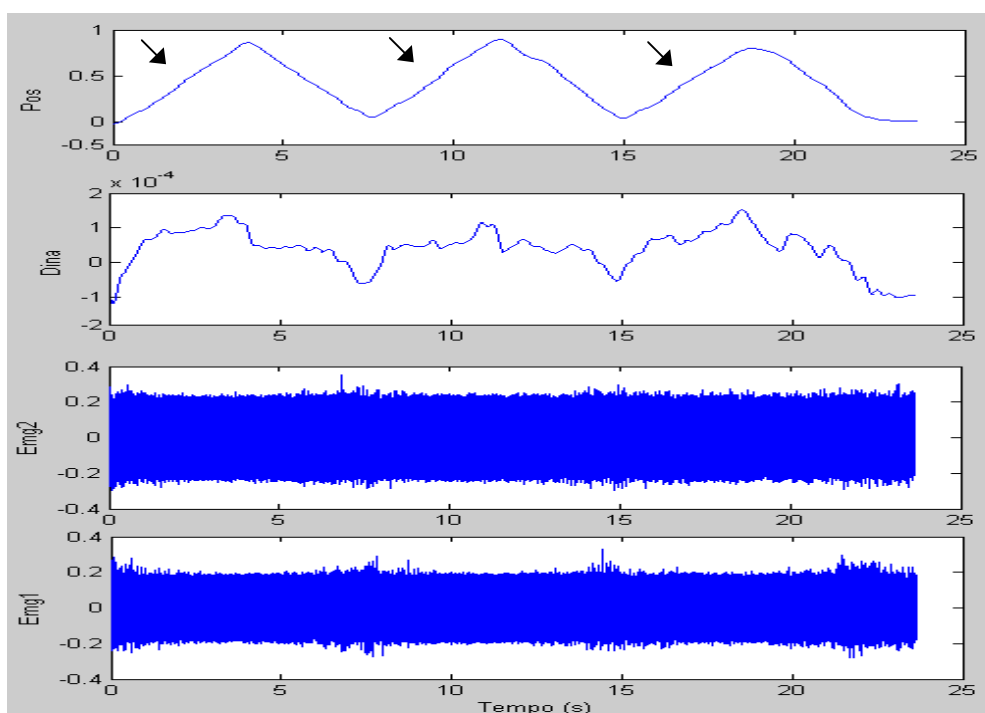


Figura 4.5 – Sinais adquiridos durante três ciclos de flexão e extensão de cotovelo. As setas indicam as regiões correspondentes ao movimento de extensão de cotovelo. Os sinais de goniometria (Pos) estão em radianos, dinamometria (Dina) em Newton, EMG (Emg1 referente aos sinais do tríceps e Emg2 aos sinais do bíceps) em mV.

## 4.3 Protocolo Experimental

### 4.3.1 Casuística

A amostra foi composta por 74 voluntários saudáveis, de ambos os sexos, todos destros, com idade média de  $71,7 \pm 7,0$  anos. Os voluntários foram divididos em dois

grupos, sedentários (grupo 1) e praticantes de atividade física (grupo 2), sendo este dividido em três sub-grupos: hidroginástica, musculação e alongamento (Tabela 4.1).

Tabela 4.1– Média e desvio padrão da idade em anos e o número de voluntário de cada grupo.

GRUPO/ idade	N	MÉDIA/SD
Alongamento	20	71,3 ± 7,0
Hidroginástica	15	71,8 ± 5,9
Sedentário	22	73,2 ± 7,7
Musculação	17	70,1 ± 7,0

Foi considerado sedentário o voluntário que estivesse a, pelo menos, seis meses sem praticar nenhuma atividade física regular. Para compor o grupo 2 foi preciso realizar apenas uma das três atividades físicas pesquisadas, com a frequência de, no mínimo, duas vezes por semana, com duração média de 40 minutos por dia, por pelo menos, seis meses contínuos.

### 4.3.2 Local da coleta de dados

A primeira parte da coleta foi, realizada na Academia AquaCenter Parque Aquático da Taquara LTDA, onde foi possível coletar dados de idosos praticantes de hidroginástica. A segunda etapa da coleta permitiu a avaliação em idosos sedentários e foi realizada no Lar para Idosas Cegas Sodalício da Sacra Família. A última etapa foi, finalmente, realizada na academia By Fit Club Atividades Físicas, Promoções e Eventos LTDA, onde foram coletados os sinais de idosos praticantes de alongamento e musculação.

### 4.3.3 Descrição do experimento

Ao manifestar o desejo em participar da pesquisa, os voluntários eram solicitados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de participação no experimento e permissão para divulgação dos resultados. Demais esclarecimentos foram fornecidos pela pesquisadora antes da realização de qualquer coleta de dados. O projeto e o TCLE foram aprovados pelo Comitê de Ética em pesquisa do Hospital Clementino Fraga Filho sob número 032/2009.

Em seguida foram coletados os dados pessoais, físicos e clínicos do voluntário. Foi excluído do estudo o voluntário que apresentasse pelo menos um dos seguintes



itens: uso contínuo de medicamentos psicotrópicos, uso de drogas ilícitas (ou histórico), problemas osteomioarticulares de membro superior e lesões neurológicas crônica e/ou degenerativa que pudessem influenciar os resultados.

A etapa seguinte consistiu na realização do protocolo de manobra propriamente dito. Esse protocolo foi dividido em posicionamento do voluntário, colocação dos eletrodos no mesmo e manobra.

### 1) Posicionamento do voluntário

O sujeito avaliado foi posicionado sentado, com o ombro abduzido em  $90^\circ$  e em posição neutra de rotação, com o antebraço em pronação, estando ambos apoiados no suporte (Figura 4.6). O voluntário foi posicionado no aparelho de forma que o epicôndilo medial do úmero, voltado inferiormente, ficasse na direção do goniômetro, enquanto que o processo estilóide da ulna foi tomado como referência para o posicionamento do dinamômetro. O cotovelo foi mantido em extensão, sendo essa posição considerada a inicial da manobra de avaliação ( $0^\circ$ ).

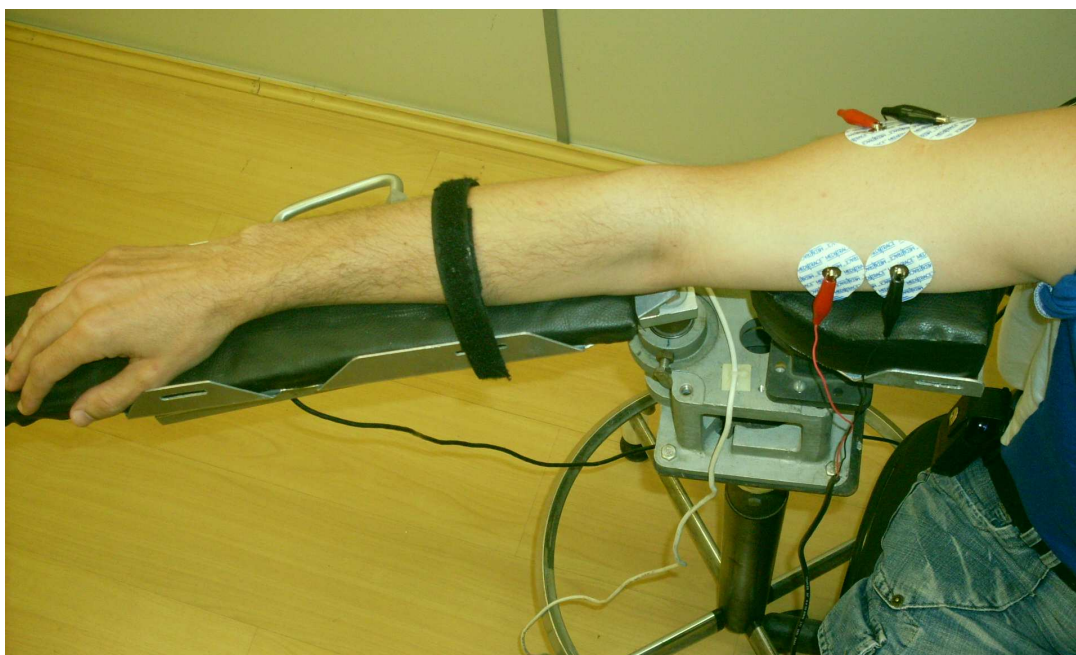


Figura 4.6 – Posicionamento do voluntário no aparelho.

### 2) Colocação dos eletrodos

Foram utilizados cinco eletrodos, quatro eram colocados segundo o protocolo SENIAM (HERMENS *et al.*, 1999), e um (o de referência) era colocado ao nível da sétima vértebra cervical. Os eletrodos foram posicionados nos seguintes músculos: cabeça longa e cabeça curta do bíceps braquial; e cabeça lateral do tríceps braquial.

De modo a evitar artefatos de movimento nas medidas dos sinais de EMG, onde os eletrodos foram fixados, houve a preparação da pele, com remoção do estrato córneo, apenas com álcool e algodão, uma vez que a pele dos idosos é mais sensível e o uso de lâminas para a retirada dos pêlos poderia causar alguma lesão. Em seguida foi feita a marcação dos pontos de referência e posicionamento dos eletrodos de EMG.

Para a colocação dos eletrodos de EMG no bíceps braquial, o avaliado deveria estar com o cotovelo flexionado em ângulo reto e antebraço em supinação (Figura 4.7). Os eletrodos foram, então, posicionados na linha imaginária entre o acrômio medial e a fossa cubital, a 1/3 da fossa cubital. A distância entre eletrodos foi de aproximadamente 20 mm.

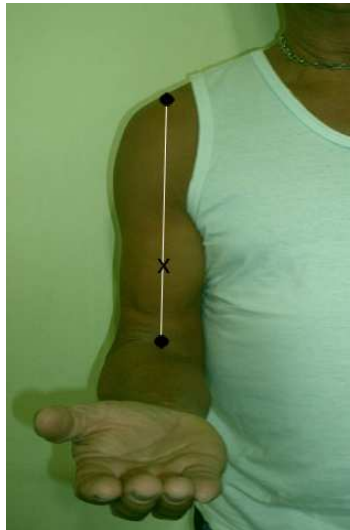


Figura 4.7 – Localização dos pontos de referência (●) e do ponto de colocação dos eletrodos (X) no músculo bíceps braquial.

Para a colocação dos eletrodos sobre o tríceps braquial o avaliado permanecia com o ombro abduzido em 90°, braço flexionado em 90° e antebraço em pronação (Figura 4.8). 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 de 20 mm.

A posição indicada por esse protocolo para colocação do eletrodo de referência é ao redor do punho, porém devido ao fato desse local ser o utilizado para fixação do antebraço no aparelho, 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, ou nenhum, movimento durante a avaliação.



Figura 4.8 – Localização dos pontos de referência (●) e do ponto de colocação dos eletrodos (X) no músculo tríceps braquial.

### 3) Manobra

A manobra foi realizada pelo avaliador e consistiu na flexão passiva de cotovelo e retorno subsequente à posição inicial, mantendo aproximadamente constante o módulo da velocidade do movimento. Os sujeitos foram submetidos a movimentos de flexão e extensão em quatro amplitudes distintas ( $13^\circ$ ,  $26^\circ$ ,  $52^\circ$  e  $104^\circ$ ), sendo realizados, em média, seis ciclos de flexão e extensão consecutivos, com intervalo de um minuto entre cada sequência de movimentos. Contudo, somente o movimento de extensão foi analisado nesse estudo, resultando em períodos de 8 s para a amplitude de  $104^\circ$ , 4 s para  $52^\circ$ , 2 s para  $26^\circ$  e 1 s para  $13^\circ$ . A velocidade de movimento angular foi de  $13^\circ/\text{s}$  e foi escolhida por ser lenta o suficiente para não excitar o reflexo de estiramento; porém não demasiadamente lenta para o acompanhamento por meio da realimentação visual.

Após a aquisição, cada sinal foi observado e a avaliação refeita no caso de alguma alteração eletromiográfica do bíceps ou tríceps braquial indicativa de contração muscular.

## 4.4 Processamento e análise dos sinais

O processamento *offline* dos sinais selecionava automaticamente os três melhores ciclos consecutivos de flexão e extensão do cotovelo, baseado no sinal de goniometria, considerando os melhores ciclos aqueles que ficaram mais próximos da amplitude desejada. Como já mencionado, neste estudo foram considerados para análise apenas os trechos referentes à extensão, além disso, foram descartados os 10% iniciais e

20% finais do movimento de extensão de cotovelo, a fim de minimizar a influência da aceleração e desaceleração do movimento, ocorrida devido mudança de direção, assim como possíveis contrações das musculaturas analisadas.

Os sinais de dinamometria e goniometria foram reamostrados a uma taxa de 1200 Hz e filtrados digitalmente por meio de um passa-baixas *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte em 3 Hz e fase nula (filtragem direta e reversa realizada pelo procedimento *filtfilt* do *MatLab*). Os sinais de dinamometria foram convertidos para Newton e os de goniometria para radianos, como mostra a Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Amplitudes analisadas em graus e seus respectivos correspondentes em radianos

Amplitudes	
Em graus	Em radianos
13	0,22
26	0,45
52	0,90
104	1,81

Os sinais de EMG foram filtrados por meio de um passa-altas e um passa-baixas, *Butterworth*, de quarta ordem, de fase nula, com frequências de corte em 20 Hz e 500 Hz, respectivamente. A raiz média quadrática (RMS) foi utilizada como parâmetro para analisar a magnitude dos sinais de EMG, sendo calculada para janelas de 0,1 s dos trechos selecionados, a sua média foi, então, considerada para análise.

A modelagem das forças aplicadas na célula de carga foi realizada baseada nas descrições de Dantas (2008). A Figura 4.8 mostra esquematicamente como a célula de carga foi calibrada neste estudo.

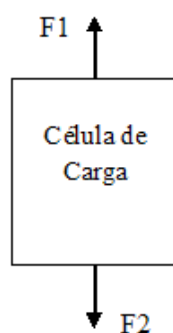


Figura 4.3 – Distribuição de forças na célula de carga durante a sua calibração. As forças F1 e F2 estão em sentido opostos e representam forças de tração.

Considerando que o torque gerado pela contração voluntária ou involuntária dos músculos opostos ao movimento seja igual ou próximo de zero, ou seja, os indivíduos foram cooperativos e não realizaram oposição ao movimento, foi utilizada como na Figura 4.9.

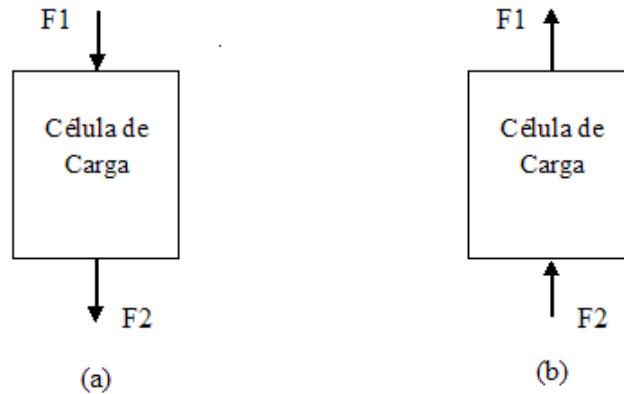


Figura 4.4 –Comportamento das forças aplicadas sobre a célula de carga durante o movimento de extensão (a) e flexão (b).

Sendo assim, considerou-se que o torque medido pela célula de carga foi igual ao torque aplicado pelo avaliador para realizar o movimento e utilizou-se o cálculo descrito na Equação 4.1:

$$T_{din} = F_{din}(t) \cdot d \quad (4.1)$$

onde:

$T_{din}(t)$  - torque medido pela célula de carga;

$F_{din}(t)$  – força medida pelo dinamômetro;

$d$  – distância entre o ponto de aplicação de força e o eixo de rotação (comprimento do antebraço).

Para a modelagem matemática do movimento de extensão do cotovelo considerou-se que o conjunto articulação do cotovelo e antebraço se comporta como um sistema massa-mola-amortecedor, onde a massa contém os componentes inerciais do movimento, a mola os componentes elásticos e o amortecedor os componentes de atrito viscoso. O torque resultante seria relativo a esse modelo (Equação 4.2), como sugerido por outros autores (MCCREA *et al.*, 2003; PAULA *et al.*, 2008a e b; DANTAS, 2008).

$$TQ(t) = I \cdot \ddot{\theta}(t) + B \cdot \dot{\theta}(t) + K \cdot \theta(t) + C \quad (4.2)$$

onde:

$TQ(t)$  - torque resultante =  $Tdin$  (Equação 4.1);

$\ddot{\theta}(t)$  - aceleração angular;

$\dot{\theta}(t)$  - velocidade angular;

$\theta(t)$  - deslocamento angular;

$I$  - coeficiente inercial;

$B$  - coeficiente de atrito viscoso;

$K$  - coeficiente elástico;

$C$  - constante

Os coeficientes da equação foram estimados pelo método dos mínimos quadrados, que gerou um valor para cada coeficiente em cada um dos três trechos analisados e a média de cada coeficiente foi calculada para posterior análise.

Foram geradas, de forma indireta, as grandezas de velocidade angular e aceleração angular a partir da derivação numérica do deslocamento angular (Figura 4.10) medido pelo sistema. Posteriormente, foram calculadas as suas respectivas médias nos trechos de extensão dos ciclos selecionados e estas, consideradas para análise.

Foram comparadas diferenças obtidas entre o grupo sedentário e o praticante de atividade física, assim como entre os grupos de atividade física (hidroginástica, alongamento e treinamento de força) em cada amplitude testada.

Foi feita análise descritiva por meio de *Box Plot* ilustrando a mediana e o intervalo interquartil de cada variável. A normalidade dos dados foi testada usando o teste *Shapiro-Wilk* e em seguida foram aplicados os seguintes testes não paramétricos: teste de *Kruskal-Wallis* para comparação entre as medianas (RMS X Amplitude; RMS X Grupo; Velocidade Média X Grupo; Velocidade Média X Amplitude; Aceleração Média X Grupos; Aceleração Média X Amplitude; Força Média X Grupo; Força Média X Amplitude; Coeficiente Inercial X Amplitude; Coeficiente Inercial X Grupo; Coeficiente Viscoso X Grupo; Coeficiente Viscoso X Amplitude; Coeficiente Elástico X Amplitude; Coeficiente Elástico X Grupo) e teste U de *Mann-Whitney* para detectar onde estava a diferença (par a par). A análise dos dados foi realizada por meio do programa *STATISTICA 6* e o nível de significância adotado foi de 0,05.

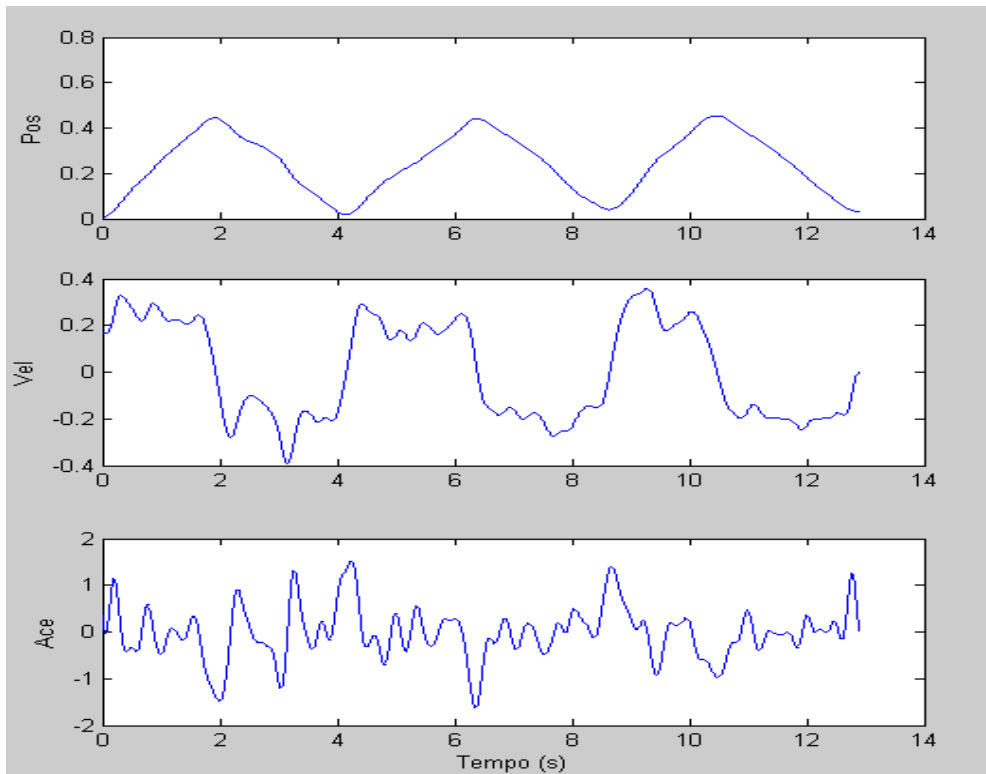


Figura 4.5 – Exemplo de sinais de velocidade em rad/s (Vel) e aceleração em rad/s<sup>2</sup> (Ace) gerados a partir do sinal de posição em rad (Pos).

# Capítulo 5

## Resultados

Todos os valores médios apresentados se referem a média obtida entre os trechos de extensão selecionados para análise em três ciclos consecutivos. Vale lembrar que os 10% iniciais e 20% finais referentes à extensão de cada ciclo foram excluídos da análise.

### 5.1 Força Média

Não foram observadas diferenças significativas da força média entre os grupos em nenhuma amplitude analisada. Porém, quando a força média foi comparada entre as amplitudes, todas apresentaram diferenças significantes. Na Figura 5.1 podem ser observadas diferenças entre as amplitudes de 13 ° e 26 ° ( $p = 0,002$ ), 13 ° e 52 ° ( $p = 9.10^{-10}$ ), 13 ° e 104 ° ( $p = 1.10^{-12}$ ), 26 ° e 52 ° ( $p = 6.10^{-5}$ ), 26 ° e 104 ° ( $p = 0,033$ ), 52 ° e 104 ° ( $p = 6.10^{-5}$ ). É importante observar a presença de valores negativos em todas as amplitudes de deslocamento analisadas.

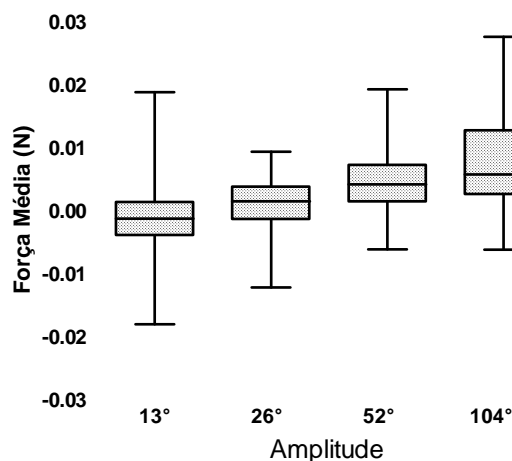


Figura 5.1 - Mediana e intervalo interquartil da Força Média entre as amplitudes de deslocamento angular analisadas.

### 5.2 Velocidade Média

Expressa a média das velocidades instantâneas, que foram obtidas a partir da diferenciação do sinal de deslocamento. A Figura 5.2 ilustra um exemplo do sinal da



velocidade angular adquirido em três ciclos de flexão e extensão do cotovelo, na amplitude de 104 °.

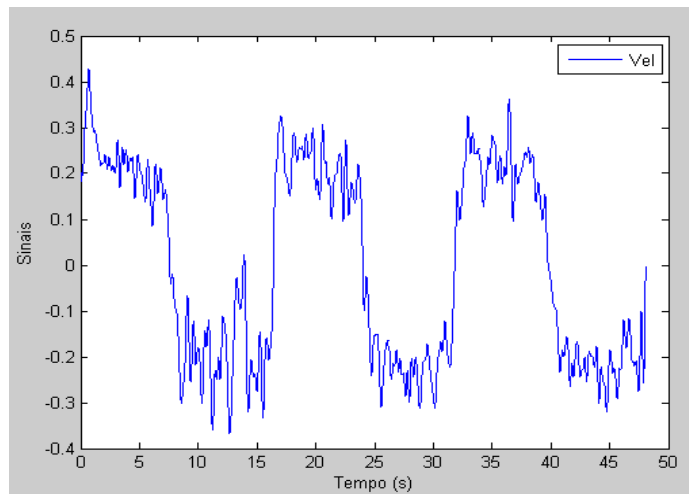


Figura 5.2 – Velocidade angular (eixo das ordenadas calibrado rad/s).

A Figura 5.3. mostra que há uma tendência das medianas serem iguais, contudo houve diferença significativa da Velocidade Média entre as amplitudes de 13 ° e 52 ° ( $p = 0,023$ ), 13 ° e 104 ° ( $p = 9.10^{-5}$ ), 26 ° e 104 ° ( $p = 0,0067$ ). É possível observar que em 13 ° houve uma grande dispersão dos valores obtidos.

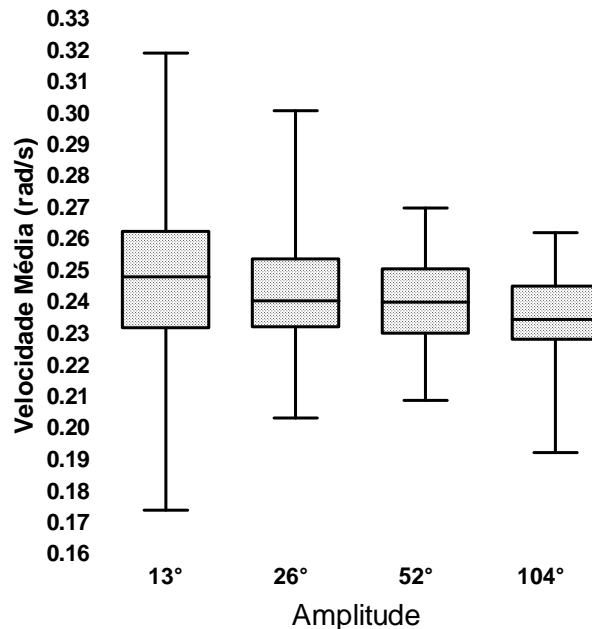


Figura 5.3 – Mediana e intervalo interquartil da Velocidade Média nas diferentes amplitudes de deslocamento angular analisadas.

### 5.3 Aceleração Média

Expressa a média das acelerações angulares instantâneas, que são obtidas a partir da diferenciação do sinal de velocidade angular. A Figura 5.4 mostra um exemplo do sinal da aceleração angular adquirido em três ciclos de flexão e extensão do cotovelo, na amplitude de 104 °.

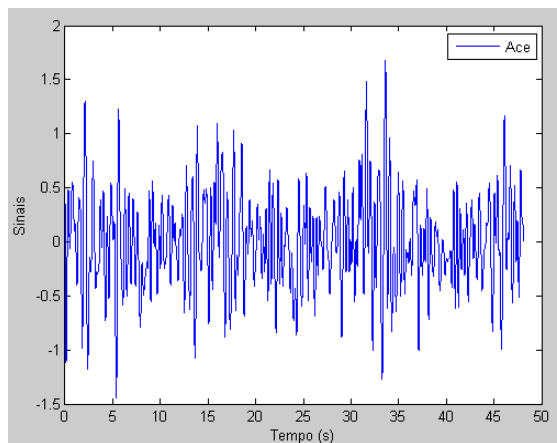


Figura 5.4 – Sinal da Aceleração angular (eixo das ordenadas calibrado rad/s<sup>2</sup>)

Quando comparado os valores de Aceleração Média entre os grupos, não foram observadas diferenças significantes, porém entre as amplitudes de deslocamento angular (Figura 5.5) houve diferença significativa entre 13 ° e todas as outras ( $p = 1.10^{-7}$ ). Assim como a Velocidade em 13 °, a Aceleração Média nessa amplitude mostrou maior dispersão que nas demais.

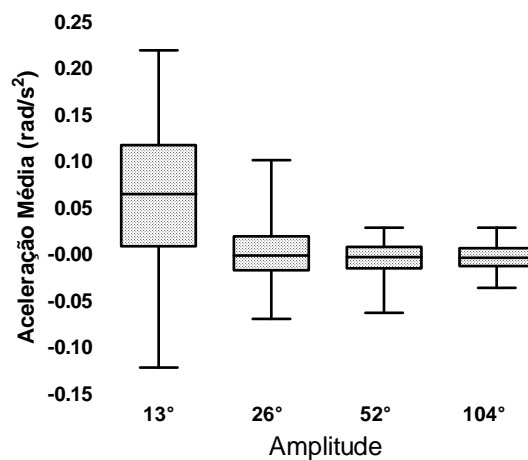


Figura 5.5 – Mediana e intervalo interquartil da Aceleração Média em cada amplitude analisada.

## 5.4 RMS Médio do Sinal de EMG de tríceps

Um exemplo do sinal adquirido de EMG do tríceps braquial em três ciclos de flexão e extensão na amplitude de  $13^\circ$  pode ser observado na Figura 5.6. É possível notar contrações evidentes.

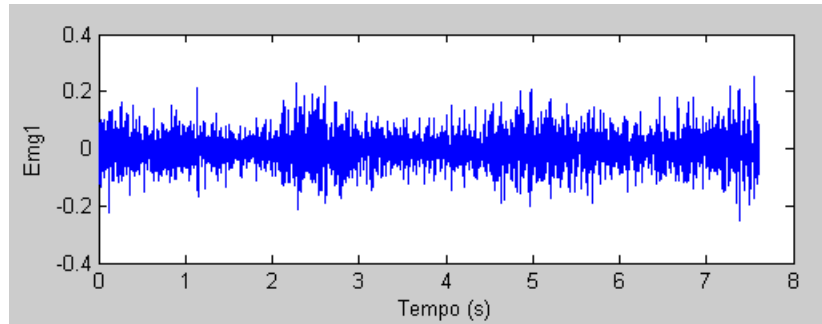


Figura 5.6 – Sinal de EMG do tríceps braquial (eixo das ordenadas calibrado mV).

A Figura 5.7 mostra o valor RMS médio do sinal de EMG do tríceps braquial em cada amplitude de deslocamento angular analisada. Não foram observadas diferenças significantes entre elas, além disso, é possível observar que os valores, em todas as amplitudes, foram muito pequenos e apresentaram baixa variabilidade.

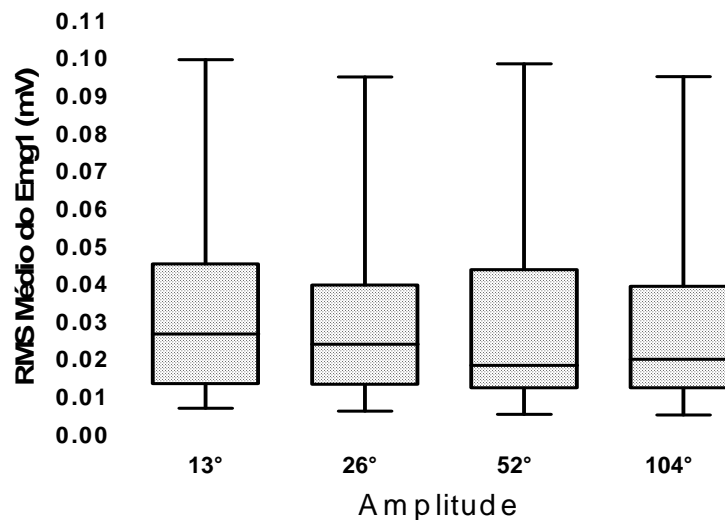


Figura 5.7 - Mediana e intervalo interquartil do RMS médio do sinal de Emg1 entre as amplitudes de deslocamento angular analisadas.

## 5.5 RMS Médio do Sinal de EMG de bíceps

O sinal eletromiográfico do bíceps braquial mostrou um comportamento similar ao do EMG do músculo tríceps braquial. A Figura 5.8 ilustra um exemplo de sinal adquirido de EMG do tríceps braquial durante três ciclos de flexão e extensão. É possível notar que não houve padrão contínuo.

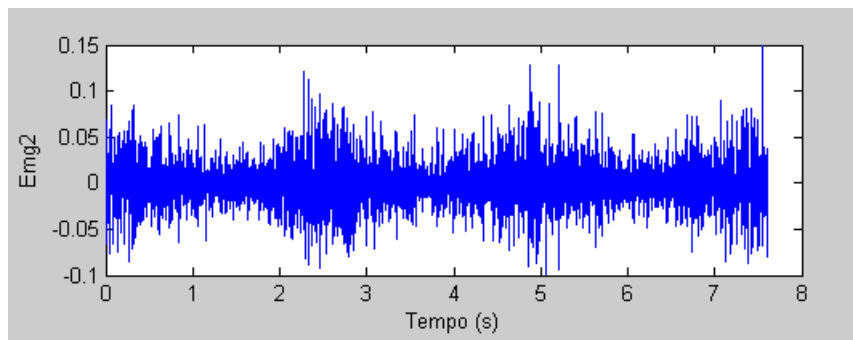


Figura 5.8 – Sinal de EMG do bíceps braquial (eixo das ordenadas calibrado mV).

No gráfico de barras da Figura 5.9 observa-se que a mediana dos valores RMS médios em cada amplitude foi pequena e apresentou baixa variabilidade.

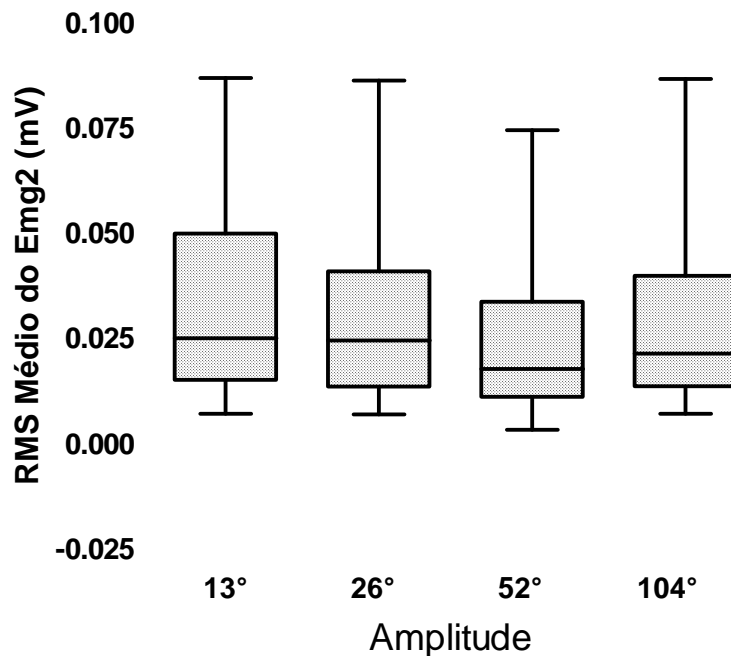


Figura 5.9 - Mediana e intervalo interquartil do RMS médio do sinal de Emg2 entre as amplitudes de deslocamento angular analisadas.

## 5.6 Coeficiente Inercial (*I*)

A Figura 5.10 mostra que os valores do Coeficiente Inercial não apresentaram diferenças significativas entre os grupos, assim como entre as amplitudes.

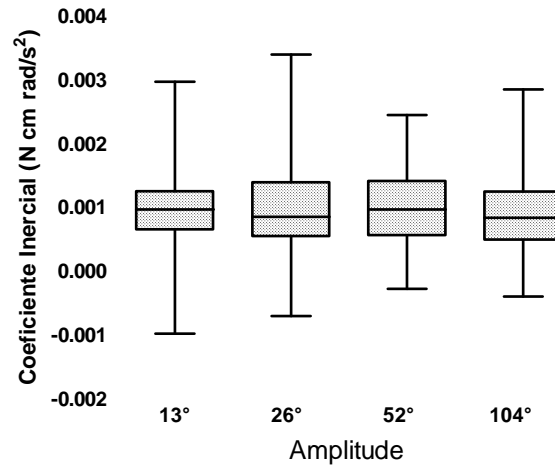


Figura 5.10 – Mediana e intervalo interquartil do Coeficiente Inercial entre as amplitudes de deslocamento angular analisadas.

## 5.7 Coeficiente Viscoso (*B*)

Os valores de Coeficiente Viscoso quando comparados entre os grupos não apresentaram diferenças significativas. Porém, quando comparados entre as amplitudes (Figura 5.11) houve diferença significativa entre 13 ° e todas as outras ( $p = 1.10^{-6}$ ).

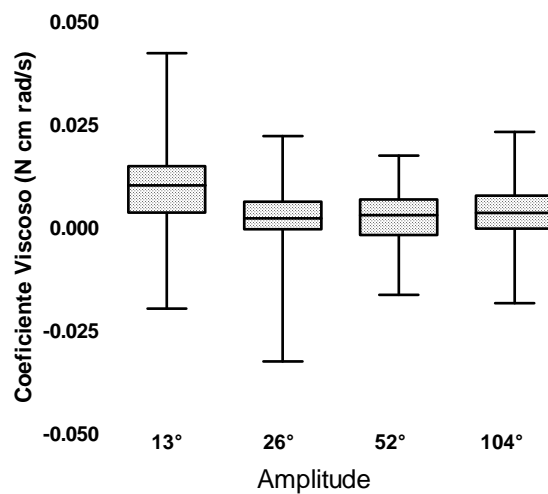


Figura 5.11 – Mediana e intervalo interquartil do Coeficiente Viscoso entre as amplitudes de deslocamento angular analisadas.

## 5.8 Coeficiente Elástico ( $K$ )

A Figura 5.12 mostra que houve diferença significativa entre o grupo de alongamento e hidroginástica ( $p = 0,014$ ) e entre hidroginástica e força ( $p = 0,026$ ) na amplitude de  $13^\circ$ . Nesta amplitude os valores dos grupos de hidroginástica e sedentários apresentaram valores médios de  $K$  superiores aos outros grupos.

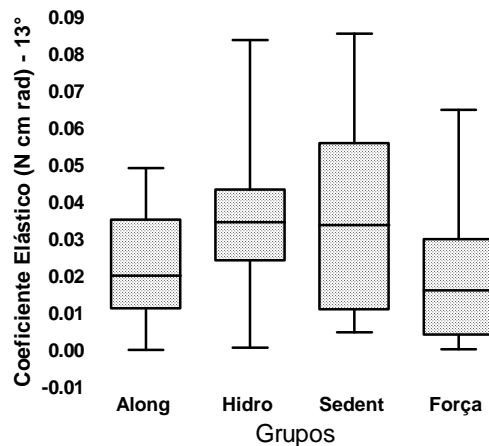


Figura 5.12.- Mediana e intervalo interquartil do valor do  $K$  entre grupos em  $13^\circ$ .

Para a amplitude de  $26^\circ$  (Figura 5.13) foi observada diferença significativa apenas entre alongamento e hidroginástica ( $p = 0,0042$ ). É possível notar uma grande dispersão nos valores médios de  $K$  no grupo de sedentários. Assim como na amplitude de  $13^\circ$ , em  $26^\circ$  os grupos de alongamento e força apresentaram menores valores de  $K$ .

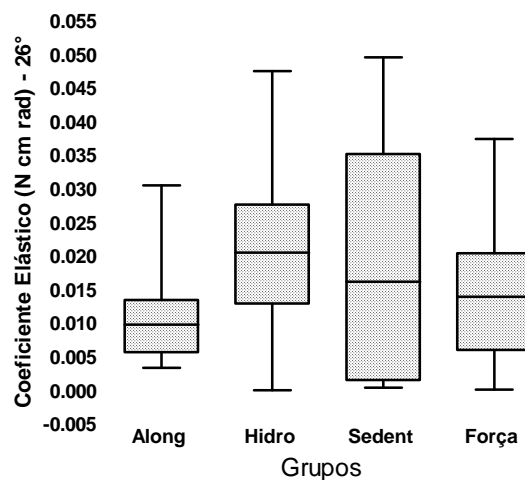


Figura 5.13 - Mediana e intervalo interquartil do  $K$  entre grupos na amplitude de  $26^\circ$ .

Para a amplitude de 52 ° houve diferença significativa entre alongamento e hidroginástica ( $p = 0,039$ ), alongamento e sedentário ( $p = 0,0067$ ), hidroginástica e força ( $p = 0,019$ ), sedentário e força ( $p = 0,007$ ), como mostrado na Figura 5.14. A dispersão dos valores médios de  $K$  em cada grupo pode ser observada na Figura 5.15.

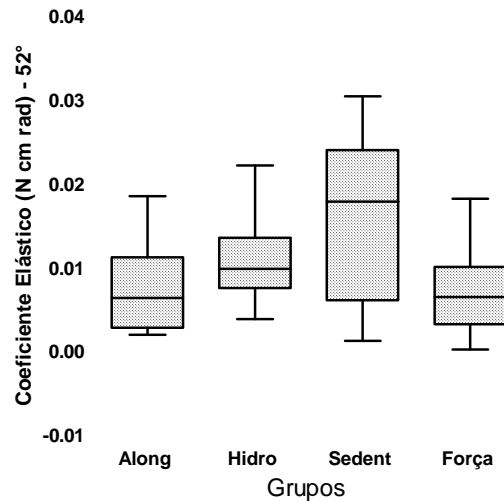


Figura 5.14- Mediana e intervalo interquartil do  $K$  entre grupos na amplitude de 52 °.

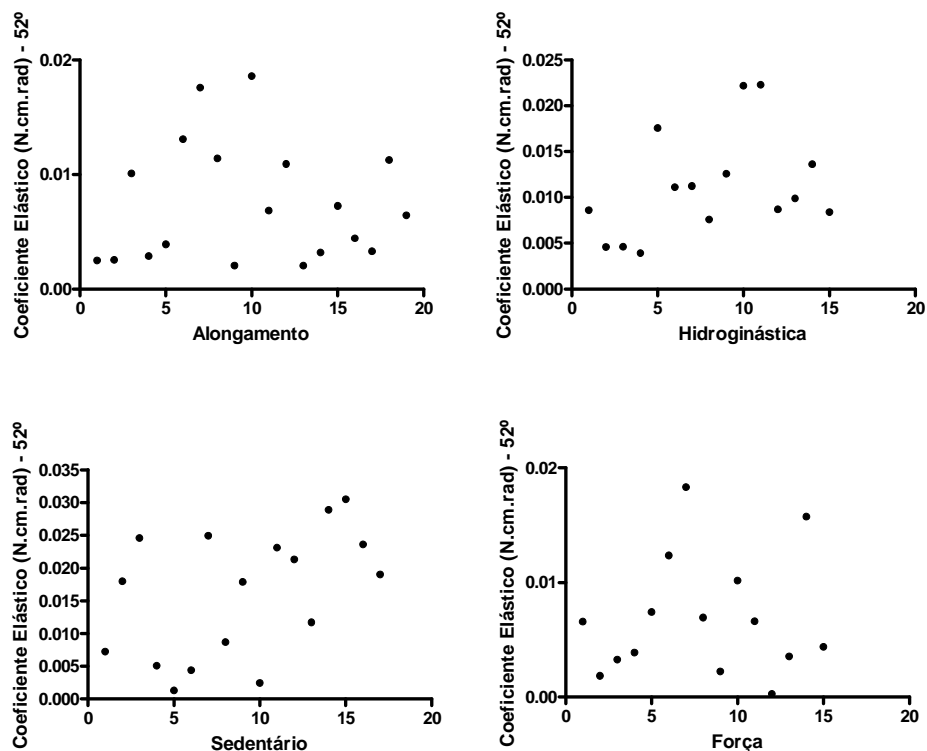


Figura 5.155- Scatter plot dos valores médios de  $K$  para cada grupo na amplitude de 52 °.

Para a amplitude de  $104^\circ$  houve diferença significativa entre hidroginástica e força ( $p = 0,017$ ), força e sedentário ( $p = 0,006$ ). Essas diferenças podem ser observadas na Figura 5.16. Nesta amplitude o grupo de força apresentou valores médios de  $K$  menores e menos dispersos que os demais grupos.

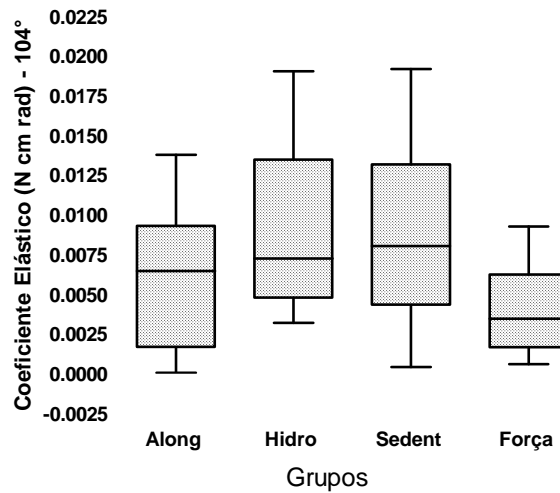


Figura 5.166. – Mediana e intervalo interquartil do  $K$  entre grupos na amplitude de  $104^\circ$ .

Na Figura 5.17 se pode observar um comportamento decrescente do  $K$  a medida que a amplitude é aumentada. Somente entre as amplitudes de  $26^\circ$  e  $104^\circ$  não foi observada diferença significativa ( $p = 0,174$ ).

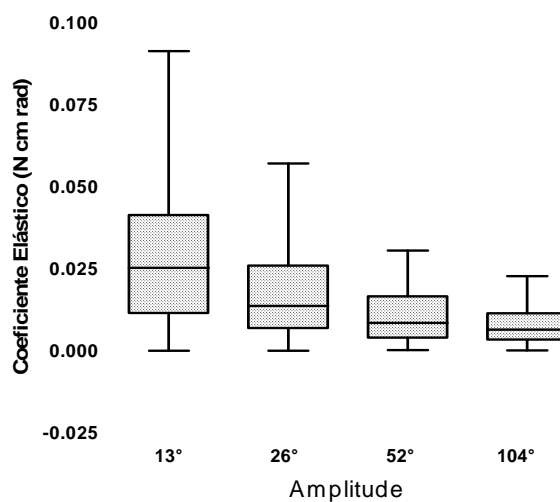


Figura 5.17 - Mediana e intervalo interquartil do  $K$  entre as amplitudes de deslocamento angular analisadas.



As Figuras 5.18, 5.19, 5.20, e 5.21 mostram os valores médios do K entre as amplitudes para cada grupo analisado. Em todos os grupos é possível observar um valor decrescente de K com o aumento da amplitude de movimento. A amplitude de 13 ° apresentou valores médios de K, assim como sua dispersão, superiores as demais amplitudes em todos os grupos estudados.

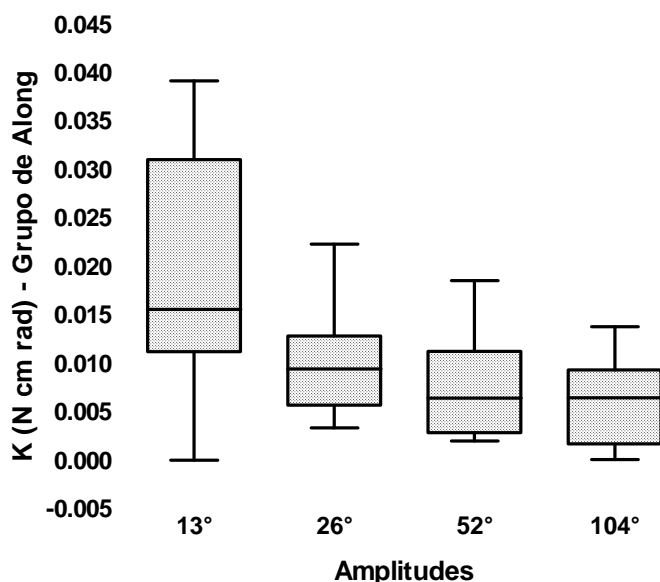


Figura 5.178 - Mediana e intervalo interquartil do K entre as amplitudes de deslocamento angular para o grupo de Alongamento.

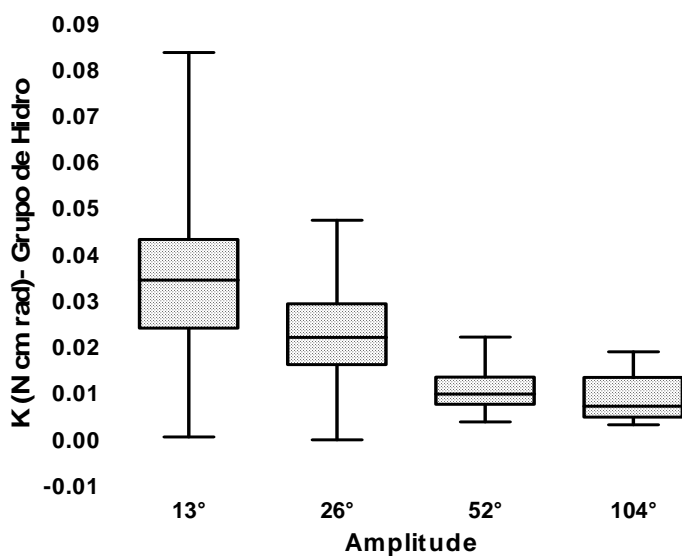


Figura 5.189 - Mediana e intervalo interquartil do K entre as amplitudes de deslocamento angular para o grupo de Hidroginástica.

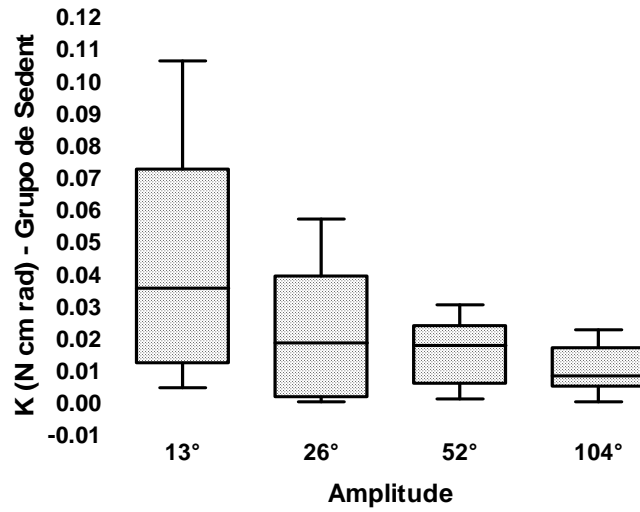


Figura 5.20 - Mediana e intervalo interquartil do  $K$  entre as amplitudes de deslocamento angular para o grupo de Sedentário.

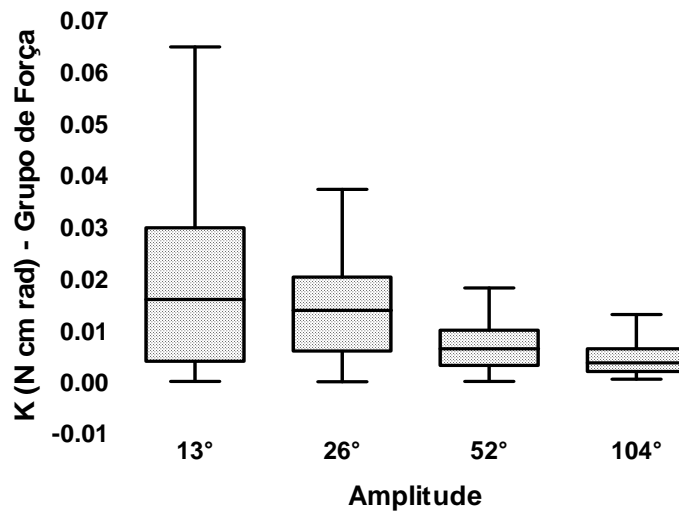


Figura 5.21 - Mediana e intervalo interquartil do  $K$  entre as amplitudes de deslocamento angular para o grupo de Força.

# Capítulo 6

## Discussão

Os mecanismos de regulação do tônus muscular têm sido objeto de investigação de muitos estudos, principalmente no que diz respeito à compreensão das alterações oriundas de patologias neurológicas, como espasticidade (DANTAS, 2008; PISANO *et al.*, 2000; PANDYAN *et al.*, 2001). Porém, poucos autores têm voltado suas pesquisas para o entendimento das mudanças que ocorrem nas propriedades passivas musculares inerentes ao envelhecimento, assim como a influência da atividade física na manutenção do tônus muscular. A proposta do presente estudo foi comparar o tônus muscular de idosos sedentários e praticantes de atividade física, a fim de contribuir para o aprimoramento de programas de ginástica para terceira idade na manutenção do tônus muscular em idosos participantes.

Como descrito no Capítulo 2 (seção 2.3), com o envelhecimento ocorrem alterações fisiológicas, por exemplo, redução da massa muscular, assim como redução de sua extensibilidade e elasticidade, contribuindo para redução da amplitude de movimento articular. Além disso, algumas células atrofiam, outras são substituídas por tecido adiposo e conjuntivo (STEVES *et al.*, 1997). Sendo assim, supõe-se que haja alterações no torque resistivo passivo em pessoas idosas e que a prática de atividade física regular contribua significativamente na redução dessas alterações.

Frente a isto, seria plausível supor que os aparelhos desenvolvidos para a prática clínica poderiam ser ferramenta útil, também, para os profissionais de educação física na quantificação das alterações do tônus muscular em idosos e, assim, propor um programa de exercícios que vise minimizar os efeitos deletérios do envelhecimento. Com esse objetivo, foi utilizado no presente estudo o aparelho desenvolvido por Dantas (2008) para pacientes espásticos e adaptado por Paula (2008a e b) para indivíduos saudáveis, que permitiu realizar inferências acerca das características de rigidez elástica e viscosa.

O presente estudo optou em aplicar o método dos mínimos quadrados para o cálculo dos parâmetros (K-B-I) do modelo de segunda ordem massa-mola-amortecedor. Alguns autores utilizaram esse modelo (Equação 4.2) para a caracterização das propriedades elásticas, viscosas e inerciais dos músculos (PROSKE, MORGAN, 1999; AXELSON, 2005; GAJDOSIK, 2001; PAULA *et al.*, 2008, DANTAS 2008, MCCREA

*et al.*, 2003), tanto em pacientes com lesão neurológica, quanto em indivíduos saudáveis em diversas faixas etária.

Em seus estudos com voluntários jovens e saudáveis, Paula *et al.* (2008a) utilizou o modelo massa–mola–amortecedor e concluiu que este, associado a um protocolo de controle da velocidade de movimento, resultou em um coeficiente de elasticidade (K) sensível às diferenças existentes entre homens e mulheres, assim como à frequência semanal de treinamento físico. Os autores ressaltam ainda que o uso do K não é suficiente para uma quantificação mais detalhada do tônus muscular alterado devido a patologias neurológicas, uma vez que não abrange alterações de origem reflexa. Contudo, tal parâmetro se mostrou adequado para avaliação quantitativa do tônus em pessoas saudáveis, sendo útil para investigação de questões relacionadas ao envelhecimento, treinamento físico e alongamento. Essa afirmação motivou a investigação científica do presente estudo.

O protocolo adotado, com frequências de movimento progressivamente menores, visava a melhor caracterização do componente elástico em diferentes amplitudes. Nesse sentido, mostrou-se eficiente, uma vez que o valor médio de K, assim como sua dispersão, apresentou comportamento decrescente à medida que a amplitude foi aumentada (Figura 5.21). Desta forma, na maior periodicidade testada neste estudo, equivalente à amplitude de 104 °, onde foi obtida a menor frequência de movimento, o valor médio de K foi menor quando comparado com as demais periodicidades, semelhante ao reportado por Paula *et al.* (2008a) em seu estudo com jovens saudáveis. Esse comportamento era esperado, pois esse coeficiente é inversamente proporcional ao deslocamento angular.

O mesmo foi observado ao comparar o valor médio do K entre os grupos, pois notou-se que os valores de coeficiente elástico diminuíram à medida que a amplitude de movimento aumentava (Figuras 5.22, 5.23, 5.24, e 5.25). Além disso, o valor médio do coeficiente elástico apresentou diferença significativa entre os grupos em todas as amplitudes testadas. Era esperado que o grupo de sedentário apresentasse valores médios de K diferentes dos demais grupos, pois as atividades escolhidas para análise, supostamente, teriam alguma influência sobre o tônus muscular. Contudo os resultados encontrados mostraram que apenas os grupos de alongamento e força diferiram significativamente em relação aos sedentários, além disso essa diferença foi observada somente nas amplitudes de 52 e 104 °.

A hidroginástica é uma atividade desenvolvida em grupo, praticada na água e, embora utilize materiais com o objetivo de oferecer resistência ao movimento executado pelo praticante, existem alguns fatores que não podem ser controlados pelo profissional responsável, como a velocidade com que o movimento está sendo realizado pelo praticante ou ainda, se o material utilizado (geralmente, flutuadores) está submerso para gerar essa sobrecarga. Em suma, pode ser que dois princípios básicos do treinamento físico (princípio da individualidade e princípio da sobrecarga) não sejam, geralmente, atendidos nessas aulas e que isso tenha contribuído para os resultados parecidos entre o grupo sedentário e o de hidroginástica, que ainda apresentaram maior coeficiente K quando comparados com os demais, em todas as amplitudes estudadas.

Os grupos de força e alongamento apresentaram valores médios do K menores que os outros dois grupos em todas as amplitudes analisadas. Além disso, esses grupos não diferiram entre si em nenhuma das análises. Isso pode ser explicado devido ao fato de ser prática comum entre os frequentadores de academias executar uma rotina de alongamento antes e depois de uma sessão de treinamento de força (musculação). Exercícios de alongamento são comumente recomendados na literatura com o propósito de prevenir lesões e dores musculares, muito embora esta recomendação não esteja pautada em evidências científicas (RUBINI *et al.*, 2007). Vale ressaltar que a rotina de treinos dos voluntários não foi controlada pelo avaliador.

O grupo de sedentários apresentou uma maior dispersão com relação aos demais grupos em todas as amplitudes, porém na amplitude de 13 ° os valores médios de K, assim como sua dispersão, foram superiores as demais amplitudes em todos os grupos estudados. Os valores médios da aceleração angular também apresentaram uma maior dispersão na amplitude de 13 °. Além disso, essa amplitude diferiu significativamente em relação às demais, o que indica uma maior dificuldade encontrada por parte do avaliador em manter o movimento uniforme ao longo da menor periodicidade testada. Isso pode ser atribuído ao posicionamento do voluntário adotado neste estudo (ombro abduzido a 90 °), onde pode ter ocorrido um erro metodológico por não levar em consideração a limitação do arco de movimento dessa articulação nos idosos, assim como a pouca flexibilidade do músculo bíceps braquial.

Como mencionado anteriormente, ainda são poucos os trabalhos que abordam alterações das propriedades elásticas causadas pelo envelhecimento e tão pouco as, supostamente, causadas pela prática de atividades físicas distintas. Além disso, não é possível fazer de forma direta uma comparação com os resultados de outros estudos,

uma vez que estes diferem quanto aos protocolos adotados, seja no que concerne deslocamento angular, velocidade ou frequência de movimento.

Paula *et al.* (2008b) investigaram o comportamento das propriedades elásticas no músculo bíceps braquial, entre indivíduos jovens e idosos, de ambos os sexos, usando um protocolo semelhante ao presente estudo, com velocidade constante de 13 °/s, porém apenas na amplitude de 100°. Os autores observaram que os valores médios do parâmetro K diferiram significativamente entre os grupos nessa amplitude e que os valores de coeficiente elástico de pessoas idosas foram menores do que os de pessoas jovens. Contudo, esse comportamento não foi discutido pelos autores. Um outro estudo examinou o impacto do envelhecimento nas propriedades mecânicas nos músculos flexores plantares em 12 jovens e 11 idosos onde observou que o coeficiente elástico não apresentou diferença significativa entre os grupos em nenhuma velocidade testada (OCHALA *et al.*, 2004). Os autores justificam os resultados encontrados pautando-se na suposição de que alterações musculares, como redução da área de secção transversa e do volume muscular, assim como mudanças na cartilagem articular, tecido subcondral, membrana sinovial, tecido ligamentar e tendinoso poderiam contribuir para um declínio da força muscular e da amplitude de movimento articular nos idosos, onde a influência de cada uma dessas alterações poderia ocorrer no sentido de aumentar ou diminuir o coeficiente elástico, equilibrando-se. É importante salientar que esses trabalhos investigaram o coeficiente elástico em grupamentos musculares distintos, que diferem entre si quanto a forma, função e áreas de secção transversa e, por isso não é possível avaliar se o processo de envelhecimento poderia influenciá-los de maneira diferente.

Ochala *et al.* (2004), apontam que o músculo esquelético é caracterizado por suas propriedades contráteis e elásticas e usam o modelo de Hill (1950) para afirmar que as propriedades elásticas do músculo estão descritas por componentes elásticos em série e em paralelo. Para eles, a rigidez dos componentes elásticos em série é relacionada linearmente com a força. Os componentes elásticos em série seriam, então, separados em uma fração ativa, caracterizada pelas fibras musculares e uma fração passiva, caracterizada pelos tendões (HUXLEY e SIMMONS, 1971). Para Horowitz *et al.*, (1987), os componentes elásticos em paralelo são compostos de sarcolema, tecidos conjuntivos (endomísio, perimísio, epimísio) e proteínas estruturais, como a titina. Alguns estudos afirmam que a resistência ao alongamento passivo é causada principalmente pelo perimísio, tecido conjuntivo que rodeia os fascículos musculares e sofrem deformação mecânica quando a unidade músculo-tendão é alongada

(PURSLOW, 1989). Outros autores completam dizendo que o endomísio, que envolve as fibras musculares, também teria contribuição nas forças de resistência passiva de um músculo alongado (PURSLOW e TROTTER, 1994).

A titina constitui aproximadamente 10% de massa da miofibrila, tem a função de centralizar o filamento de miosina no sarcômero, mas sua principal propriedade é desenvolver tensão passiva, que se refere à força exercida pelo sarcômero contra o alongamento, em contraste à força ativa produzida pela interação entre actina e miosina (WANG *et al.*, 2001). Hill (1968) realizou pequenos alongamentos em velocidades baixas no músculo sartório de sapos desnervados e deduziu que uma pequena parte elástica da tensão de repouso é devido à interação entre esses filamentos. Outro fator que poderia influenciar a resistência ao alongamento passivo é o formato sanfonado da linha Z, que permite um ajuste importante do sarcômero que, quando tensionado, contribui com a elasticidade muscular. As mudanças efetivas no comprimento do sarcômero, que são geradas pela força exercida pelos filamentos finos sobre a linha Z, podem gerar elasticidade em série, contribuindo para a flexibilidade.

Um estudo quantitativo realizado com gatos descreveu que cerca de 47% da resistência ao movimento passivo seria proveniente da cápsula articular, 41% do músculo, 10% do tendão e 2% da pele (JOHNS *et al.*, 1962). Esses autores comentam que à medida que o movimento se aproxima de sua amplitude máxima, a limitação imposta pelos tendões aumenta significativamente. Gajdosik (2001) ressalta que o tendão tem extensibilidade mínima quando comparado com a muscular. Como no presente estudo as amplitudes analisadas não foram próximas a amplitude máxima alcançada por cada voluntário e considerando o relato supracitado da literatura, o tendão teve seu comprimento considerado constante e, tão logo não participou da análise.

Johns (1962) conclui em seus estudos com animais que a elasticidade seria o principal fator envolvido no torque resistivo, enquanto que a inércia e a viscosidade representariam menos de 10% da resistência ao movimento passivo. Embora o estudo tenha sido realizado em animais, essa afirmação corrobora com os resultados encontrados no presente estudo, pois os valores médios do coeficiente viscoso apresentaram pouca variação entre as diferentes amplitudes, o que era esperado, visto que é análogo a um elemento resistivo. Embora seu valor médio tenha apresentado diferença significativa entre a amplitude de 13 ° e todas as outras, além da velocidade média ter diferido estatisticamente entre as amplitudes, o torque viscoso mostrou-se pouco expressivo quando comparado ao torque elástico na influencia do torque resistivo

total. Paula *et al.* (2008a) encontraram comportamento semelhante ao do coeficiente viscoso em indivíduos jovens, porém em seus estudos a velocidade média não foi diferente entre as amplitudes. Os autores justificam supondo que o comportamento viscoso do sistema pode não ter ficado evidente em função do protocolo utilizado.

A metodologia empregada neste estudo baseou-se nos trabalhos encontrados relacionados ao tema; contudo, apresentou algumas limitações quanto à aplicação deste na população analisada. Com relação ao tamanho da amostra utilizada neste estudo, acredita-se que foi satisfatória e representativa, dada a dificuldade em encontrar idosos que praticassem uma das modalidades investigadas a mais de seis meses contínuos, assim como estabelecimentos que dispusessem de programas direcionados a essa população. Muito embora seja comum encontrar projetos sociais de atividade física voltados à terceira idade, estes não se mostraram eficientes no que diz respeito a um plano de treino com o objetivo de aumentar ou pelo menos manter a massa muscular, visto que o princípio da sobrecarga, geralmente, não é respeitado em tais projetos. A escolha pelas modalidades de alongamento, hidroginástica e treinamento de força (musculação) se deu devido ao fato destas serem as mais praticadas por idosos, além de se enquadrarem na proposta deste estudo no que se refere às possíveis alterações do tônus muscular com o treinamento, como visto na sessão 2.4.

O posicionamento do voluntário para a realização da manobra foi semelhante ao adotado por alguns autores (PANDYAN *et al.*, 2001; PAULA *et al.*, 2008a e b). O voluntário ficou sentado, com o braço e antebraço apoiados em um aparelho onde o ombro permanecia abduzido a 90 ° durante a realização do movimento na articulação do cotovelo. Esta posição foi adotada a fim de eliminar os efeitos da força de gravidade sobre a musculatura em questão. Porém, com a população analisada neste estudo a posição escolhida não se mostrou pertinente, visto que muitos idosos apresentaram limitação articular e pouca flexibilidade, o que dificultou a realização adequada das amplitudes durante os testes.

Assim como a maioria dos trabalhos relacionados ao tema, foi utilizado neste estudo sensores de deslocamento angular, de força e eletromiografia de superfície da musculatura envolvida. O sinal de EMG foi usado apenas para controle de contrações voluntárias durante o movimento, servindo como critério de exclusão dos sinais que apresentavam comportamento diferente dos registrados durante o estado de repouso do membro analisado. Estudos anteriores usaram o mesmo critério para certificar a



ausência de contração (LEE *et al.*, 2002; AXELSON, 2005; GORDON *et al.*, 2006; PAULA *et al.* 2008a e b).

Entretanto, no presente estudo a população analisada mostrou grande dificuldade em se manter relaxada durante o movimento. Nas Figuras 5.11 e 5.13 é possível observar a presença de contrações voluntárias durante a realização do teste, principalmente nos últimos graus de extensão. Essas contrações não eram esperadas, visto que foi solicitado ao voluntário que permanecesse com a musculatura do braço e antebraço relaxada ao longo da manobra. Discute-se que algumas pessoas são incapazes de relaxar e, frequentemente, são suscetíveis ao aumento da tensão muscular (HANNON, 2000; MYERS, 1998). Isso sugere que indivíduos idosos podem apresentar maior dificuldade em manter-se relaxado voluntariamente.

A força resistiva ao movimento passivo foi mensurada utilizando célula de carga, assim como relatada em grande parte da literatura pesquisada (AXELSON, 2005, WIEGNER, WATTS, 1986; GHKA *et al.*, 1993; DANTAS, 2008; PAULA *et al.*, 2008a e b). Pandyan *et al.* (2001) também fez uso de dinamômetro em seus estudos, porém não detalharam se a força medida era de oposição ao movimento passivo. Além disso, os autores são criticados por Dantas (2008) por não terem medido corretamente o torque resistivo, uma vez que não foi inferida a distância entre o ponto de aplicação da força e a articulação que realizava o movimento. Outros autores (GORDON *et al.*, 2006; LEE *et al.*, 2002), assim como Pandyan *et al.* (2001) também não descrevem qual força foi mensurada em seus estudos, embora estes tenham utilizado sistemas com manguitos para realizar tal medida. Neste estudo, os resultados encontrados para a força média (Figura 5.1) apresentaram comportamento diferente do esperado, visto a presença de valores negativos em todas as amplitudes analisadas, indicando que alguns voluntários se opunham ao movimento realizado. Fatores relacionados a essa população, como dificuldade em manter-se relaxado, limitação articular e pouca flexibilidade, podem explicar, em parte, tal achado. Mesmo assim, os valores RMS médios nas diferentes amplitudes (Figuras 5.12 e 5.14) se mostraram muito pequenos neste estudo, o que induz a acreditar que o torque resistivo obtido pode não ter sofrido influência dessa contração muscular voluntária observada.

É prática comum entre os estudos utilizar equipamentos ou dispositivos mecânicos que proporcionam maior controle das variáveis estudadas, a fim de minimizar a variabilidade. Neste estudo, a variável escolhida para controle foi a velocidade angular, assemelhando-se ao adotado por outros autores (PISANO *et al.*,

1996; GIELEN, HOUK, 1989; PAULA *et al.*, 2008a e b). Porém, o uso de equipamentos sofisticados, como isocinéticos, para controle da velocidade tornam o seu uso, na prática clínica ou em academias, pouco viável devido ao seu alto custo e grandes dimensões. Wood *et al.* (2005), recomendam o uso de *feedback* visual ou auditivo como guia para o avaliador, o que poderia minimizar a variabilidade da grandeza de entrada. Contudo, o *feedback* visual usado no presente estudo para controle da velocidade angular, não se mostrou tão eficiente, visto que a velocidade média entre as amplitudes diferiu significativamente. Esse fato dificulta a comparação dos resultados desse estudo com trabalhos que utilizaram como variável de controle a velocidade angular.

O protocolo do presente estudo foi baseado na técnica *ramp and hold*, com formas de ondas em rampa, onde a velocidade foi mantida constante durante o movimento e a amplitude articular foi pré-determinada. Wood *et al.* (2005), comentam que uma limitação dessa técnica é referente ao período de aceleração e desaceleração durante o início e fim do movimento. Na tentativa de superar essa limitação, alguns autores sugerem descartar os trechos relativos ao início e o fim do movimento, todavia não existe um consenso de qual porcentagem exata é preciso extrair para minimizar os efeitos dessa aceleração e desaceleração. Neste estudo essa medida foi adotada retirando os 10% iniciais e 20% finais relativos ao trecho de extensão selecionado para análise. Essa decisão baseou-se, também, nas evidências de contrações musculares voluntárias nos últimos graus de extensão nos sujeitos avaliados. Paula *et al.* (2008a e b) concluíram que seus resultados foram satisfatórios retirando os 20% iniciais e os 40% finais do trecho selecionado, ficando apenas com 40% do sinal referente ao trecho de extensão para análise, semelhante ao realizado por McCrea *et al.* (2003) em seus estudos, que retiraram os 30% iniciais e finais. Contudo, a porcentagem considerada para análise é questionável, uma vez que representa menos da metade do trecho analisado. Pisano *et al.* (1996) preferiram retirar uma parcela menor e optaram em excluir os 5% iniciais e finais.

Dada a dificuldade encontrada pelo avaliador em manter a velocidade angular constante ao longo da manobra, a aceleração média do trecho considerado para análise não foi totalmente nula, todavia esse comportamento não foi significativo, visto que o torque inercial, influenciado pela aceleração, foi inexpressivo quando comparado com os outros torques (viscoso e elástico). Sendo assim, o trecho selecionado para análise (70% do trecho total de extensão) foi considerado eficiente no que tange a retirada da influência da aceleração e desaceleração no movimento.

Como mencionado anteriormente, neste estudo optou-se em manter a velocidade angular constante em 13 °/s, admitindo-se um erro de 10% nessa medida. A escolha por essa velocidade se deu empiricamente, por ser lento o suficiente para não excitar o reflexo de estiramento, mas não demasiadamente lento a fim de possibilitar ao avaliador o acompanhamento do *feedback* visual. A literatura consultada avaliou as respostas resistivas ao movimento passivo em diversas velocidades, contudo a metodologia empregada nos diversos estudos difere bastante entre si. McCrea *et al.* (2003), ao analisarem as curvas do torque resistivo  $\times$  ângulo, em velocidades entre 30 e 180 °/s, variando as amplitudes de movimento entre 80 e 114 °, puderam verificar um pequeno efeito da interação entre velocidade e posição na resistência passiva e constataram que a relação entre torque resistivo e deslocamento angular foi linear em todas as velocidades testadas. Contudo, os autores não fizeram menção à influência do reflexo de estiramento em nenhuma das velocidades utilizadas. Outros autores relataram a presença do reflexo de estiramento somente a partir da velocidade de 100 °/s ao avaliarem a resposta resistiva ao movimento de extensão de punho em pessoas saudáveis nas velocidades entre 10 e 500 °/s (PISANO *et al.*, 1996). O mesmo foi reportado por WIEGNER, WATTS (1986). Visto isso, a velocidade adotada nesse estudo é justificada pautando-se nos relatos de linearidade para a relação entre torque resistivo e deslocamento.

Alguns autores relatam que para velocidades inferiores a 10 °/s a parcela da equação referente ao torque viscoso poderia ser considerada desprezível (LEE *et al.*, 2002). Desta forma, em baixas e constantes velocidades o modelo massa-mola-amortecedor seria reduzido, pois a aceleração seria pequena o suficiente para justificar a retirada do componente inercial do modelo, tornando o torque total dependente apenas da posição (PATRICK *et al.*, 2001; MCCREA *et al.*, 2003). Contudo, neste estudo optou-se em manter a parcela referente ao torque inercial no modelo, muito embora a influência deste sobre o torque total tenha se mostrada ínfima quando comparada aos outros torques (elástico e viscoso).

Quanto às amplitudes analisadas, neste estudo optou-se em avaliar o movimento de extensão e flexão do cotovelo com velocidade constante de 13 °/s em periodicidades de 1, 2, 4 e 8 s, o que resultou em amplitudes de 13, 26, 52 e 104 ° respectivamente. Alguns trabalhos sugerem a utilização da maior amplitude de movimento possível (MCCREA *et al.*, 2003), porém Dantas (2008) comenta que esta prática, sem a utilização de equipamentos isocinéticos, levaria o avaliador a encontrar dificuldades em realizar o movimento em periodicidades menores e propõe que amplitudes de

movimento em torno de 50 ° seriam suficientes para a avaliação. Gordon *et al.* (2006) realizaram movimentos em uma amplitude de aproximadamente 50 °, com periodicidades (0,3; 0,5; 1,0 e 1,5 s) e velocidades diferentes em um grupo de crianças saudáveis e outro com paralisia cerebral. Lee *et al.* (2004) em seus estudos com voluntários saudáveis e pacientes hemiplégicos adotaram as mesmas periodicidades de Gordon *et al.* (2006), porém o movimento era realizado na faixa de 60 a 120 °. Esses autores optaram por uma combinação de amplitudes de movimento e periodicidades que resultavam em velocidades angulares baixas, o que pode ter dificultado a observação da dependência da resistência ao movimento passivo com a velocidade.

Os achados de alguns trabalhos voltados às alterações tônicas oriundas de patologias neurológicas são, geralmente, comparados aos escores da Escala de *Ashworth*, comumente utilizada na prática clínica para qualificar o grau de hipertonía. Todavia, essa comparação não pode ser realizada no presente estudo, pois tal escala não é sensível às possíveis diferenças causadas pelo envelhecimento ou pelo efeito da atividade física no tônus muscular.

# Capítulo 7

## Conclusão

Pesquisas voltadas a investigação das mudanças que ocorrem nas propriedades passivas musculares inerentes ao envelhecimento, assim como a influência do tipo de atividade física na manutenção do tônus muscular em idosos, ainda são escassas. O presente estudo teve como objetivo comparar o tônus muscular de idosos sedentários e praticantes de atividade física, a fim de contribuir para o aprimoramento de programas de ginástica para terceira idade na manutenção do tônus muscular em idosos participantes.

O modelo massa–mola–amortecedor se mostrou adequado para investigação das propriedades elásticas musculares em idosos, sendo útil para investigação dos efeitos dos diferentes treinamentos físico nessa população, embora seja necessária a criação de um modelo que leve em consideração a resposta reflexa ao movimento. A adição de equações não lineares ao modelo massa–mola–amortecedor parece solução pertinente. Visto que o coeficiente elástico foi suficiente para identificar pequenas diferenças entre os grupos avaliados, seu uso como índice único, na velocidade angular e amplitudes analisadas, constitui a metodologia proposta por esse estudo para quantificação de tônus muscular em idosos.

O trecho selecionado para análise (70% do trecho total de extensão) foi considerado eficiente no que tange a retirada da influência da aceleração e desaceleração no movimento, visto que o torque inercial mostrou-se inexpressivo quando comparado ao torque elástico. Embora a viscosidade seja uma propriedade muscular importante, seu comportamento não foi evidenciado nesse estudo.

Problemas atribuídos a erros metodológicos devem ser corrigidos em estudos futuros. A exemplo disso, pode-se citar a posição adotada pelos participantes para a realização da manobra, que não se mostrou pertinente neste estudo, visto que muitos idosos apresentaram limitação articular e pouca flexibilidade muscular, dificultando a realização adequada das amplitudes durante os testes. A isso pode ser atribuída, também, a dificuldade encontrada por alguns voluntários em se manter relaxados, o que resultou, em alguns casos, em uma força opositora ao movimento.

Frente a isso, uso de *feedback* visual para controle da velocidade angular, não se mostrou eficiente e, portanto sugere-se para investigações futuras, o uso de equipamentos isocinéticos.

Outro ponto que é preciso salientar se refere à qualidade dos treinamentos realizados pelos voluntários, uma vez que a rotina de treinos dos voluntários não foi controlada pelo avaliador. Para estudos futuros, voltados a compreensão das mudanças geradas nas propriedades musculares por diferentes tipos de exercícios físicos, sugere-se o desenvolvimento e gerenciamento dessas atividades.

# Capítulo 8

## Referências Bibliográficas

ACSM, AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 1998. *Position stand on exercise and physical activity for older adults*. *Medicine Science Sports and Exercise*. V. 30, p. 992-1008.

AROKOSKI, J. P. A.; SURAKKA, J.; OJALA, T.; *et al.*, 2005. “Feasibility of the use of a novel soft tissue stiffness meter. *Physiol. Meas.* v. 26, p. 215-228.

AXELSON, H. W., 2005. *Muscle Thixotropy – Implications for human motor control*. D.Sc. thesis, Uppsala University, Uppsala, Sweden.

BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2002. *Neurociências - Desvendando o Sistema Nervoso*. 2 ed. Porto Alegre, Artmed.

BRASIL SENADO FEDERAL COMISSÃO DIRETORA. Parecer no 1.301, de 2003. Apresenta a redação final do Projeto de Lei da Câmara nº 57, de 2003 (nº 3.561, de 1997, na Casa de origem), que dispõe sobre o Estatuto do Idoso. [texto na internet]. Diário Oficial da União, Brasília (DF); 2003 out [citado 2003 Out 03]. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil/LEIS/2003/L10.741.htm> acessado em 08 de março de 2010.

CAMERON, M., 1999. *Physical Agents in Rehabilitation: From Research to Practice*. 1ed. Philadelphia, Pennsylvania, W.B. Saunders Company.

COSTILL, D. L., WILLMORE, J. H., 2001. *Fisiologia do Esporte e do Exercício*. 1 ed. São Paulo, Manole.

DANTAS, A. R., 2008. “Sistema de quantificação mecânica aplicado à avaliação de espasticidade”. Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- DANTAS, E., 2005. *Flexibilidade, alongamento e flexionamento*. 5 ed, Shape.
- DAVIDOFF, R. A., 1992. “Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex”. *Neurology* 42, 951–963.
- ENOKA R. M., 2000. *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 2ª Edição. Editora Manole.
- 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.
- GAJDOSIK R.L., LINDEN D.W.V, McNAIR, P. J, *et al.*, 2005. “Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women”. *Clinical Biomechanics* 20 973–983
- 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.
- GOLDSPINK, D.F., 1977. “The influence of immobilization and stretch on protein turnover of rat skeletal muscle”. *J. Physiol.* 64, 267–282.
- GOLDSPINK, G., 1984. “Connective tissue changes in immobilized muscle”. *J. Anat. (London)* 138, 342–350.
- 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.



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.

GUYTON A. C., 1997. *Tratado de fisiologia médica*. 6<sup>a</sup> edição, Editora Interamericana, Rio de Janeiro.

HAGBARTH, K. E., 1994. “Evaluation of and methods to change muscle tone”. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, Supplement 30*, 19–32.

HAMILL, J., KUNTZEN, K. M., 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. 1 ed. São Paulo, Manole.

HERMENS, H. J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., *et al.*, 1999. *European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project*, Enschede: Roessingh Research and Development b.v.

HANNON, J.C., 2000b. “The physics of Feldenkrais. Part 2: No strain, no gain”. *Journal of Bodywork and Movement Therapies 4*, 114–122.

HILL, D.K., 1968. “Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation”. *The Journal of Physiology*. 199, 637–684.

HOLLMANN, W., STRÜDER, H. K., TAGARAKIS, C. V. M., *et al.*, 2007. “Physical activity and the elderly”. *European Society of Cardiology*, 730-739.

HOROWITS, R.; PODOLSKY, R. J. 1987. “The positional stability of thick filaments in activated skeletal muscle depends on sarcomere length: evidence for the role of titin filaments”. *J Cell Biol* 1987: 105: 2217-23.

HUXLEY, A. F., SIMMONS, R. M. 1971. “Proposed mechanism of force generation in striated muscle”. *Nature* 122/ 422-427.

IBGE / Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios - PNAD (1997-1999), Censos Demográfico (1991 e 2000), Contagem Populacional (1996) e projeções e estimativas demográficas (2001-2007). Disponível em:

<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?idb2008/a14.def> acessado em 08 de março de 2010.

JOHNS, R. J., WRIGHT, V., 1962. "Relative importance of various tissues in joint stiffness". *J Appl Physiol*: 17 (5): 824-8

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., 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*, n. 72, pp. 621-629.

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.

LUNDY–EKMAN, L., 2004. *Neurociência–Fundamentos para a Reabilitação*. 2ed. Rio de Janeiro, Elsevier.

MASI, A.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.

MATSUDO, S. M. e MATSUDO, V. K. R., 1992. “Prescrição de exercícios e benefícios da atividade física na terceira idade”. *Revista Brasileira de Ciências e Movimento*. São Caetano do Sul, v. 05, n. 04, p. 19-30.

MCARDLE W. D. & KATCH F.I & KATCH L., 2003. *Fisiologia do Exercício: Nutrição e Desempenho Humano*, 5ª edição. Editora Guanabara Koogan: Rio de Janeiro.

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, p. 121-128.

MYERS, T.W., 1998. “Kinesthetic dystonia: what bodywork can offer a new physical education”. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2, 101–114.

OCHALA, J., LAMBERTZ, D., POUSSON, M. *et al.* 2004. “Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing” *Experimental Gerontology*, v. 39, p. 349-358.

O'DWYER, N. J., ADA, L., NEILSON, P. D., 1996. "Spasticity and muscle contracture following stroke", *Brain*, v. 119, n. 5, pp. 1737–1749.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS. Plano de ação internacional contra o envelhecimento, 2002 / Organização das Nações Unidas; tradução de Arlene Santos. — Brasília : Secretaria Especial dos Direitos Humanos, 2003. — 49 p. : 21 cm. — (Série Institucional em Direitos Humanos; v. 1).

<http://www.cicts.uevora.pt/paienv.pdf> acessado em 08 de março de 2010.

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.

PAULA, B. M., PINO A. V., SOUZA M. N., 2008a. "Quantificação de tônus muscular em uma população adulta saudável". *Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Salvador.

PAULA, B. M., RIBEIRO, J. M., CATUNDA, J. M. Y. *et al.*, 2008b. "Mudanças das propriedades elásticas geradas pelo envelhecimento". *Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Salvador.

PETTY, J.F., MERCER, V.S., GROSS, M., *et al.*, 2000. "Relationship between maximal ankle dorsiflexion range of motion and maximal posterior horizontal excursion in standing". *Issues Aging* 23, 7–14.

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.

POLLOCK M. L., 1994. "Exercise training and prescription for the elderly". *South Med J.* 87: S88.

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.

PURSLOW, P. P., 1989. "Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity". *J Biomech* 22(1): 21–31

PURSLOW, P. P, TROTTER, J. A., 1994. "The morphology and mechanical properties of endomysium in series-fiberd muscles: variations with muscle length". *J Muscle Res Cell Motil* 15:299–308

RIDER R.A., DALY J., 1991. "Effects of flexibility training on enhancing spinal mobility in older women". *J Sports Med Phys Fitness*. 31:213-7.

RUBINI, E. C., COSTA, A. L. L., GOMES, P. S. C., 2007. "The effects of stretching on strength performance". *Sports Med*: 37 (3): 23-224

SHEEAN, G., 2002. "The pathophysiology of spasticity". *European Journal of Neurology*. v. 9, p 39.

SMITH, K. L., WEISS, L. E., LEHMKUHL, D. L., 1999. *Cinesiologia Clínica de Brunstom*. 1 ed. São Paulo, Manole.

STEVES A .M, DOWD S. B, DURIK D., 1997. "Caring for the old patient, Part II: Age-related anatomic and physiologic changes and pathologies" [Continuing Education]. *J Necl Med Technol* 25(2):86-97.

WEINECK, J., 1991. *Biologia do esporte*, São Paulo: Manole.

WANG, K., FORBES, J. G., JIN, A. J., 2001. "Single molecule measurements of titin elasticity". *Prog Biophys Mol Biol*: 77: 1-44

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.; KAINULANEN, V.; *et al.*, 2006. "Repeatability of a computerized muscle tonometer and the effect of tissue thickness on the estimation of muscle tone". *Physiol Meas.* v. 27, p. 787-796.